

**4. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
26. bis 27. März 2003 in
Karlsruhe**



**„Simulation der Blutgasregelung bei der extrakorporalen
Zirkulation“**

M. Hexamer, J. Werner
Abteilung für Biomedizinische Technik, Medizinische Fakultät, Ruhr-Universität Bochum,
Bochum, Deutschland
E-Mail: hexamer@biomed.ruhr-uni-bochum .de

Copyright: Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Band: AUTOMED 2003 - 4 . Workshop "Automatisierungstechnische Methoden
und Systeme für die Medizin"
Editors: U. Voges, G. Bretthauer
ISSN: 0947-8620
Pages: 42-43

Simulation der Blutgasregelung bei der extrakorporalen Zirkulation

M. Hexamer und J. Werner

Ruhr-Universität Bochum, Medizinische Fakultät, Abteilung für Biomedizinische Technik
Geb. MA 4/63, 44780 Bochum

hexamer@biomed.ruhr-uni-bochum.de

EINLEITUNG

Herztransplantationen, Bypassoperationen oder der Ersatz von Klappen erfordern die Durchführung einer extrakorporalen Zirkulation mit Hilfe der Herz-Lungen-Maschine (HLM), um in dieser Situation die Vitalfunktion von Herz und Lunge zu ersetzen. Die wesentlichen Bestandteile der HLM sind eine Pumpe (Herzersatz), die das Blut durch den Körper und die HLM treibt, und ein Oxygenator (Lungenersatz), in dem ein Gasaustausch zwischen dem strömenden Blut und einem ebenfalls strömenden Gas stattfindet. Durch Variation der Gasparameter (Volumendurchsatz, Sauerstoff- und Kohlendioxidpartialdruck) können die entsprechenden Gaspartialdrücke im Blut beeinflusst werden.

Obwohl einige Laboransätze für eine Automatisierung der HLM existieren [Allen 1992, Birbaum 1997], ist die manuelle Führung der HLM mit einem Menschen als Regler klinischer Standard. Ziel dieses Projektes ist es, durch eine Automatisierung der Blutgasregelung deren Qualität zu steigern und den Bediener von einer Routinearbeit, die viel Aufmerksamkeit erfordert, zu entlasten.

Dieser Beitrag beschreibt die Modellbildung hinsichtlich der bei einer Blutgasregelung beteiligten Komponenten. Die Implementierung der Modelle erfolgte unter MATLAB/SIMULINK®. Weiterhin werden Simulationsergebnisse für eine PI-Regelung vorgestellt.

SIMULATIONSMODELL

Im Oxygenator erfolgt, analog zu den Vorgängen in der Lunge, die simultane Beladung des Blutes mit Sauerstoff und der Entzug von Kohlendioxid. Als Basis für die Modellierung diente hier ein Simulationsmodell der menschlichen Lunge [Hill 1977], das entsprechend erweitert wurde [Hexamer 2003]. Es handelt sich dabei um ein nichtlineares Mehrgrößensystem mit elf Zustandsgrößen. Ausgangsgrößen (Regelgrößen) sind die Partialdrücke und Konzentrationen von Sauerstoff und Kohlendioxid sowie der pH in dem Blut, das den Oxygenator nach erfolgtem Gasaustausch verlässt und als arterielles Blut dem Körper wieder zugeführt wird. Eingangsgrößen sind die entsprechenden Größen des einströmenden venösen Blutes. Weitere wichtige Eingangsgrößen sind der Blutdurchfluss

(\dot{Q}_B = Störgröße), der Gasdurchfluss \dot{Q}_G sowie die Sauerstoff- und Kohlendioxidkonzentrationen (F_{iO_2} , F_{iCO_2}) im Gas, wobei die Gasvariablen als die Stellgrößen aufzufassen sind. Wesentliche Parameter des Gastransfers sind der Hämoglobingehalt und die Bluttemperatur.

Stellglied ist ein steuerbarer Gasmischer, der aus reinem Sauerstoff, Kohlendioxid und Stickstoff Gas in jeder beliebigen Zusammensetzung bereitstellt. Der Gasmischer wird realitätsbezogen als Verzögerungsglied erster Ordnung (Zeitkonstante der Regelventile=300ms) mit nachgeschalteter gasflussabhängiger Totzeit (Transportzeit) modelliert.

Messglied ist ein kliniküblicher on-line Blutgasanalysator (BGA) mit folgenden Spezifikationen: Einschwingzeit ca. 1 min, Abtastperiode = 6s, Totzeit \approx 2s, Quantisierungsintervall der Partialdrücke = 1mmHg. Dem entsprechend erfolgt die Modellbildung als Reihenschaltung von Totzeitglied, PT1-Glied, Quantisierer und Abtaster. Weiterhin ist eine blutflussabhängige Totzeit vorhanden, die den Schlauchweg vom Oxygenator zum Blutgasanalysator berücksichtigt.

REGLERENTWURF

Mit Hilfe des Simulationsmodells wurden stationäre Übertragungskennlinien für einen ausgewählten Oxygenator berechnet sowie die Streckenverstärkungen $k_{O_2} = dP_{O_2} / dF_{O_2}$ und $k_{CO_2} = dP_{CO_2} / d\dot{Q}_G$ ermittelt. Weiterhin konnte das dynamische Verhalten des Oxygenators abgeschätzt werden (Totzeit (<1 sec) + PT1-Glied (<5 sec)).

Darauf aufbauend wurde, als Einstieg in die Problematik, eine PI-Regelung konzipiert, deren Zeitschritt durch den Blutgasanalysator vorbestimmt war. Der Entwurf erfolgte auf Basis der maximalen Streckenverstärkungen ($k_{O_2,max}$, $k_{CO_2,max}$), die bei einem Hämoglobingehalt von Hb=70 g/l und normalen venösen Eingangsbedingungen galten. Als Streckendynamik wurde ein PT1-Glied mit der über alles dominierenden BGA-Zeitkonstanten angenommen. Entwurfskriterium für beide Regler (P_{O_2} , P_{CO_2}) war, dass die Zeitkonstante des geschlossenen Regelkreises der der BGA entsprach. Da Blutflussvariationen den P_{O_2} stark beeinflussen, wurde im Falle des P_{O_2} -Reglers

zusätzlich eine direkte Störgrößenkompensation vorgesehen, d. h. der Blutfluss wirkte entsprechend gewichtet direkt auf die Stellgröße F_{iO_2} .

SIMULATIONSERGEBNISSE

Abb. 1 zeigt den Verlauf des BGA- P_{O_2} für drei unterschiedliche Parametrierungen des Reglers bei einem gewählten Blutflussprofil. Das Profil wurde so angesetzt, dass der gesamte für den Oxygenator spezifizierte Blutflussbereich überstrichen wurde. Damit wurde gleichzeitig auch der partielle Bypass berücksichtigt (Hoch-/Runterfahren der HLM). Anzumerken ist, dass Blutflussänderungen in der Realität sehr viel moderater durchgeführt werden. Demzufolge wird das System hier stärker angeregt als es die Wirklichkeit erwarten lässt. Der gepunktete Verlauf gilt für den nominellen Entwurf. Bei dem gestrichelten Verlauf wurde die dominante Zeitkonstante des rückgekoppelten Systems um 25% verringert. Führt man dann noch eine direkte Störgrößenkompensation durch, erhält man den durchgezogenen Verlauf. Der letztere Regler ist offensichtlich zu bevorzugen, d. h. eine direkte Störgrößenkompensation ist vorteilhaft. Es fällt auf, dass sich bei niedrigen Blutflüssen das Einschwingverhalten stark verschlechtert. Die Ursache dafür beruht auf der Tatsache, dass sich mit sinkendem Fluss alle transportbedingten Zeitkonstanten stark erhöhen. Eine echte Instabilität wurde nicht festgestellt, auch wenn man Randbedingungen (Hämoglobingehalt, venöser Eingang) variierte und zusätzlich eine bei der Modellbildung „übersehene“ Totzeit (5sec) einfügte.

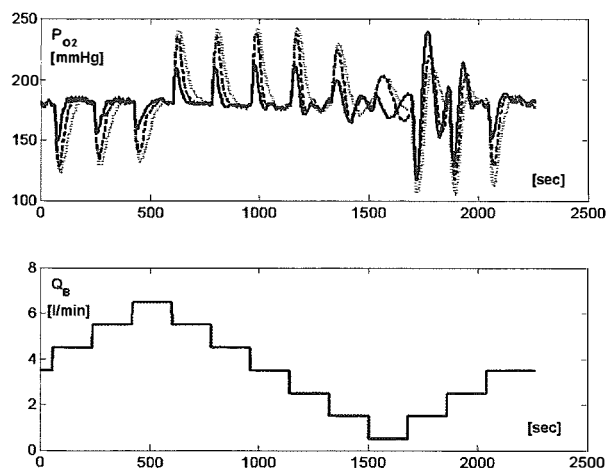


Abb. 1: Reaktion der Regelgröße P_{O_2} (oben) auf das Blutflussprofil (unten). Die Dauer einer Belastungsstufe betrug 180 sec. Sollwert: $P_{O_2, \text{soll}} = 180 \text{ mmHg}$

Der P_{CO_2} -Regler reagierte auf das gleiche Blutflussprofil sehr viel moderater als der P_{O_2} -Regler, was auf die vergleichsweise geringere Blutflusssensitivität des P_{CO_2} im Sollwertbereich (ca. 38 mmHg) zurückführbar ist.

Schließlich soll noch darauf hingewiesen werden, dass die vom Oxygenatormodell berechneten Blutpartialdrücke sehr viel stärker ausgelenkt wurden als die „gemessenen“ BGA-Partialdrücke. Für eine präzisere Regelung wäre daher eine schnellere, klinisch einsetzbare Messtechnik wünschenswert.

SCHLUSSFOLGERUNGEN UND AUSBLICK

Die durchgeführte Simulationsstudie zeigte, dass ein einfacher PI-Regler der Aufgabenstellung gerecht werden kann. Sofern die entsprechenden Zusammenhänge zwischen P_{O_2} und Blutfluss näherungsweise bekannt sind, ist eine direkte Störgrößenkompensation im Falle der P_{O_2} -Regelung vorteilhaft.

Da klinisch einsetzbare Blutgasanalytoren relativ träge sind und mehrere variable Totzeiten existieren, ist geplant, das Oxygenatormodell explizit in die Regelung einzubeziehen.

LITERATURHINWEISE

- [Allen 1992]
J. Allen, A. C. Fisher, J. D. S. Gaylor, and A. R. Razieh, „Development of a adaptive control system for PO_2 regulation in a membrane oxygenator“, *J. Biomed. Eng.*, Vol 14, pp 404-411, 1992
- [Birnbaum 1997]
D. Birnbaum, A. Philipp, M. Kaluza, und M. Detterbeck, „Auf dem Weg zum Herz-Lungenmaschinen-Automat: Ein Regelsystem für die Sauerstoffspannung im Oxygenator“, *Biomedizinische Technik* Vol 42 (Erg.-Bd.), pp 313-314, 1997
- [Hexamer 2003]
M. Hexamer and J. Werner. (im Druck) „A mathematical model for the gas transfer in an oxygenator“ in *Proc. 5th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems*, Melbourne, 2003
- [Hill 1977]
E. P. Hill, G. G. Power and L. D. Longo „Kinetics of O_2 and CO_2 exchange“ in J. B. West (ed): *Bioengineering aspects of the lung*, Marcel Dekker Inc., New York, Basel 1977