

Modellprädiktive Regelung von Kohlenstoffdioxid im Atemgas

Georg Männel¹, Dirk Rutsatz², Thomas Krüger² und Philipp Rostalski¹

¹Institut für Medizinische Elektrotechnik, Universität zu Lübeck, Lübeck, Deutschland

²Drägerwerk AG & CO. KGaA, Lübeck, Deutschland

Kontakt: maennel@ime.uni-luebeck.de

Einleitung

Die lungenprotektive, maschinelle Beatmung zielt auf den optimalen Kompromiss zwischen dem Erhalt der Vitalfunktionen und der Minimierung der Belastung für den Patienten. Neben der manuellen Vorgabe von konkreten Beatmungsdrücken, Volumenströmen und Tidalvolumina entwickelt sich die Technik zunehmend in Richtung integrierter Assistenzsysteme, in denen Therapieziele vorgegeben werden. Deren optimale Umsetzung wird dann von dem Beatmungsgerät vorgenommen. In dieser Arbeit soll ein neues, modulares Regelkonzept vorgestellt werden, welches die Vorgabe eines Therapieziels für den Gasaustausch, genauer die Kohlenstoffdioxidkonzentration im Blut übernimmt. Als Surrogatparameter dient der CO_2 -Partialdruck in den Alveolen (P_{CO_2}) der Lunge, welcher endtidal in der Expirationsluft (etCO_2) unter Berücksichtigung des alveolaren Totraums messbar ist. Zur Regelung des Kohlenstoffdioxidgehalt im Blut wird in diesem Ansatz zunächst die optimale alveolare Minutenventilation bestimmt, aus welcher dann die Beatmungsparameter für eine druckunterstützte Beatmung abgeleitet werden. Dieser modulare Aufbau ermöglicht es, bereits vorhandene Funktionalitäten im Beatmungsgerät zu integrieren.

Reglerstruktur

Die gewählte, kaskadierte Regelstruktur besteht aus zwei Modulen, welche den eigentlichen CO_2 -Regler bilden. Der äußere Regelkreis übernimmt die Regelung des endtidalen Kohlenstoffdioxidgehalts über die Verstellung der Minutenventilation. Da der Regler in der Lage sein muss, Beschränkungen und weitere Nebenbedingungen zu berücksichtigen, wird ein modellprädiktiver Ansatz (MPC) verwendet. Dieser bietet zudem den Vorteil, dass nicht nur die aktuelle Stellgröße sondern auch der zukünftig erwartete Verlauf der Stell- und Regelgrößen für den Anwender ersichtlich ist. Dies ist insbesondere im Übergang von automatisierten zu manuellem Betrieb von hohem Mehrwert.

Als Prädiktionsmodell für den prädiktiven Regler wird ein um einen repräsentativen Arbeitspunkt lineares ARMAX-Modell verwendet, welches individuell an den Patienten angepasst werden kann. Diese Modellstruktur eignete sich, um das Verhalten des etCO_2 -Verlaufs eines Patienten über einen längeren Zeitraum vorauszusagen, [1]. In der gewählten Kostenfunktion wird nur der zeitliche Verlauf der Minutenventilation als Modelleingang und der CO_2 -Partialdruck als Modellausgang berücksichtigt.

Um Schäden durch zu hohe Drücke in der Lunge zu verhindern und eine ausreichende Frischluftversorgung sicher-

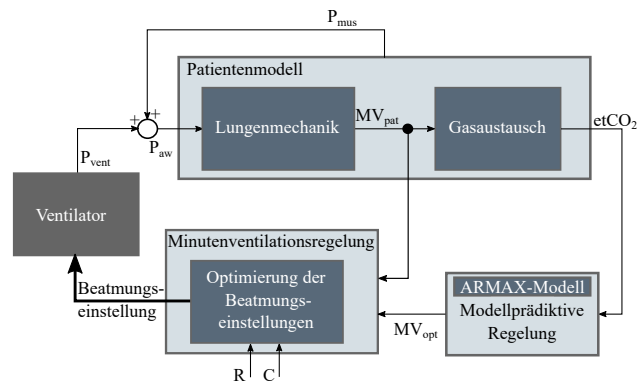


Abb. 1: Schematischer Aufbau der Regelstrecke und seiner Komponenten, angeschlossen an einen nichtlinearen Patientensimulator.

zustellen, wird die Minutenventilation in der Optimierung beschränkt. Weiterhin gilt es, den CO_2 -Gehalt in physiologisch sinnvollen Grenzen zu halten. Um eine Überreaktion des Patienten auf sprunghafte Änderungen zu vermeiden und den Patienten langsam in den gewünschten Zielbereich zu überführen, wird auch die Änderungsrate der Minutenventilation begrenzt. Weiterhin muss in dieser Phase des Projekts dem Klinikpersonal die Möglichkeit geben werden, die Vorschläge des Algorithmus zu überprüfen und ggf. zu korrigieren. Nebenbedingungen und Kostenfunktion wurden so formuliert, dass die Stabilität für den geschlossenen Regelkreis unter der Gültigkeit des linearen Modells garantiert werden kann.

Der innere Regelkreis hat das Ziel, die vorgegebene Minutenventilation auch unter Spontanatmung optimal umzusetzen. Dazu wird zunächst der spontane Anteil der Minutenventilation aus dem vorangegangenen Atemzug ermittelt und von der durch den MPC-Regler ermittelten, optimalen Minutenventilation abgezogen. Anschliessend werden mit Hilfe einer modellbasierten Optimierung basierend auf [2] die optimalen Beatmungsparameter einer druckunterstützten Beatmung ermittelt. Die dafür benötigten Parameter Resistance und Compliance der Lunge werden dabei vom Beatmungsgerät ermittelt.

Simulationsmodell

Für die in-silico Validierung des vorgeschlagenen Regelungskonzeptes wird ein Simulationsmodell für Gasaustausch und Lungenmechanik entwickelt. Die Lungenmechanik wird vereinfacht als lineares System erster Ordnung mit statischer Resistance und Compliance modelliert. Die resultie-

rende alveolare Minutenventilation wird anschließend in einem Gasaustauschmodell basierend auf dem Modell von Ursino et al., [3] verwendet, um die Entwicklung des etCO_2 zu simulieren. Die Parameter des Lungenmodells wurden an einem Patientendatensatz mittels nichtlinearer Optimierung identifiziert. Die Spontanatmung wird vereinfacht mittels eines in der Amplitude variierenden Muskeldrucksignals simuliert. In Abb. 1 ist der schematische Aufbau des Reglers und des Simulationsmodell dargestellt.

Simulation

Zur Überprüfung des Regelungskonzepts wird anhand des Simulationsmodells ein Testszenario implementiert. In dem überprüft wird, wie gut die Regelstrecke einen vorgegebenen Sollwert für etCO_2 im Nominalfall folgen kann und wie sich der Regler bei einsetzender Spontanatmung verhält. Dabei wird das Simulationsmodell zunächst 15 min ohne Regler mit Eingangsdaten aus realen Patientendaten simuliert. In dieser Phase, kann das ARMAX-Modell für den MPC-Regler identifiziert werden. Im Anschluss soll der Simulationendwert von 34 mmHg für 5 min gehalten werden und dann einer Referenztrajektorie trotz der nach 45 min einsetzenden Spontanatmung gefolgt werden. Die in der Simulation durch das synthetische Muskeldrucksignal erzeugte spontane Minutenventilation steigt im Minutentakt an und wird dann für 25 min im Mittel konstant gehalten. Anschließend sinkt die Spontanatemaktivität des Patienten wieder langsam auf null ab. Abbildung 2 zeigt das zeitliche Verhalten des simulierten etCO_2 -Signals für die applizierte Minutenventilation und analog dazu die Spitzendrücke pro Atemzug für den Ventilator, den Patienten und den daraus resultierenden Inspirationsdruck.

Das vorgestellte Regelkonzept erreicht Sollwertfolge durch stufenweise Anpassung der Minutenventilation nach jedem Sollwertsprung. Um den Gleichgewichtszustand zu erreichen, folgt eine weitere langsamere Anpassung der Minutenventilation, während der Wert des etCO_2 -Signals die Zielvorgabe erfüllt. Es ist erkennbar, dass durch die Kaskadierung dieser zwei Module Spontanatmung auf natürliche Weise mitberücksichtigt werden kann. Direkt nach Detektion der Spontanatmung erfolgt eine sofortige Verminderung des Inspirationsdrucks, wodurch eine adäquate Unterstützung durch das Beatmungsgerät ermöglicht wird. Der Unterstützungsdruck wird bei steigender Spontanatmung kontinuierlich reduziert, bis der Patient die Atmung selbstständig übernimmt. Erst jetzt folgt das gemessene etCO_2 -Signal nicht mehr der Referenz von 34 mmHg, sondern unterschreitet dies. Sobald die vom Patienten erzeugte Minutenventilation unter den von der prädiktiven Regelung ermittelten Wert zur Erreichung des Zielwertes absinkt, wird der Unterstützungsdruck wieder erhöht.

Diskussion und Ausblick

Anhand des Testszenarios konnte exemplarisch gezeigt werden, dass die Reglerstruktur aus zwei kaskadierten Reglern prinzipiell geeignet ist, um den Kohlenstoffdioxidge-

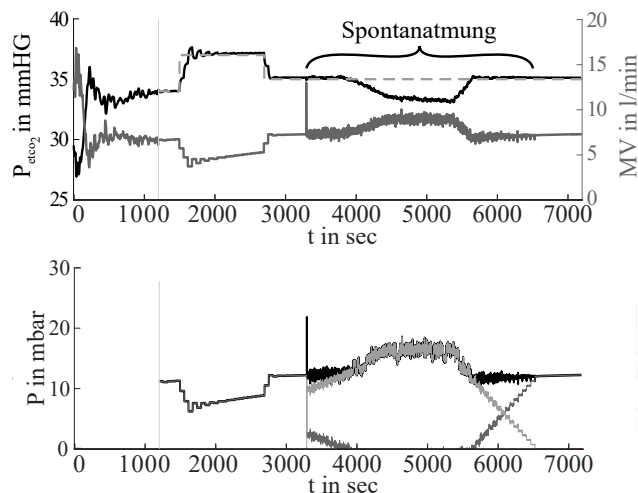


Abb. 2: oben: Simulation des geregelten Patientenmodells mit Spontanatmung (schwarz: etCO_2 -Signal, gestrichelt: Sollwert, grau: Minutenvolumen). In der Zeit zwischen $t = 3400\text{ s}$ und $t = 6600\text{ s}$ atmet der Patient spontan. unten: Inspirations- (schwarz), Beatmungsgeräte- (dunkel grau) und Spontanatemdruck (hell grau) für die Simulation des geregelten Patientenmodells gegen die Zeit aufgetragen.

halt im Körper zu regeln. Die verwendete prädiktive Reglerstruktur erlaubt eine Anpassung auf andere Beatmungsformen, wie volumenkontrollierte Beatmung. Dazu muss nur das Modul im inneren Regelkreis angepasst werden. Der prädiktive Regler bleibt unverändert.

Um Veränderungen im Patientenstatus und nicht modellierte Nichtlinearitäten in der Regelstrecke besser erfassen zu können, ist eine kontinuierliche Adaption des Prädiktionsmodells, z.B. mittels RLS-Schätzung, denkbar. Die Auswirkungen auf die Stabilität und Performance einer solchen adaptiven Regelung sind Gegenstand aktueller Untersuchungen. Des Weiteren wird das Simulationsmodell kontinuierlich erweitert, um die Regelung unter realistischeren Testszenarien überprüfen zu können.

Neben diesen theoretischen und modellbasierten Untersuchungen sind weitere Auswertungen an klinischen Daten in Vorbereitung. Dabei steht die Anpassung und Vorhersagequalität des ARMAX-Modells im Fokus.

Literatur

- [1] BATZ, D.: *Modellbasierte etCO_2 -Prädiktion*, Fachhochschule Lübeck, Bachelorarbeit, 2014
- [2] SCHRANZ, C. ; BECHER, T. ; SCHÄDLER, D. ; WEILER, N. ; MÖLLER, K.: Model-based setting of inspiratory pressure and respiratory rate in pressure-controlled ventilation. In: *Physiol Meas* 35 (2014), Nr. 3, S. 383–397
- [3] URSINO, M. ; MAGOSSO, E. ; AVANZOLINI, G.: An integrated model of the human ventilatory control system: the response to hypercapnia. In: *Clin Physiol* 21 (2001), Nr. 4, S. 447–464