

Motivation der modellbasierten Reglersynthese für extrakorporale Herzunterstützungssysteme

Alexander Sievert, Institut für Automatisierungstechnik,
Universität Rostock, Alexander.Sievert@uni-rostock.de
Andreas Arndt, Berlin Heart GmbH, arndt@berlinheart.de
Wolfgang Drewelow, IAT, Universität Rostock
Bernhard Lampe, IAT, Universität Rostock
Olaf Simanski, Department of Electrical Engineering
and Computer Science, Hochschule Wismar

Zusammenfassung

Dieser Beitrag skizziert die Modellierung eines extrakorporalen Herzunterstützungssystems, welche die Grundlage für eine modellbasierte Reglersynthese bildet. Vorrangig soll die Motivation für die Wahl modellbasierter Algorithmen erläutert werden. Behandelt wird das mobile, pneumatisch betriebene Herzunterstützungssystem EXCOR[®] der Firma Berlin Heart GmbH. Dieses wird bei terminalem Herzversagen als Überbrückungslösung bis zu einer Herztransplantation oder zur Langzeittherapie eingesetzt.

1 Einleitung

Neue Assistenzsysteme stellen einen großen Fortschritt bezüglich der Lebensqualität des Patienten dar. Kompakte, batteriebetriebene Antriebe ermöglichen einen Zugewinn an Mobilität gegenüber stationären Systemen. Das EXCOR-System ist ein extrakorporales Unterstützungssystem, welches Blutpumpen mit einem Volumen von 10 bis 80 ml antreiben kann. Damit wird es sowohl zur Therapie von Kindern als auch von erwachsenen Patienten genutzt.

Im Folgenden soll das behandelte System beschrieben und das Regelungsproblem definiert werden. Ein entworfenes Modell des EXCOR-Systems und die gewählte Regelungsstrategie werden abschließend vorgestellt.

2 Systembeschreibung und Regelungsziel

Zentrales Element des EXCOR-Systems (Abbildung 1) ist eine künstliche Blutpumpe. Unter Verwendung einer flexiblen Membran wird das zu pumpende Blut von der an-

treibenden Luftdruckkammer separiert. In der EXCOR-Antriebseinheit wird durch eine Kolbenbewegung eine Druckänderung im pneumatischen System bewirkt. Über die Membran besteht eine Kopplung des pneumatischen Druckes in der Luftkammer mit dem hydraulischen Druck der Blutkammer. Über Kanülen ist das Herzkreislaufsystem mit der künstlichen Blutpumpe verbunden. Dabei bestimmen den natürlichen Herzklappen nachempfundenen Klappen in der Eingangs- und Ausgangskanüle die mögliche Flussrichtung des Blutstromes. Der Pumpvorgang des Herzunterstützungssystems wird durch die zyklische Kolbenbewegung zwischen zwei Umkehrpunkten realisiert. Der Pumpzyklus ist in die diastolische Phase (Füllung) und systolische Phase (Austreibung) unterteilt.

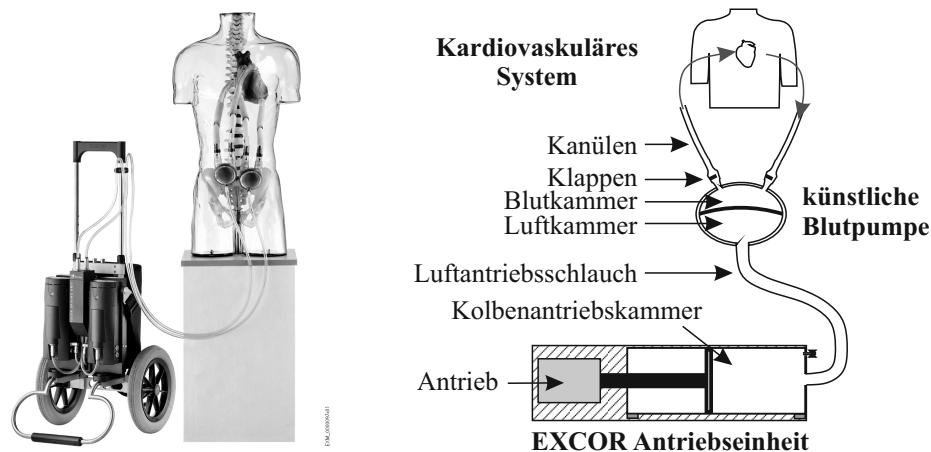


Abbildung 1: Herzunterstützungssystem EXCOR mit mobilem Antriebssystem EXCOR

Kernfunktion des entworfenen Regelungssystems ist die zyklische möglichst vollständige Füllung und Entleerung der künstlichen Blutpumpe, um eine für den Patienten ausreichende Blutversorgung sicherzustellen. Begrenzt wird das umzusetzende Pumpvolumen unter Umständen durch Zuflussbegrenzungen vom Herzkreislaufsystem des Patienten. Eine Überdehnung der Membran sollte dabei vermieden werden, da sich die zusätzlich aufgebrachte Leistung negativ auf die Mobilität des EXCOR-Systems auswirken würde.

3 Motivation modellbasierter Regelungsstrategien

Das definierte Regelungsziel, die zyklusweise vollständige Füllung und Entleerung der Blutpumpe, kann über zwei zur Verfügung stehende Stellgrößen erreicht werden. Neben der Möglichkeit durch ein Drehmoment die Kolbenposition zu verändern, kann die im pneumatischen System vorhandene Luftmasse über ein Ventil geregelt werden. Für den vorliegenden Prozess beschränken sich die erfassbaren Prozessgrößen auf die aktuelle Kolbenposition und den pneumatischen Druck in der Kolbenantriebskammer. Anhand dieser Messgrößen ist eine direkte Rückführung der definierten Regelgröße, das umgesetzte Pumpvolumen, nicht möglich. Abbildung 2 stellt die beiden vorhandenen Messsignale, den Druck in der Antriebseinheit und den Verlauf der Kolbenposition, dar. In der linken Spalte ist der Verlauf für eine unvollständige Füllung dargestellt. Dagegen wurde bei dem in der rechten Spalte dargestellten Szenario das maximal mögliche Pumpvolumen durch

eine Regelung des Kolbenhubs realisiert. Ohne modellbasierte Regelungsstrategien kann aus den Messsignalen keine Aussage über das erreichte Pumpvolumen getroffen werden. Dieses ist nicht ausschließlich von dem EXCOR-System abhängig, sondern ebenfalls eine Funktion des arteriellen und venösen Gegendrucks des Patienten. Diese Parameter müssen als zeitvariant und weitgehend unbekannt angenommen werden. Daher war die Grundlage der Reglersynthese eine Modellierung des EXCOR-Systems einschließlich eines Modells des damit verbundenen Körperkreislaufs.

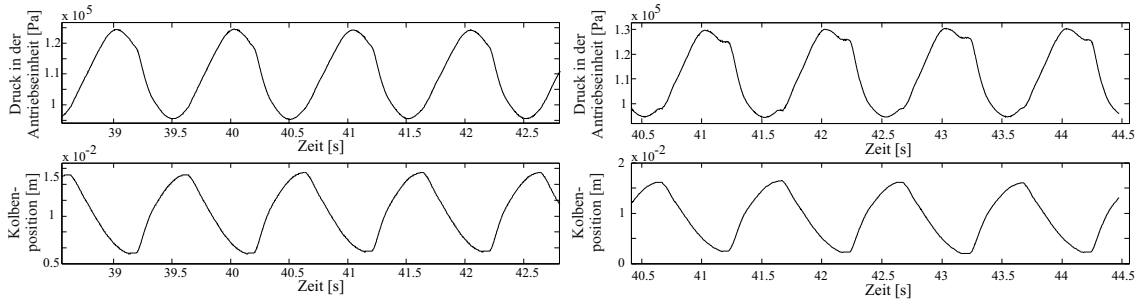


Abbildung 2: Messwertkurven für unvollständige und vollständige Umsetzung des Ziel-pumpvolumens

4 Modellierung

Zielstellung der Modellierung ist eine mathematische Beschreibung des vorliegenden dynamischen Prozesses. Dabei sollte ein guter Kompromiss aus Modellkomplexität und ausreichender Abbildungsgüte gefunden werden. Zu diesem Zweck wurde eine Hierarchie von Modellen geschaffen. Nach einer erfolgreichen Validierung der Modelle, wurde eines für den Reglerentwurf ausgewählt. Der gesamte Modellierungsprozess des EXCOR-Systems wird detailliert in [1] und [2] vorgestellt. An dieser Stelle soll lediglich das genutzte Modell definiert werden. Es handelt sich um ein Differentialgleichungssystem 9. Ordnung, welches den dynamischen Zusammenhang zwischen dem Motordrehmoment M_M als Stellgröße und dem erreichten Pumpvolumen V_b als definierte Regelgröße ausreichend genau abbildet.

$$\begin{aligned}
 \dot{v} &= a * (M_M - f_1(v) - b * p_a) \\
 \dot{x} &= v \\
 \dot{p}_a &= \frac{f_2(p_a, p_l) - b * v * p_a}{c + d * x} \\
 \dot{p}_l &= \frac{-f_2(p_a, p_l) + \dot{V}_b * p_l}{e + V_b} \\
 \dot{V}_b &= Q_{art} - Q_{ven} \\
 \dot{Q}_{art} &= \frac{p_l - f_3(V_b) - f_4(p_{art}) - (f_5(Q_{art}) * Q_{art})}{g} \\
 \dot{Q}_{ven} &= \frac{f_6(p_{ven}) + f_3(V_b) - p_l - (f_7(Q_{ven}) * Q_{ven})}{h}
 \end{aligned} \tag{1}$$

$$\dot{p}_{art} = \frac{Q_{art} - f_8(p_{art}, p_{ven})}{i}$$

$$\dot{p}_{ven} = \frac{f_8(p_{art}, p_{ven}) - Q_{ven}}{i}$$

M_M	Motordrehmoment
v	Kolbengeschwindigkeit
x	Kolbenhub
p_a	Druck Kolbenantriebskammer
p_l	Druck Luftkammer (Pumpe)
V_b	Volumen der Blutkammer (Pumpe)
Q_{art}, Q_{ven}	arterieller bzw. venöser Blutstrom durch die Kanülen
p_{art}, p_{ven}	Druck im arteriellen bzw. venösen Gefäßsystem
a, b, c, d, e, g, h, i	konstante Parameter des Systems
$f_1 \dots f_8$	nichtlineare Abbildungen

5 Regelung

Die Regelungsstrategie des EXCOR-Systems soll an dieser Stelle skizziert werden. Eine detaillierte Beschreibung ist in [3] zu finden. Zur Regelung des Pumpvolumens wurde eine Kaskadenregelung gewählt (Abbildung 3). Die Regelstrecke wurde in zwei Bereiche $TS1, TS2$ geteilt. Der Bereich in dem eine Rückführung der lokalen Regelgröße (Kolbenposition x) durch Messwerte möglich ist, wird in der inneren Kaskade durch nichtlineare modellbasierte Verfahren geregelt. Durch modellbasierte Prädiktion wird die eigentliche Regelgröße V_b in der äußeren Kaskade geregelt. Es wird zyklusweise der durch die innere Regelung zu realisierende Kolbenhub x^* festgelegt, um eine vollständige Füllung und Entleerung der künstlichen Blutpumpe zu erreichen. Durch das physikalisch definierte Pumpvolumen der Blutpumpen ist der Sollwert des äußeren Kaskadenreglers festgelegt. Die Regelung muss sich an zeitlich verändernde Parameter wie den arteriellen und venösen Kreislaufgedruck, durch partielles Abknicken der Kanülen verursachte Änderungen der Flusswiderstände oder Viskositätsschwankungen des Blutes anpassen.

6 Zusammenfassung

Durch die Wahl modellbasierter Regelungsverfahren kann die Regelung des Pumpvolumens, im Vergleich zu heuristisch motivierten Regelungsstrategien, verbessert werden. Die Nutzung eines entworfenen Prädiktionsmodells des EXCOR-Systems erlaubt eine Schätzung der realisierten Regelgröße. In der praktischen Anwendung kommen zu der in diesem Artikel vorgestellten Kernfunktion weitere Regelkreise und Diagnosefunktionen hinzu, um einen sicheren und effizienten Langzeitbetrieb zu gewährleisten.

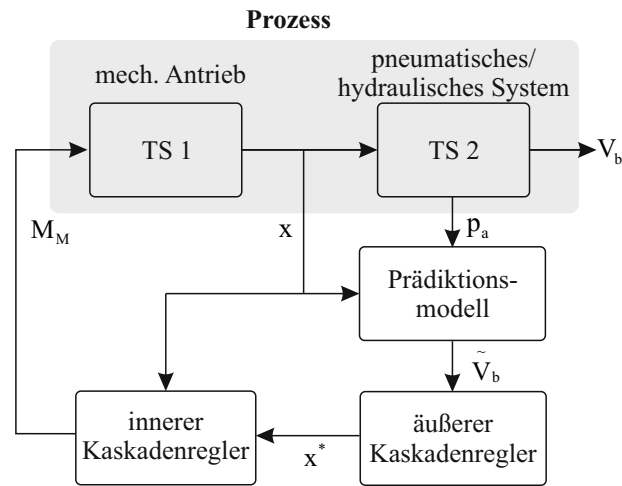


Abbildung 3: Kaskadenregelung des EXCOR-Systems

Literatur

- [1] A. Sievert, O. Simanski, W. Drewelow, A. Arndt, B.P. Lampe: *Modellierung und Simulation von pneumatisch getriebenen Herzunterstützungssystemen als Grundlage für den Reglerentwurf*, AUTOMED - Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin, ETH Zürich, 2010.
- [2] A. Sievert, A. Arndt, W. Drewelow, B.P. Lampe, O. Simanski: *A control oriented model design of heart assistant devices*, 18th IFAC World Congress (angenommen), Mailand, 2011.
- [3] A. Sievert, A. Arndt, W. Drewelow, B.P. Lampe, O. Simanski: *Modellbasierte Regelung pneumatisch betriebener Herzunterstützungssysteme*, at - Automatisierungstechnik (eingereicht), Oldenbourg Verlag, 2011.