

Neue Medizintechnik in der Luftrettung.

Autor: Schedler, O.; Handschak, H.

ADAC Luftrettungsstation Senftenberg, Ackerstraße, Senftenberg

Einleitung: Die Zunahme der Rettungseinsätze mit der Verlegung von intensivpflichtigen Patienten gewinnt im Aufgabenspektrum der Luftrettung zunehmend an Bedeutung. Dabei kommt es nicht mehr in erster Linie auf einen schnellen und schonenden Transport an, sondern auch auf den Beginn, die Weiterführung und Änderung intensivmedizinischer Behandlungsstrategien. In Folge dessen ändern sich kurzfristig die medizintechnischen Kenntnisse des fliegenden Personals. Innovative Behandlungsmethoden wie die Intraaortale Ballonpulsation bei Patienten nach Myokardinfarkt und Low Cardiac Output Syndrom (LCOS), neue Beatmungsgeräte und spezielle Beatmungsstrategien in der Therapie des ARDS, die extrakorporale Membranoxygenierung und Bed Side Analysen verlangen Kenntnis und Ausbildung in der angewendeten Medizintechnik. Diese werden durch die Betreiberverordnung (MPBetreibV) §2 Abs.2§5 Abs.2, §2abs.1ff; §9Abs.1; §13 Satz1,3 und 4, das Medizinproduktegesetz (MPG) und durch das 1. Änderungsgesetz zum MPG, MedGV §6Abs.3; §10 Abs. 1; §6 Abs.4; §14 Abs.1 gesetzlich festgeschrieben. Um so fahrlässiger ist die Tatsache einzuschätzen, dass innerhalb der Nutzung medizintechnischer Geräte 64 % Bedienungsfehler, 18% Instandhaltungsfehler, 11% Konstruktions-, Fertigungs- bzw. Materialfehler und nur 8% Gerätefehler zu verzeichnen sind.

Anforderungen an Respiratoren in der Luftrettung: Von einem Respirator wird in der Luftrettung viel erwartet. Er sollte ein geringes Gewicht besitzen, wenig Energie netzunabhängig verbrauchen und alle Beatmungsmuster realisieren. Weiterhin sollte seine die Geräte in der Primärrettung und im Sekundärtransport einsetzbar sein.

Die BREAS LTV 1000 Respiratoren wurden nach dem Einsatz im klinischen Bereich auch auf ihre Einsatzfähigkeit in der Luftrettung getestet. Medizintechnische Kernstück dieses Respirators ist eine Turbine, welche einen Spitzenflow von 2330 ml/sec generieren kann. Diese Technik stellt im Gegensatz zu den anderen Respiratoren ein Verzicht auf Druckluftflaschen bzw. Kompressoranschluss zur Betriebsbereitschaft dar. In den Abmessungen (23 cm x 30 cm x 8 cm) und einem Eigengewicht von 5,8 kg bleibt es unter den Notfallrespiratoren vergleichbar. Das Mitführen einer z.B. 2 Liter Sauerstoffflasche (200 bar) wird ausschließlich zur Applikation der benötigten F_iO_2 benötigt. Diese kann wahlweise über einen Niedrigdruck- bzw. Hochdruckanschluss insuffliert werden. Bei einer F_iO_2 von 1,0 sind 40 Minuten maximale pneumatische Beatmungszeit möglich. Pneumatische Betriebszeit ist die Division aus Druckgasvorrat in Litern und Atemminutenvolumen und eventuellen Eigenbedarf des Gerätes. Damit hat der BREAS LTV 1000 Respirator und eine 2 Liter Sauerstofftransportflasche (2,7 kg) ein Gesamtgewicht von 7,5 kg und kann dank angebrachten Trageriemen problemlos transportiert werden. Ein netzunabhängiger Gerätebetrieb von ca. 60 Minuten bei vollständig geladenem Akkumulator, wird u.a. durch ein Energiesparmodus ermöglicht, welcher nach 60 Sekunden unverändertem Betrieb durch Abschaltung von LED-Anzeigen und Bedienungselementen ermöglicht wird. Der Anschluss an des Bordnetz kann wahlweise über 12 Volt- oder 24 Voltanschlüsse erfolgen. Vielfältig verfügbare Beatmungsmodi (PCV, IPPV, PSV, SIMV, CPAP) machen fast jede Form der Beatmung möglich. Für die Beatmung von Neugeborenen kann ein minimales Volumen von 50 ml appliziert werden.

Im Gegensatz zum BREAS LTV 1000 wird der Gasflow der Intensivrespiratoren Siemens Servo 3000 und Dräger Evita 4, Oxylog 2000 und Oxylog 3000 druckluftgesteuert. Dazu werden innerhalb des Gerätebetriebes Eigenbedarfsanteile der Gasreserven gerätespezifisch notwendig. Der Antriebsgasdruck muss mindestens 2 bar Air/O₂ betragen. Das bringt zusätzliches Gewicht an Bord und reduziert die Betriebszeit erheblich, wenn ein hoher Spitzenflow (3000 ml/sec Servo 300) benötigt wird. Mit den Abmessungen des Bedienteil von 430 mm x 150 mm x 325 mm und dem Beatmungsteil von 240 mm x 370 mm x 240 mm und einem Gerätegewicht von 24 kg ist der Platz- und Gewichtsbedarf des Servo 300 an Bord erheblich. Für den netzunabhängigen Transport des Patienten stehen dem Anwender 30 Minuten zur Verfügung. Dazu müssen die 2 x 12 Volt Akkumulator (1,9 Ah), nach 10 stündiger Ladung voll sein. Weiterhin wird für den Transport eine 2 x 5 Liter Gasversorgung (Air/O₂) und ein Tragetransportsystem notwendig. Der Anschluss an das Bordnetz kann nur über einen 24 Volt Gleichstromanschluss erfolgen. Für Neugeborene ist ein Atemzugvolumen von minimal 40 ml applizierbar. Innerhalb der Beatmungsmodi kann das Gerät im Support Automodus einen Kontext sensitive Kontrolle der Patientenbeatmung vornehmen. In der Beatmungstherapie des ARDS, oder des Rechtsherzversagen ist die Applikation von Stickoxyd (NO) über ein Zusatzmodul möglich. Die Dräger Evita 4 ist ein Intensivrespirator, welche dem Servo 300 unter luftrettungstechnischen Anforderungen vergleichbar ist. Zu schwer, zu groß, geringe Akkumulatorkapazität und für den mobilen Gebrauch in der Primärrettung völlig ungeeignet.

Der Dräger Oxylog 3000 wird als Alternative zum BREAS LTV 1000 angeboten. Mit einem Gewicht von 14,5 kg im optionalen glasfaserverstärktem Tragesystem mit 2,0 Liter Gasflasche, liegt das Gewicht doppelt so hoch wie beim BREAS LTV 1000. Netzunabhängig arbeitet der Oxylog 3000 dafür mit einer Kapazität von maximal 3,8 Ampere etwa 4 Stunden mit standardausgelieferten Lithium Ionen Akkumulator. Eine externe Versorgung kann mit Gleichspannung aus dem Bordnetz über einen DC/DC Konverter von 12, 24 und 28 V Gleichspannung bei 9 Ampere, oder über einen Netzanschluss von 100 bis 240 V bei 1, 5 Ampere über ein AC/DC Netzteil erfolgen. Die Gasversorgung erfolgt aus einer zentralen Gasversorgung oder aus einer Druckgasflasche von 3 bar bis 6 bar. Der Gasverbrauch für die interne Steuerung beträgt dabei 0,1 bis 0,5 Liter/ min. Die Abmessungen des Grundgerätes von 285 x 184 x 175 mm schließen den Griff, DC/DC und AC/DC Konverter aus. Diese bemessen jeweils zusätzlich etwa 162 x 60 x 117 mm. Damit werden die Gewichtsangaben für das Grundgerät mit 4,9 kg, AC/DC Netzteil mit 0,8 kg und der DC/DC Konverter mit 0,4 kg angegeben.

Der maximale Inspirationsflow beträgt 2800 ml pro sec. Bei Betriebsdrücke < 3,5 bar reduziert sich der maximale Inspirationsflow auf 1300 ml/sec. Atemminutenflowmessungen arbeiten mit einer Messgenauigkeit von 15 Prozent im Bereich von 0 bis 99 L/min. Das minimal applizierbare Volumen beträgt 50 ml pro Atemzug bei Body Temperature, Pressure Saturated Bedingungen. Diese sind bezogen auf Messwerte der Lunge bei 37°C Körpertemperatur, Barometerdruck (NN) und wasserdampfgesättigtem Gas (p_{H2O}).

Hinsichtlich der Steuerung der Beatmungsparameter sind volumenkonstante -, zeitgesteuerte - und druckkontrollierte Beatmungen, wie IPPV/IPPV Assist, SIMV, SIMV/ASB, BIPAP, BIPAP/ASB, CPAP und CPAP/ASB möglich. Zusammenfassend kann festgestellt werden, das die mobilen Respiratoren BREAS LTV 1000 und Oxylog 3000 vergleichbar sind und sowohl für den Einsatz als Notfallrespirator und Intensivrespirator geeignet sind.

Neben der Betriebsmöglichkeit welche durch den Akkumulator in netzunabhängig ermöglicht wird, ist vor allem die pneumatische Betriebszeit von Bedeutung. Diese beschreibt die Funktion

der Geräte abhängig von der vorhandenen Gasreserve. Hier stellt die Funktionsweise des BREAS LTV 1000 eine medizintechnische Neuerung dar, da eine Funktionsfähigkeit durch die Umgebungsluft möglich ist.

Spezielle Probleme an Respiratoren in der Luftrettung: Flowwandler sind Messwandler zur Umwandlung der Stromstärke (Flow) eines strömenden Mediums in eine elektrische Messgröße, wobei die Geschwindigkeit, eines durch eine Röhre fließenden Gasstromes, der Quadratwurzel der Druckdifferenz proportional ist und zur Erfassung der Strömungsgeschwindigkeit in einem strömenden Gas unter Ausnutzung der Widerstandsänderung eines erhitzten Drahtes durch den Kühleffekt des Gasstromes dienen. Dazu kommen Hitzdrahtsonden zur Anwendung. Bei der Messung der Strömungsgeschwindigkeit in der Atemluft wird eine Hitzdrahtsonde in einer Atemdüse angebracht und deren Widerstandsänderung entweder direkt in einer Brückenschaltung (bei konstantem Heizstrom des Drahtes) oder als notwendige Heizstromänderung zur Konstanthaltung der Hitzdrahttemperatur (Methode des konstanten Widerstandes) gemessen. Während dieser Messungen besitzt das Atemgas eine Körpertemperatur von 37°C und einen Wasserdampfdruck von 47 mmHg. Die Ermittlung der Meßwerte von Gasvolumina erfolgt jedoch meist unter ATPS-Bedingungen (Ambient Temperature Pressure Saturated). Das bedeutet Zimmertemperatur, aktueller Barometerdruck und Wasserdampfsättigung. Durch die Veränderung der Messbedingungen mit zunehmender Flughöhe für die Außentemperatur (5°C für 2000 ft) und den Barometerdruck (100 mmHg für 2000 ft), müssen maßgeblich die Norm- und Grenzwerte der Gerätehersteller von Standard Messbedingungen (STPS) auf BTPS (Body Temperature, Pressure, Saturated) berücksichtigt werden. Dazu sind Umrechnungen erforderlich. Diese Problematik wird in der Arbeit von Brimacombe, T.G.; Function of Draeger Oxylog ventilator at high altitude. Anaesth Intensive Care 1994; Jun; 22(3);276-80 demonstriert.

Spezielle Probleme der Kapnometrie in der Luftrettung: Für eine suffiziente und therapieorientierte Beatmung ist die Bestimmung der endexpiratorischen Kohlendioxidkonzentration (etCO₂) und der arteriellen Partialdrücke unabdingbar. Der Messvorgang des etCO₂ beruht auf der Fähigkeit der Infrarotabsorption. Das Absorptionsmaximum liegt bei 4,3 µm. Durch eine Küvette (Totraum 3 ml für Erwachsene bzw. 1,5 ml für Kinder) strömt das zu messende CO₂ - haltige Atemgas. Die Infrarotstrahlung (180 Hz Einzelimpulse) dringt durch das Messfenster in die Küvette, wird entsprechend der Gaskonzentration absorbiert und gelangt zum Infrarotdetektor. Der Absorptionsgrad der Infrarotstrahlung wird elektronisch gemessen und als CO₂ Konzentration angegeben. Der CO₂ Gehalt der Luft (0,03 Vol%) gilt als Nullwert. Ein wichtiger Nebeneffekt bei dieser Art der CO₂ Bestimmung ist die Erwärmung der Messküvette durch die Lichtquelle. Damit wird eine Wasserdampfkondensation in der Küvette vermieden. Diese Messungen können im Hauptstrom- und Nebenstromverfahren durchgeführt werden, wobei dieser Vorteil im Hauptstrommessverfahren zu erwarten ist. Bei abnehmenden Außentemperaturen (Δ5°C in 2000 ft) kann jedoch schneller ein Feuchtigkeitsniederschlag in der Messstrecke im Hauptstromverfahren als im Nebenstromverfahren auftreten. Im Nebenstromverfahren wird dem Atemgasgemisch ein Gasprobenfluss zwischen 50 und 150 ml/min mittels einer Probenpumpe entzogen. Daraus resultiert eine verzögerte Anzeige von 1 bis 2 sec und ein erhöhter Energieverbrauch. Während der Beatmung Neugeborener und Kleinstkinder, ist daher

dem Gasprobeentzug im Nebenstromverfahren, besondere Aufmerksamkeit zu schenken. Durch die Ansammlung von Kondenswasser in der Messkammer im Messgerätinneren sind des weiteren Messfehler zu erwarten. Bei schneller Änderung des Umgebungsdruckes ($\Delta p_{\text{baro}} = 100$ mmHg für 2000 ft), ist die regelmäßige Kontrolle des Luftdruckes von Bedeutung, um bei der Anzeige von Partialdruckwerten eine korrekte Messung zu gewährleisten (CAPNOCOUNT® mit Hubschraubermodus d.h. Kontrolle in Zeitabständen von 1 Minute). Bei Nebenstromverfahren wird die feuchte Atemgasprobe ($p_{\text{H}_2\text{O}} = 47$ mmHg) auf dem Transportweg bis zur Analyse getrocknet (STPD) und anschließend ggf. wieder auf BTPS-Bedingungen umgerechnet ($P_{\text{eCO}_2} \sim P_{\text{ACO}_2} \sim P_{\text{aCO}_2}$). Die Berücksichtigung des aktuellen Barometerdruck ist dann erforderlich, wenn statt der CO_2 Konzentration (Vol% STPD) der Partialdruck des CO_2 (mmHg BTPS) angegeben werden soll. Für die Berechnung des $p\text{CO}_2$ bedeutet eine Barometeränderung von 20 mmHg einen theoretischen Fehler von 2,6%. Weitere Bedingung für die Verwendbarkeit von Kapnometern ist die Genauigkeit der gemessenen Werte, die zumindest in etwa der physiologischen alveoloarteriellen CO_2 Partialdruckdifferenz (AaDCO_2) von 0,8 mmHg entsprechen sollte. [Whitesell, L. et al; Relationship between arterial and peak expired carbon dioxide pressure during anesthesia and factors influencing the difference; Anesth Analg; 1981; 60; 508-512] Da in der Luftrettung die Applikation von Lachgas nicht vorkommt, bleibt die Querempfindlichkeit für O_2 und N_2O von 1% bzw. 2,1% ohne Interesse.

Spezielle Probleme am Tubus Cuff und Katheterblockungen in der Luftrettung: Durch die Veränderungen des Barometerdruckes mit zunehmender Flughöhe verändern sich die Volumina entgegengesetzt proportional. Diese Gesetzmäßigkeit wird in der Boyle - Mariotte Gleichung definiert. Somit dehnen sich Volumina mit abnehmenden Umgebungsdruck aus. Dieses gilt ausschließlich für luftgefüllte Hohlräume. Dazu gehören medizintechnisch der Tubuscuffs, Katheterblockungen, Thoraxdrainagen und Ballonsonden. Für die manuelle- und kontinuierlich Cuffdruckmessungen sind Geräte vorhanden. Ihr Einsatz hat sich im Rettungsdienst als effektiv erwiesen. [Castner, T.; Cuffdruckmessung im RD: "Unter Druck geraten..."; Rettungsdienst; 10; 2002; 25. Jahrgang; 942-944] Alternativ können Ballonblockaden mit Wasser gefüllt werden. Dadurch bleibt eine Volumenausdehnung aus.

Intraaortale Ballon Pulsation (IABP): In den letzten Jahren wurde die Technik der IABP um viele Neuerungen erweitert, so dass ein netz- und luftdruckunabhängiger Transport erfolgen kann. Auf Grund dieser technischen Veränderungen wird das fliegende Personal häufiger mit der Bedienung der IABP während Intensivtransporten konfrontiert. Neben den technischen Neuerungen konnten die Indikationen stark erweitert werden. Dazu zählen das refraktäre ventrikuläre Herzversagen, der kardiogene Schock, eine instabile therapierefraktäre Angina pectoris mit nahendem Myokardinfarkt, mechanische Komplikationen der akuten myokardialen Infarktzierung, ischämiebedingte ventrikuläre Arrhythmie sowie kardiale Unterstützungen nach koronarer Angiographie und Angioplastie, welche eine Luftrettungstransport erforderlich machen könnten. Die Funktion der IABP besteht in einer Ballonfüllung mit Beginn der linksventrikulären Diastole (Dikrotischer Punkt) und einer Ballonentlüftung während der Systole. Dadurch wird der linke Ventrikel entlastet (Pre-, Afterload ↓; LVSD, LVED ↓), der arterielle diastolische Druck erhöht, die Durchblutung der Koronararterien verbessert, was zur Steigerung des Herzzeitvolumen und der renalen Durchblutung führt. [Maccioli, GA, et al; Journal of Cardio thoracic Anesthesia 1988 June; 2(3):365-373]

Die Triggerung der Ballonpulsation kann durch die arterielle Druckkurve oder EKG gesteuert werden. Die Ballonfüllung und Entlüftung erfolgt automatisch und kann manuell nachreguliert werden. Die Ballonpulsation kann jede Druckwelle, und bis zu jeder 4. Druckwelle unterstützen. Die IABP, in aktueller Version Data Scope System 98, garantiert, bei vollständiger Ladung, eine netzunabhängige Betriebsdauer von 135 Minuten und die Möglichkeiten der Bordenergieversorgung über eine 24 V Gleichstromschnittstelle. Ausreichend lange arterielle- und Ballonfüllungsschläuche ermöglichen einen komfortablen Transport, des radgelagerten Gerätes. Das Ballonvolumen beträgt für Kinder 2,5 ml und für Erwachsene 35 - 40 ml Füllungsvolumen und wird mit Helium gefüllt. Durch eine Membran wird die Heliumgasfüllung von Sauerstoff- und Kohlendioxidgas getrennt und in den Systemen 97 und 98 mit einem automatisch barometerdruckgetriggerten Füllungsdruckausgleich ausgestattet. Änderung des höhenbedingten atmosphärischen Druckes stellen somit keine Gefahr der Volumenexpansion dar. Die intraaortale Ballon Pulsationpumpe wiegt 50 kg, inklusive der 2 Liter Heliumgasflasche. Die Abmessungen von 70cm x 30 cm x 50 cm machen einen Transport mit einem ITH der Größenordnung BK 117 erforderlich. Während der Inbetriebnahme der IABP muss der Patient antikoaguliert sein. Eine Unterbrechung der Therapie ist unbedingt zu vermeiden. Thrombenbildung an der Oberfläche des Ballons und eine Versprengung von thrombotischen Material kann nach Wiederinbetriebnahme, mit den schweren Komplikationen einher gehen.

Spezielle Probleme der IABP in der Luftrettung: Mit zunehmender Verwendung der IABP werden auch häufiger Notärzte in der Luftrettung konfrontiert. Eine Kontrolle der Antikoagulation sollte auf allen Flügen durchgeführt werden. Dafür steht die mobile Kartuschentechnik der Bed side Geräte der Reihe iStat zur Verfügung. In einer Flughöhe von 5500 feet (2400m) kommt innerhalb kurzer Zeit zur Aktivierung der Koagulation. So konnte gezeigt werden, dass die Konzentration der Prothrombinfragmente 1 und 2 (+2,5 fach, $p=0,008$) sowie des Thrombin-Antithrombinkomplex (+8,2 fach, $p=0,04$) in den ersten beiden Stunden unter hypobaren Bedingungen (76 kPa) ansteigt. Weiterhin wurde eine Senkung der Faktor VII Antigen (-4,9%; $p=0,008$), der Tissue Faktor pathway inhibitor (TFPI) Antigenkonzentration (-17%; $p=0,001$) und TFPI Aktivität (-10%; $p=0,002$) festgestellt. Andererseits erhöhte sich die Faktor VIIa Aktivität (+17%; $p=0,003$). Mit der Reduzierung der Faktor VIIa und TFPI wird die Koagulation aktiviert und die Gefahr der thromboembolischen Geschehnisse steigt. Eine interklinische Verlegung mit IABP kommt mit Hubschraubern vom Typ BO 105 nicht in Frage.

Mobile Laboranalysatoren in der Luftrettung: Mit der Markteinführung der mobilen Labordiagnostik von Abbott, steht mit der iStat Serie eine moderne Form der Bed Side Analyse zur Verfügung. Das Funktionsprinzip der iStat Analysatoren basiert auf der Kartuschentechnik. Dabei wird über einen mikroproduzierten Sensor (0,2 mm) eine Spannungsmessung durch eine ionenselektive Silber/ Silberchlorid Membran durchgeführt. Sie entsprechen den traditionellen Messelektroden in Form eines horizontal übereinandergelagerten Siliconsensors. Die etwa 5 cm x 3cm große Kartusche enthält je Ausstattung 10 bis 13 Messsensoren. Damit können Bestimmungen der Blutgase (pH, $p\text{CO}_2$, $p\text{O}_2$, HCO_3 , TCO_2 , BE, Anionenlücke, SO_2), Elektrolyte (Na, K, Cl, Ca), Metabolite (Harnstoff, Kreatinin), Gerinnung (ACT) und Hämatologie (Hb, HCT) durchgeführt werden. Inklusive der vielfältigen Biosensoren beinhaltet die Kartusche Kalibrierlösung und Sammelbehälter. Für eine Messung werden pro Kartusche maximal 65 μl Blut notwendig. Nach Bestückung der Kartusche erfolgt das Bestimmen der Parameter durch ein

Auslesegerät in 120 sec. Gleichzeitig ermöglicht dieses Auslesegerät die Bestimmung des Luftdruckes und die einzelne Bestimmung der Blutglucose mittels herkömmlichen Steifentest. Das Auslesegerät besitzt die Abmessungen 20 cm x 5 cm x 5 cm und wiegt 500 Gramm. Generell ist zu bemerken, dass es bei einer kontinuierlichen intravenösen Anwendung von Thiopental und Propofol zu Interferenzen am pCO₂ Sensor und bei der Hydroxycarbamid zur Interferenz an den Sensoren für Kreatinin, Glukose und Laktat kommen kann. Die daraufhin modifizierte Software lässt Messungen in einem Betriebstemperaturbereich von 16°C bis 26 °C zu.

Spezielle Probleme des iStat in der Luftrettung: Die Probleme der Anwendung des iStat ergeben sich aus dem sehr engen Arbeitstemperaturbereich. Mit zunehmender Flughöhe nimmt die Temperatur ($\Delta 5^{\circ}\text{C}$ für 2000 ft) ab. Durch Erwärmung der Kabine kann nach einiger Zeit die untere Temperaturgrenze erreicht werden. Eine Abkühlung bei Temperaturen oberhalb des Temperaturbereiches ist jedoch schwieriger. Deshalb macht sich eine Aufbewahrung und ein Transport des iStat Gerätes und der Kartuschen in thermostabilen Behältnissen erforderlich. Mittels dieser Empfehlung kann ein nahezu fehlerfreier Betrieb realisiert werden.

Literatur:

Scholl, H.; Luftrettung; Edeweicht - Wien; Stumpf und Kossendey; 2002; ISBN 3-932750-77-2
Reichle, H. et al; Kapnometrie im Luftrettungsdienst-Experimentelle Untersuchungen zur Genauigkeit von drei CO₂ Analysatoren in der Unterdruckkammer; Anästhesiol.Intensivmed.Notfallmed.Schmerzther.1994;29;487-491
Biedler, A. et al; Überprüfung von CO₂ Messgenauigkeit und CO₂ Bereichspräzision zweier für den potentiellen Einsatz im Rettungsdienst konzipierter Kapnometer; Anaesthsist;1996;45;957-964
Whitesell, L. et al; Relationship between arterial and peak expired carbon dioxide pressure during anesthesia and factors influencing the difference; Anesth Analg;1981;60;508-512
Bendz, B. et al; Association between acute hypobaric hypoxia and activation of coagulation in human beings; Lancet;2000;356;11;1657-1658
Maccioli, GA, et al; Journal of Cardio thoracic Anesthesia;1988 June; 2(3):365-373
Dräger Medical Betriebsanleitung Oxylog 3000; 3 Ausgabe April 2002; 9037170-GA 5503.403de