

Anwendung virtueller Sensorik in Herzunterstützungssystemen

Alexander Sievert, Institut für Automatisierungstechnik,
Universität Rostock, Alexander.Sievert@uni-rostock.de
Andreas Arndt, Constantin Wiesener, Berlin Heart GmbH
Wolfgang Drewelow, Bernhard Lampe
Institut für Automatisierungstechnik, Universität Rostock
Olaf Simanski, Bereich Elektrotechnik und Informatik,
Hochschule Wismar

Zusammenfassung

In medizinischen Automatisierungslösungen werden extrem hohe Anforderungen an die Zuverlässigkeit des Systems gestellt. Insbesondere spielt die Auswahl der Sensorik eine entscheidende Rolle für die Sicherheit des Patienten. Im Sinne der Zuverlässigkeit und Robustheit wird häufig auf Lösungen mit einer minimalen Anzahl von Sensoren orientiert. Die nicht direkt verfügbaren Messinformationen werden dann durch die Verwendung von Modellen über virtuelle Sensoren gewonnen. Solche Lösungen sollen zu einer Verbesserung der Robustheit des Systems führen.

1 Einleitung

Moderne Herzunterstützungssysteme kommen in der ambulanten Mittel- und Langzeittherapie bei terminalem Herzversagen zum Einsatz. Die Verwendung von Sensorik erfordert in diesem Anwendungsgebiet zumeist eine redundante Auslegung. Für die direkte Erfassung physiologischer Prozessgrößen bestehen hier Einschränkungen, wobei insbesondere wenige, nicht-invasive und elektrisch isolierten Messgrößen angestrebt werden.

In diesem Beitrag soll das Konzept zur Automatisierung des Herzunterstützungssystems EXCOR[®] der Firma Berlin Heart GmbH vorgestellt werden, welches auf der Verwendung minimaler direkter Messinformation basiert.

2 Systembeschreibung und Sensorik

Das EXCOR-System (Abbildung 1) hat die Aufgabe, eine oder beide Herzkammern bei ihrer Pumptätigkeit zu entlasten oder zu ersetzen. Die Funktionsweise ist dem natürlichen Herzen nachempfundenen. Eine künstliche Blutpumpe füllt sich mit Blut und treibt

dieses pulsatil wieder in das Herzkreislaufsystem des Patienten aus. Über Kanülen ist das Herzkreislaufsystem mit der künstlichen Blutpumpe verbunden. Dabei bestimmen die den natürlichen Herzklappen nachempfundenen Klappen in der Eingangs- und Ausgangskanüle die mögliche Flussrichtung des Blutstromes. Innerhalb der Blutpumpe isoliert eine flexible Membran das Blut des Patienten von der Umgebung. Die Membran übernimmt die Funktion des Herzmuskels und koppelt den Druck im pneumatischen Antriebssystem mit dem Druck in der Blutkammer. Durch eine zyklische Kompression und Expansion von Luft in der EXCOR-Antriebseinheit wird der Antriebsdruck gesteuert. Der Pumpvorgang des Herzunterstützungssystems wird durch die zyklische Kolbenbewegung zwischen zwei Umkehrpunkten realisiert.

Als Stellgröße für die Regelung des EXCOR-Systems steht ein vorgebbares Motordrehmoment zur Verfügung, welches die Position des Antriebskolbens verstellt. Darüber hinaus kann die im pneumatischen System eingeschlossene Luftmasse durch eine kurzzeitige Öffnung eines Luftmassenausgleichsventils vergrößert oder reduziert werden.

Für die Regelung nutzbare Messgrößen sind lediglich die aktuelle Kolbenposition und der Druck in der Kolbenantriebskammer (siehe Abbildung 2). Diese Messgrößen werden ausschließlich in der Antriebseinheit erfasst, so dass bei einem Ausfall der Sensorik auf einen komplett redundanten Antrieb mit eigener Positions- und Druckmessung umgeschaltet werden kann. Dadurch ist der sichere Betrieb weiterhin gewährleistet und eine Reparatur ist ohne Eingriffe am Patienten möglich.

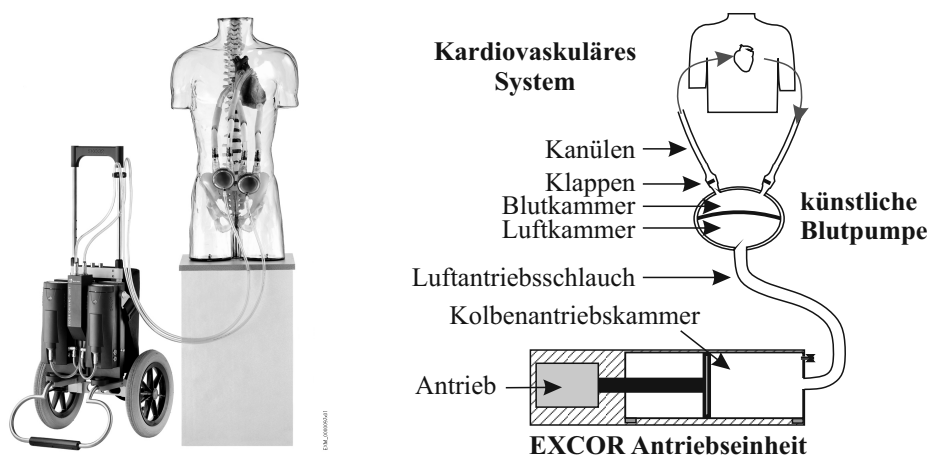


Abbildung 1: Herzunterstützungssystem EXCOR mit mobilem Antriebssystem EXCOR

3 Regelung des EXCOR-Systems

Regelungsziel ist die möglichst vollständige Füllung der Blutpumpe und die Austreibung dieser Blutmenge in den Körperkreislauf mit einer definierten Pumpfrequenz. Die Füllmenge kann dabei durch den venösen Blutrückstrom des Patienten begrenzt sein. Durch den Verzicht auf Sensorik innerhalb der Blutpumpe zu Gunsten der Patientensicherheit steht keine direkte Prozessgröße zur Verfügung, um den aktuellen oder im Pumpzyklus erreichten Füllungszustand zu ermitteln.

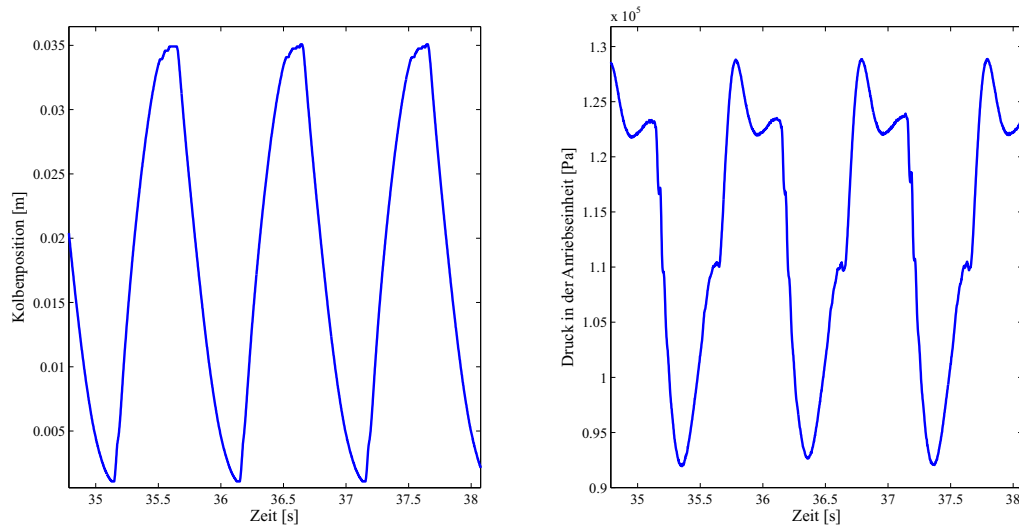


Abbildung 2: Exemplarischer Verlauf der verfügbare Messgrößen im EXCOR-System

3.1 Virtuelle Sensorik

Basis der Regelung der Blutpumpe war die Entwicklung eines Ansatzes zur Abschätzung des Blutstroms über ein Modell der Pumpe. Aus den verfügbaren Messgrößen werden über dieses Pumpenmodell im on-line-Betrieb virtuelle Messwerte erzeugt.

Grundlage dieser Abschätzung ist die Änderung des Druckes in der Antriebseinheit und dem durch die aktuelle Kolbenposition definierten Luftvolumen in der Antriebseinheit. Ausgehend von der isothermischen Gaszustandsgleichung wird die Volumenänderung durch die Membran in der künstlichen Blutpumpe ermittelt. Durch die Kopplung von Luft- und Blutkammer über die Membran und wegen des nicht kompressiblen Charakters des Blutes ist eine Membranbewegung fest mit einem entsprechenden Blutvolumenstrom durch die künstliche Pumpe verknüpft. Damit ist eine Abschätzung des Blutstromes Q durch die Gleichung

$$Q = \frac{\dot{m} * R * T}{p_a} - \left(\frac{\dot{p}_a}{p_a} * (V_{Kolben} + V_{Tot} + \int Q dt) \right) - \dot{V}_{Kolben} \quad (1)$$

Q	geschätzter Volumenstrom in und aus der Pumpe
\dot{m}	Luftmassenausgleich gegen Umgebungsdruck
p_a	Druck in der Antriebseinheit
V_{Kolben}	Luftvolumen in der Antriebseinheit
V_{Tot}	pneumatisches Totvolumen im Antrieb, Schlauch und Pumpe

möglich. Insbesondere gestattet dieser virtuelle Sensor, das erreichte Füllungs- und Entleerungsvolumen der Blutpumpe abzuschätzen.

Abbildung 3 stellt die Volumenstromschätzung im laufenden Betrieb des EXCOR-

Systems dar. Für die Verifikation des Prädiktionsalgorithmus wurde eine Volumenstrommessung über einen an der venösen Zuflusskanüle angebrachten Ultraschallsensor durchgeführt. Abweichungen zwischen Messung und Prädiktion resultieren unter anderem aus dem Aspekt, dass die Messung lediglich den Volumenstrom durch die venöse Kanüle Q_{ven} erfasst, während das Modell den Gesamtstrom

$$Q = Q_{ven} + Q_{art} \quad (2)$$

abbildet. Die Messung zeigt, dass das Prädiktionsmodell eine hinreichend genau arbeitet, um für die Regelung genutzt zu werden.

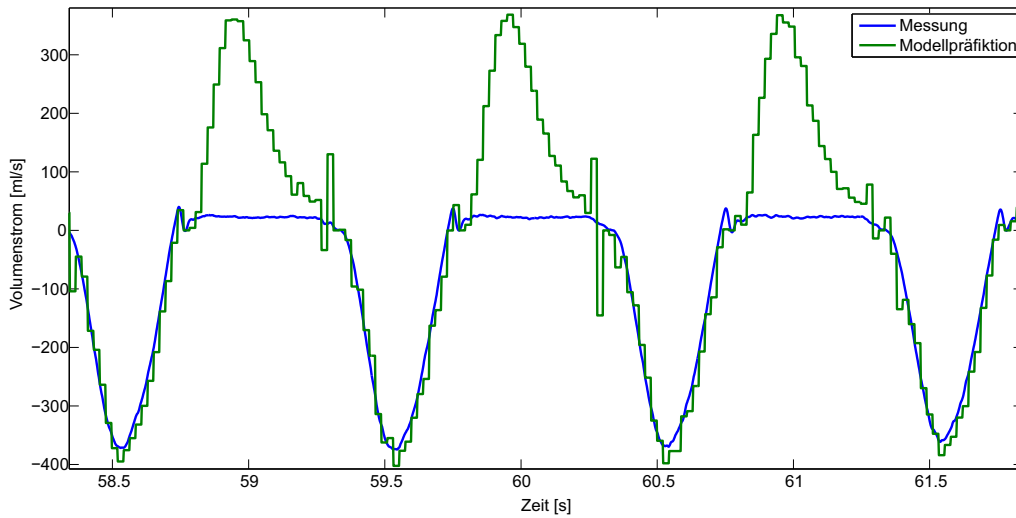


Abbildung 3: Verifikation der Volumenstromschätzung

3.2 Regelung

Auf Grundlage der Volumenstromschätzung durch den virtuellen Sensor erfolgt eine Regelung des innerhalb des Zyklusses umzusetzende Kolbenhubs und der pneumatischen Luftmasse. Die Regelung erfolgt zeitdiskret einmal während eines Pumppunktes. Die zur Verfügung stehenden Stellgrößen werden exklusiv voneinander genutzt.

Eine Kolbenhubregelung ist notwendig, damit sich das System an ändernde Systemparameter wie die Viskosität des Blutes oder die arteriellen und venösen Kreislaufgedrücke anpassen kann. Gegenüber einem fixen Kolbenhub bietet diese Variante den Vorteil eines angepassten, energieeffizienten Betriebs. Gleichzeitig kann eine Erhöhung der Mobilität des Patienten erreicht werden. Die Regelung des Hubes erfolgt durch Verschiebung des diastolischen Kolbenumkehrpunktes x_d nach dem Algorithmus

$$x_d(k+1) = x_d(k) + K_{Hub} * ((V_d(k) - V_{dSoll}) + (V_s(k) - V_{sSoll})) \quad (3)$$

auf Grundlage der im letzten Zyklus erreichten diastolischen Pumpenfüllung V_d und systolischen Pumpenentleerung V_s . Der systolische Umkehrpunkt x_s ist dabei auf das

vordere Zylinderende definiert, um unnötige Totvolumina im pneumatischen System zu vermeiden.

Die Luftmassenregelung über das Luftmassenausgleichsventil dient der Synchronisierung der Luftmasse mit der Kolbenbewegung, so dass bei gegebenem Kolbenhub eine vollständige Füllung und Entleerung erreicht werden kann:

$$\dot{m}_{Ausgleich}(k+1) = K_{Luft} * ((V_d(k) - V_{dSoll}) - (V_s(k) - V_{sSoll})). \quad (4)$$

Sowohl der innerhalb eines Zyklus umzusetzende Kolbenhub $x = x_d - x_s$ als auch die zu kompensierende Luftmasse $\dot{m}_{Ausgleich}$ werden durch unterlagerte Regelkreise umgesetzt. Abbildung 4 zeigt eine schematische Übersicht über das entwickelte Regelungssystem.

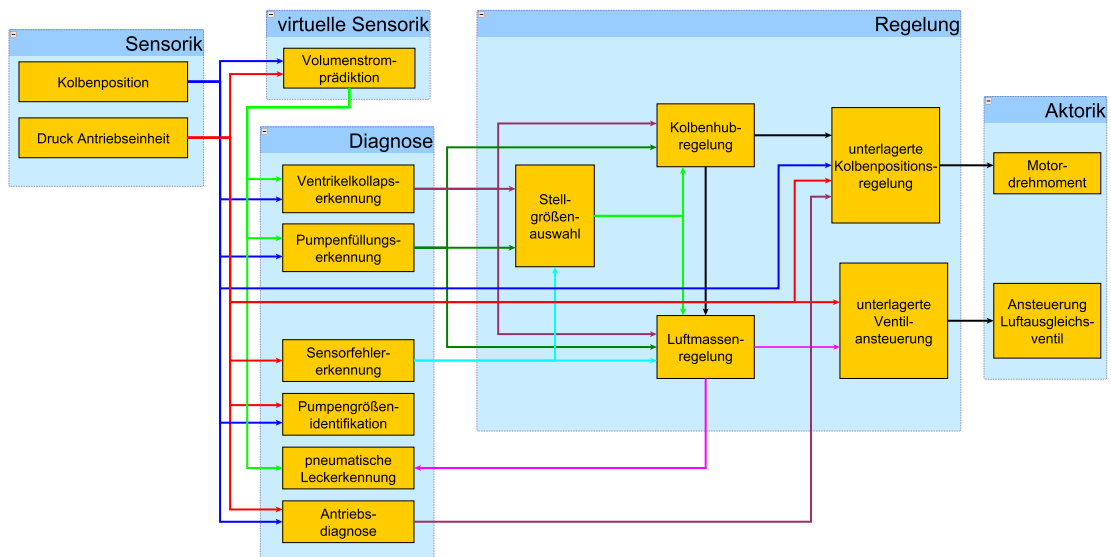


Abbildung 4: Schematische Übersicht über das Regelungssystem EXCOR

4 Zusammenfassung

Durch den Einsatz virtueller Sensorik auf Grundlage validierter Modelle kann eine effiziente Regelung des Herzunterstützungssystems EXCOR erreicht werden. Der Verzicht auf zusätzliche Sensorik erhöht die Robustheit des Herzunterstützungssystems, reduziert gleichzeitig dessen Komplexität und verbessert so die Sicherheit für den Patienten.