

Hintergrund und persönliche Position

Montag den 23.3 las ich bei Heise von einer Ausschreibung der McGill University in der die Entwicklung von leicht nachzubauenden Beatmungsgeräten angeregt wird. Hintergrund dessen ist, daß Beatmungsgeräte die kritische Ressource sein werden, wenn die Covid19 Pandemiewelle weiter ohne signifikante Verlangsamung durch die Welt rollt.

Mein Verständnis von dieser Ausschreibung ist daß dort ein anspruchsvolles Medizinprojekt, mit Zulaßbarkeit, nahezu auf Pre-Production Niveau als Teilnahmebedingung eingefordert wird. **Ich bin überzeugt, daß es dafür deutlich zu spät ist.** Wenn man jetzt noch mit einer Entwicklung etwas bewegen möchte, muß man vorhandene Ressourcen optimal nutzen.

Ich selbst habe begonnen, mir mögliche Implementationen eines einfachen Beatmungsgerätes, welches im wesentlichen überall nachgebaut werden kann (eine der wichtigen Grundideen der McGill Ausschreibung) auszudenken, die aber soweit wie möglich breit vorhandene Ressourcen nutzen.

Ich habe keine wirtschaftlichen Interessen in diesem Projekt, ich wäre, wenn es länger dauert, froh über einen Beitrag zum Lebensunterhalt und einen freigehaltenen Rücken gegenüber irgendwelchen Rechteinhabern.

Ich habe nicht viel Wissen von den Details der klinischen Beatmung, werde da also schnell einen technisch interessierten Facharzt als Sparringspartner brauchen.

Getroffene Annahmen

Beatmungsbeutel mit Patientenventil (und evtl PEEP-Ventil), Intubationstubi und evtl als Nothilfe Mundstücke sind weltweit in hinreichender Menge verfügbar. In kritischen Zeiten wird ein gebrauchter Intubationstubus ausgekocht und wiederverwendet, Covid19 haben die Patienten sowieso alle. Die Industrie ist hoffentlich schon dabei, in 24/7 zu produzieren.

Druckluft (Autowerkstätten, Tankstellen etc) und Strom (zumindest 12V aus Automobilen, evtl mit zyklischem Akkutausch) sind weltweit da. Ölige Druckluft kann mit lokal gebauten Filtern aus Stofflagen in einem Rohr gefiltert werden. Der Stoff wird täglich getauscht. Die Luft ist nur Steuerluft, nicht Patientenluft.

Kleine Controller (hier ESP8266 / ESP32 etc) sind in großen Mengen zu haben.

Standard-Magnetventile für Druckluft sind IMHO in Massen zu haben, ob 3/2 , 5/2, 2/2, 12 oder 24V nebst Anschlußnippeln u evtl Kabelbindern zur Sicherung der Leitungen, zumindest weitaus besser verfügbar als Getriebemotoren, auf denen andere Designs aufsetzen.

Android-Smartphones gibt es überall. Die Leute können auch damit umgehen.

Überall auf der Welt, auch in armen Gegenden, gibt es geschickte Auto- und Fahrrad-Mechaniker, die mit einer Erklärung und einer Zeichnung was anfangen können und diese möglicherweise entsprechend der lokal verfügbaren Komponenten modifizieren. Die weltweiten Maker bauen die Controller zusammen und warten sie.

Leitlinien zur Sicherheit

Es wird sicher was kaputtgehen, es muß nur erkannt werden.

Soweit als möglich sollten Ausfälle für den Patienten überlebbar sein

Design des Beatmungsgerätes

Ein Beatmungsbeutel wird in einem Druckgefäß eingeschlossen. Hier in Europa würde ich HT-Rohr-Kanalkomponenten nehmen, die sind in großen Mengen sofort zu haben. Für die Beatmungsbeutel müssen evtl Adapter produziert werden, um den Durchgang durch die Druckgefäßwand zu realisieren, das geht schnell auf CNC-Drehautomaten. Die Muttern dazu sind in der E-Installation in Riesenstückzahlen in den Lägern. Ein- und Auslaß des Beatmungsbeckens werden aus dem Druckgefäß herausgeführt.

Eventuell werden die Druckgefäße je nach Bedarf mit großen oder kleinen Beatmungsbeuteln gefüllt. Wir haben auch kleine Patienten.

Das Druckgefäß bekommt ein druckluftgesteuertes Ventil mit großem Querschnitt, so 50..75mm, um den Überdruck schnell abzulassen. Druckentlastung der Steuerleitung öffnet das Druckgefäß nach außen. Die Dichtungen dafür gibts hier vielleicht bei Spülbeckenabläufen, in Afrika machen wir die aus aufgeschnittenen Fahrradschläuchen. Das Druckgefäß bekommt noch einen Füllanschluß für die Druckluft mit Schlauchnippel und einen eingebauten Drucksensor (z.B. Bosch BMP280, BME280)

Am Ausgang des Magnetventiles wird sowohl ein Schlauch zum großen Druckentlastungsventil als auch - über eine Drossel - zum obigen Füllanschluß gelegt. Die Drossel kann im Luxus ein Serienteil von Festo sein, im einfachsten Fall wird der Schlauch (vielleicht 3..4mm Lumen) zwischen zwei Holzstücken eingeklemmt und mit den Verbindungsschrauben wird die Drossel justiert.

Betriebsdruck so klein wie möglich - manche Magnetventile brauchen einen gewissen Minimaldruck, vielleicht 1 bar am Ausgang, gerne weniger, hängt von der lokal verfügbaren Drossel ab.

Vom Beatmungsbeutel geht ein Schlauch - gerne ein Standard-Beatmungsschlauch, ansonsten geht auch verstärkter Gartenschlauch - zum Patientenventil mit optionalem PEEP (Druckhalteventil für Patienten mit Lungenentzündung). Auf den Tubus/Masken-Anschluß kommt ein Zwischenring, der einen Drucksensor beinhaltet. Der Zwischenring kann aus einem leergeräumten HEPA-Beatmungsfilter und Klebstoff gebaut sein, wichtig ist, daß der dem Patienten zugeführte Druck gemessen werden kann. Kann auch ein einfaches Drehteil mit eingeklebtem Sensor sein.

Grundlegende Arbeitsweise

Für einen Beatmungszyklus öffnet der Controller das Magnetventil. Das große Ventil (Release Valve) schließt, durch den Füllanschluß und die Drossel fließt Luft ins Druckgefäß, der Druck steigt und komprimiert den Beatmungsbeutel, das Patientenventil schaltet auf Einatmen, die Luft aus dem Beutel fließt in den Patienten. Druckverlauf am Patienten und im Druckgefäß wird überwacht, übersteigt der Druck beim Patienten eine Schwelle, wird sofort das Magnetventil geschlossen, damit öffnet

das Release Valve. Läuft alles normal, wird bis zur vorkonfigurierten Zeit beatmet und dann der Druck weggenommen, das Release Valve öffnet und entleert das Druckgefäß, das Patientenventil schaltet auf Ausatmen, der Beatmungsbeutel füllt sich wieder während der Patient ausatmet. Nach Ablauf einer vorkonfigurierten Zeit startet der nächste Zyklus. Läuft nicht alles normal, alarmiert der Controller und geht je nach Störfall in ein noch festzulegendes Störbetriebsmuster.

Controller und Bedienung

Der Controller misst die Drücke, steuert das Magnetventil, überprüft die Plausibilität der Messdaten und löst gegebenenfalls Alarm aus.

Als Interaktion zur Konfiguration stelle ich mir derzeit vor, daß die Controller sich auf Tastendruck mit dem stärksten sichtbaren WLAN-Access-Point verbindet, der das festgelegte Passwort akzeptiert. Wenn man beim Aufbau der Beatmungsstation den AccessPoint zu jedem Patientenbett mitnimmt sollte man alle Controller leicht einfangen können. Neue Controller werden dann unmittelbar neben dem betreffenden AccessPoint auf das aktuelle WLAN angelernet und danach zum Patientenbett gebracht.

Es ist damit zu rechnen, daß die Controllerfirmware nach neuen Erkenntnissen aktualisiert werden muß. Dann werden neue Controller ausgegeben, die die alten ersetzen. Die alten werden zum lokalen MakerPoint gebracht, wo sie aktualisiert, getestet und für den Neueinsatz vorgehalten werden.

Die Smartphones der Bediener/Pfleger sind auch an obigem AP eingebucht, evtl 2..3 Smartphones pro Abteilung, damit Redundanz da ist. In jedem Smartphone kann man lokal entscheiden, welche Controller überwacht werden, da evtl die Controller der Nachbarabteilung auf dem selben AP eingebucht sind. Die Controller senden in kürzeren Abständen Alive-Meldungen, die Smartphones bekommen selbige mit. Fallen die Alives für über 30..40 sec aus, alarmiert das Smartphone. Die Controller werden auch über die Smartphones konfiguriert. Erkennen die Controller kritische Zustände, alarmieren sie aktiv über die Smartphones. Die Keepalives der Controller enthalten den jeweiligen Alarmstatus.

Konfiguration :

Der Arzt entscheidet, welches Atemvolumen in welcher Zeit und mit welcher Frequenz der Patient bekommt. Dazu wird bei abgeklemmtem (Tubus/Maske nicht eingesteckt) Patientenanschluß Patienten (evtl währenddessen handbeatmet von Pfleger) die Konfiguration durchgeführt, dabei ermittelt das Gerät, wieviel Zeit es braucht, um den Beutel komplett zu komprimieren (ab da steigt nämlich der Innendruck im Druckgefäß). Durch verändern der Drossel wird das Gerät kalibriert, d.h. die Zeit eingestellt, die das System zum kompletten Entleeren des Beatmungsbeckens braucht (braucht nicht sehr genau zu sein) Für den Patienten wird dann festgelegt, welche Füllung er bekommt (z.B. Beutelvolumen 1600ml, Totalkompression in 20 sec gemessen, daher 400 ml in 5..6 sec, die Zusatzsekunde wegen des Anfangsdruckes der teilkollabierten Lunge). Nach Anschluß des Patienten werden Beatmung- Anfangs- und Enddruck gemessen, ggf Mengen korrigiert und Alarmschwellen festgelegt. Der Controller ermittelt und speichert in dieser menschlich überwachten Phase die resultierenden Druckverläufe.

Überwachung

Während des Betriebes überwacht das Gerät die Druckverläufe, so würde ein zugeklemmter Atemschlauch den Druck im Druckgefäß frühzeitig steigen lassen (weil nichts abfließt), ohne daß Patientendruck da ist -> Alarm. Ist das Patientenventil vom Schlauch geflogen oder der Intubationsschlauch vom Patientenventil, dann ist der Druckanstieg im Druckgefäß unerwartet niedrig und kein Druck am Patientenanschluß -> Alarm. Ist das Kabel zum Magnetventil gebrochen kommt bei Zyklusstart kein Druckaufbau zustande -> Alarm. Ist der Intubationsschlauch verstopft, steigen Druckgefäß- und Patientendruck synchron und deutlich zu schnell -> ALARM. Bleibt das Magnetventil offen, kriegt der Patient leider das volle Beutelvolumen ab (hoffentlich hat das PatientenVentil ein Überdruckventil, das ist AFAIK Pflicht in EU), danach steigt der Druckgefäßdruck -> ALARM.

Noch offen

Eine willkommene Erweiterung wäre es, den Atemdruck am Patientenanschluß auf Spontanatmung des Patienten zu überwachen und diese zu unterstützen. Hier brauche ich sicher noch Hilfe.

Bei passendem Design bezüglich Druckluftdruck, Querschnitt des ReleaseValve etc könnte man sicherstellen, daß das ReleaseValve Überdruckventilfunktion übernimmt:
$$\text{max. Innendruck Druckgefäß} = \text{Arbeitskolbenfläche} * \text{Steuerdruck} / \text{Ventilfläche}$$

ReleaseValve \leq 65mBar

Luxus wäre es, mit Infrarotsensoren im Abluftkanal den CO₂-Gehalt der Ausatemluft mit zu überwachen: Sobald der CO₂-Schub zum Ende des Ausatmens fehlt, stimmt etwas nicht. Die von mir in schneller Suche gefundenen IR-Sensoren mögen alle kein kondensierendes Wasser, man könnte den Ausatemstrom in einem Venturimischer mit Druckluft mischen, dabei sinkt die rel. Luftfeuchte IMHO weit genug - allerdings auch gleichsinnig die CO₂-Konzentration. Die in Massen verfügbaren Sensoren sind wohl hinreichend sensibel, um dieses 'Runtermischen' ohne ernsten Informationsverlust zu erlauben.

Luxus wäre auch ein zweites Magnetventil um die Funktionen 'ReleaseValve' und 'Füllen' wegen höherer Sicherheit zu trennen, das könnte aber im Grenzfall die Zahl der baubaren Geräte halbieren, wenn Magnetventile die kritische Komponente sind.

Lokales Wissen über verfügbares Baumaterial an verschiedenen Ecken der Welt wäre hilfreich, sobald das Projekt Fahrt aufnimmt. Die Ventile und Druckgefäße können IMHO, wenn das Prinzip verstanden ist, aus den unterschiedlichsten Zutaten gebastelt werden. Auch in Mengen.

Ich mach jetzt mal ne Zeichnung