

**2. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
25. bis 26. Feb. 1999 in
Darmstadt**



**„Effiziente Berechnung von Kontrollen für die
Austauschprozesse während der Hämodialyse“**

P. Bachiesl, H. Scharfetter, H. Hutten
Institut für Elektro- und Biomedizinische Technik, TU Graz, Graz, Österreich
E-Mail:bachhiesl@bmt.tu-graz.ac.at

ISBN: 318318317x
Pages: 26-27

Effiziente Berechnung von Kontrollen für die Austauschprozesse während der Hämodialyse

P. Bachhiesl, H. Scharfetter, H. Hutten

Institut für Elektro- und Biomedizinische Technik
Technische Universität Graz
Inffeldgasse 18, 8010 Graz
Email: bachhiesl@bmt.tu-graz.ac.at

Einleitung

Die Vermeidung von Akutkomplikationen während der Hämodialyse bedingt eine individuell an den Patienten angepasste Kontrolle der Austauschvorgänge (Profildialyse) [2]. Die dazu benötigte Beschreibung der für den Patientenstatus aussagekräftigen Größen führt zu komplexen nicht-linearen Modellansätzen. Dies bedingt, daß bekannte Methoden für eine umfassende Steuerung und Regelung nur unter nicht zu vertretendem Aufwand realisierbar sind. Es wird daher ein Verfahren mit dem Namen PSEUDYGALG zur Steuerung eines solchen komplexen Modells, welches die Austauschkinetiken während der Dialyse simuliert, vorgestellt. Die Entwicklung effizienzsteigernder Techniken, die auf Sensitivitätsinformationen bzgl. der Modell Input-Output Struktur beruhen, erlauben insbesondere den Einsatz des Verfahrens zur Regelung mittels entsprechender on-line Heuristiken.

Formulierung und Behandlung des Steuerungsproblems

Die Austauschvorgänge während der Dialyse werden durch ein nicht-lineares Multikompartiment-Modell [5] der Form

$$\dot{x} = f(x, u, p), x(t_0) = x_0, y = g(x) \quad (1)$$

beschrieben. x sind die Systemzustände, u die entsprechenden Kontrollen (Dialysator- und Infusionseinstellungen), y sind die Verlaufsdynamiken der Austauschprozesse (Elektrolyt- und Säure-Basen-Status, Volumenstatus). Es ist das Ziel, diese Ausgangsgrößen y bzgl. gegebener Zielverlaufsdynamiken y^* (unter Einbindung der Hämodynamik) mittels entsprechend berechneter Kontrollen u zu steuern bzw. in weiterer Folge zu regeln (Abb. 1).

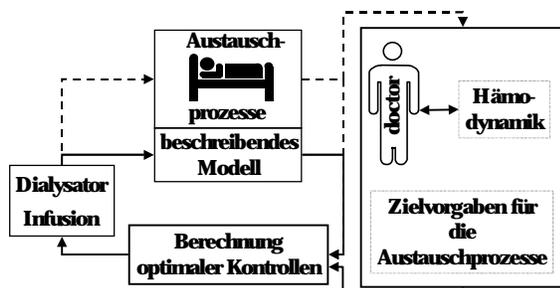


Abb.1: Schematische Darstellung der Prozeßsteuerung für die Dialyse. Durchgezogene bzw. gestrichelte Linien zeigen den Ansatz zur Steuerung bzw. zur Regelung.

Dazu soll das quadratische Leistungskriterium

$$J = \int_t e^T Q^T Q e dt \quad (2)$$

bzgl. der Steuergrößen u unter Einhaltung der Gleichungs- (GNB) (1) und der Ungleichungsbedingungen (UNB)

$$U = \left\{ u \mid u \in C, u^{min} \leq u \leq u^{max} \right\} \quad (3)$$

minimiert werden. e ist der absolute Steuerfehler $y - y^*$ und Q entspricht einer adaptiven Gewichtungsmatrix. Die Konstruktion eines geschlossenen Feedback-Regelgesetzes mittels bekannter Ansätze scheitert für dieses dynamische Optimierungsproblem (dOP) auf Grund der hohen Dimension, der starken Nichtlinearität, des Auftretens von impliziten Strukturen und der starken Zustandskopplung von (1). Die daher verwendete Heuristik ist:

1. Konstruiere einen effizienten off-line Algorithmus für das dOP.
2. Beuge Modellierungsfehlern und externen Störeinflüssen durch periodische Restart-Techniken entgegen – z.B. Methode des Rollenden Optimierungshorizonts [3].

PSEUDYGALG erfordert eine Parametrisierung des dOP und führt zu einem pseudodynamischen Optimierungsproblem [1] – anstelle des Zeitargumentes t treten sukzessive Optimierungsintervalle ΔT , in denen sowohl die Steuerfunktionen u als auch die Fehlerfunktionen e rektangularisiert werden. Diese Vorgehensweise erweist sich zur numerischen Behandlung als vorteilhaft. Die algorithmische Grundstruktur von PSEUDYGALG entspricht der eines reduzierten Gradientenverfahrens [4] und ist durch zusätzliche Module erweitert:

- i Wähle eine gemäß (3) zulässige Startsteuerung $u_{\Delta T}^{(0)}$ und setze den Iterationsindex $v = 0$.
- ii Berechne für $u_{\Delta T}^{(v)}$ die y sowie den Steuerfehler e sowie die entsprechende Gewichtung Q .
- iii Überprüfe das Abbruchkriterium.
- iv Berechne gemäß (2) Gradienteninformation, projizierte Gradienteninformation und Abstiegsrichtung s .
- v Verbessere die Abstiegsrichtung s zu s^* mittels entsprechender Update-Module.
- vi Berechne einen optimalen Line-Search Faktor β gemäß den Kosten $J(u + \beta s^*)$ und verbessere die Steuerung u . Gehe zurück zu Schritt ii und setze $v = v + 1$.

Die Punkte ii und v tragen entscheidend zur Effizienzsteigerung des Algorithmus bei. Die Gewichtungsmatrix Q paßt sich in jeder Iteration bzgl. der zuvor erreichten Steuerfehler e an. Diese Adaptation verhindert insbesondere die Berechnung suboptimaler Steuerungen [1]. Als Abbruchkriterium dient das Erreichen eines Genauigkeitsbandes um y^* sowie die Überprüfung der Konvergenz über mehrere Iterationen hinweg [1]. Der Update der berechneten Abstiegsinformation s basiert auf der Ausnutzung der dem System (1) zugrunde liegenden Input-Output Struktur. Mittels einer verallgemeinerten Sensitivitätsanalyse lassen sich systematisch Aussagen zur Beeinflussung von Systemausgängen y hinsichtlich einzelner Komponenten von u treffen. Diese Aussagen sind zur Modifikation der Abstiegsinformation s verwendbar [1].

Ergebnisse

Aktuell können optimierte Steuerungen für sieben Größen (Infusionsfluß, Na^+ -Infusion, Kolloidkonzentration-Infusion, Na^+ -Dialysat, K^+ -Dialysat, Cl^- -Dialysat, Ultrafiltration) hinsichtlich definierter Zieldynamiken für vier Systemausgänge (Na^+ -extrazellulär, K^+ -extrazellulär, Blutplasmavolumen, Relation zwischen Intra- und Extrazellulärvolumen) effizient berechnet werden. Dazu wurden sowohl gut (GKOP) als auch schlecht konditionierte Steuerungsprobleme (SKOP) untersucht. Erstere sind solche, die ein Erreichbarkeitskriterium [4] bzgl. der gestellten Zielforderung erfüllen. Zweitere sind hauptsächlich durch widersprüchliche Zielforderung charakterisiert. Die Tabelle Tab.1 zeigt das Berechnungsverhalten von PSEUDYGALG für entsprechende Testprobleme:

dim(u)	dim(y)	GKOP		SKOP	
		σ_{sys}	CPU	σ_{sys}	CPU
3	3	500 –	50 s –	1100 –	2 –
		2400	4 min	4200	7 min
4	4	500 –	50 s –	1800 –	3 –
		3600	6 min	6000	10 min
5	4	500 –	50 s –	1800 –	3 –
		3000	5 min	6000	10 min
6	4	500 –	50 s –	1800 –	3 –
		3000	5 min	6000	10 min

Tab.1. Die ersten beiden Spalten zeigen die Dimension des behandelten dOP. σ_{sys} steht für die Anzahl der Systemauswertungen. Die mittlere CPU-Zeit einer Systemauswertung liegt bei 0.1s für eine C-MEX Implementierung des Systems unter MATLAB auf einem 300 MHz Pentium II Computer.

Der Berechnungsaufwand steigt linear mit der Anzahl der kontrollierten Größen und bleibt annähernd gleich für zusätzliche Steuerungsgrößen. Die Effizienzsteigerung des Verfahrens unter Verwendung der entwickelten Update-Module für die Abstiegsrichtung wird vor allem für SKOP deutlich. Die Abbildung 2 zeigt ein typisches Abstiegsverhalten von PSEUDYGALG.

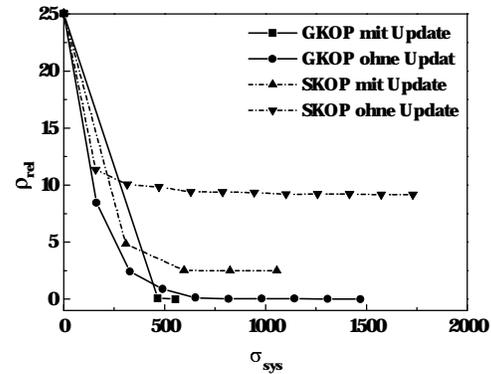


Abb. 2. Der relative Steuerfehler ρ_{rel} der einzelnen Iterationen ist über der Anzahl der benötigten Systemauswertungen dargestellt. Die Konvergenz gegen die Optimalsteuerung ist für ein gut und ein schlecht konditioniertes Problem jeweils mit und ohne Verwendung von Update Techniken für die Abstiegsrichtung dargestellt.

Diskussion und Schlußfolgerung

Da in der klinischen Praxis a-priori Aussagen über die Konditionierung von Steuerungsproblemen schwer zu treffen sind, erweist sich die Robustheit von PSEUDYGALG gegenüber schlecht konditionierten Problemen als besonders vorteilhaft. Die aus der obigen Tabelle ersichtlichen - im Vergleich zur Dialysedauer - geringen Berechnungszeiten für optimierte Steuergrößen erlauben den Einsatz des Algorithmus zur Behandlung von on-line Problemen mittels des rollenden Optimierungshorizontes. Zukünftige Verbesserungen betreffen hauptsächlich die Schnittstellen des Algorithmus zum Experten (i.e. Arzt – z.B. klinische Hinlänglichkeit der verwendeten Zielkriterien) und zum Stellglied (i.e. Dialysator – z.B. maximal erlaubte Steuervariation und Steuerfrequenz). PSEUDYGALG ist unter klar definierbaren Voraussetzungen auf allgemeine Steuerungsprobleme anwendbar.

Literatur

- [1] Bachhiesl, P., Optimale Kontrolle von nichtlinearen physiologischen Systemen am Beispiel der Hämodialyse-Prozeßoptimierung. Verlag Shaker, 1998
- [2] Mann, H., et.al., Optimizing dialysis by variation of ultrafiltration rate and sodium concentration controlled by continuous measurement of circulating blood volume. In Baldamus, Improvements in dialysis therapy. Contrib. Nephrol., 74, 182-109, 1989
- [3] Mayne, D.Q., et.al., Receding horizon control of nonlinear systems. IEEE Trans. Automatic Control, vol. 35, 814-824, 1990
- [4] Papageorgiou, M., Optimierung. Oldenbourg, 1991
- [5] Scharfetter, H., Individually identifiable model for process optimization in clinical dialysis. Verlag Shaker, 1995

Danksagung

Diese Arbeit wurde durch den FWF im Rahmen des SFB F003 „Optimierung und Kontrolle“ gefördert.