

**6. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
24.-25. März 2006 in Rostock-
Warnemünde**



**„Analyse und Synthese frequenzadaptiver
Herzschrittmacher“**

Martin Hexamer, Jürgen Werner
Institut für Biomedizinische Technik, Ruhr-Universität Bochum, Bochum, Deutschland
E-Mail: hexamer@biomed.rub.de

Band: Abstracts der Vorträge des 6. Workshops der Automed 2006
Editors: T. Ellerbrock
ISBN: 3-86009-296-0
Pages: 68-69

Analyse und Synthese frequenzadaptiver Herzschrittmacher

Martin Hexamer und Jürgen Werner

Institut für Biomedizinische Technik, MA 4/63, Ruhr-Universität,
44780 Bochum

hexamer@biomed.rub.de

EINLEITUNG

Als chronotrope Inkompetenz bezeichnet man eine Krankheit, bei der das Herz-Kreislauf-System nicht mehr in der Lage ist, die Herzfrequenz adäquat an die Belastung anzupassen. Sie wird meist durch implantierte frequenzadaptive Herzschrittmacher (FAHSM) therapiert. Diese verfügen über einen Stimulator, der das Herz mit einer bestimmten Frequenz (= Stimulationsfrequenz) elektrisch stimuliert, und ein Sensorsystem, das den Belastungsgrad ermittelt. Ein Steueralgorithmus berechnet aus der Sensorgröße eine lastabhängige Stimulationsfrequenz und stellt diese ein. In der Vergangenheit wurden zahlreiche Sensorgrößen vorgeschlagen; klinisch haben sich aber nur wenige dauerhaft etabliert, was sowohl technische als auch systemphysiologische Ursachen hatte [Werner2005]. Dieser Beitrag stellt einige wesentliche systemtheoretische Gesichtspunkte von FAHSM dar.

MODELLBILDUNG UND IDENTIFIKATION

Unabhängig vom systemphysiologischen oder technischen Hintergrund einer konkreten Sensorgröße ist es möglich, ein allgemeingültiges, messtechnisch basiertes Black-Box-Modell zu formulieren. Abb. 1 skizziert das stationäre Verhalten einer Sensorgröße s in Abhängigkeit von der Stimulationsfrequenz pf (pacing frequency) und der Belastung exc (exercise; auf einem Ergometer erbrachte Leistung). Jeder Kennlinienast gilt für ein konstantes exc . In Abb. 1a sinkt s mit zunehmender exc und steigt mit zunehmender pf . Demgegenüber sinkt in Abb. 1b s sowohl mit zunehmender exc als auch mit zunehmender pf . Nicht dargestellt sind Sensorgrößen, die unabhängig von pf sind.

Solche Kennlinienfelder wird man in der Praxis nicht im Detail ermitteln können, so dass man sich auf den anvisierten Arbeitsbereich beschränken muss. Dazu wird ein Belastungstest durchgeführt, bei dem auf unterschiedlichen Laststufen exc_i die jeweils geltende physiologische Frequenz pf_i appliziert wird:

$$pf_i = pf_0 + K_{CF} \cdot exc_i. \quad (1)$$

pf_0 ($\approx 60 \text{ min}^{-1}$) ist die Frequenz, die sich in Ruhe ($exc_i = 0 \text{ W}$) einstellen soll, und K_{CF} ist ein konstanter, patientenindividuell einzustellender Faktor. Er wird vom Arzt leitlinienorientiert vorgegeben.

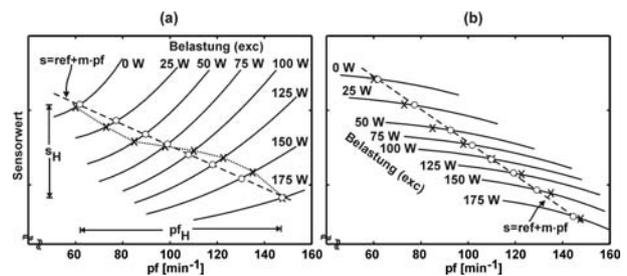


Abb. 1: Stationäre Sensorkennlinien. Kreuze markieren belastungsabhängige physiologische Betriebspunkte.

Mit (1) erhält man stationäre Messwerte der Sensorgröße s_i für physiologische Herzfrequenzen. In Abb. 1 sind diese physiologischen Betriebspunkte mit Kreuzen markiert. Sie sollten auch vom FAHSM eingestellt werden. Das Kennlinienfeld kann nun im anvisierten Betriebsbereich dargestellt werden durch

$$s = h(exc) + K_P(exc) \cdot pf + n. \quad (2)$$

Hierbei sind $h(exc)$ und $K_P(exc)$ lineare Interpolationsfunktionen, die die Abbildungen

$$K_P(exc) : exc_i \rightarrow K_{P,i} \quad (3)$$

$$h(exc) : exc_i \rightarrow s_i - K_{P,i} \cdot pf_i$$

leisten, und n berücksichtigt Störungen, die auf das System wirken.

Weiterhin müssen lokal gültige, diskrete Modelle $G_{P,i}(z)$ in den physiologischen Betriebspunkten „i“ identifiziert werden, die die Abhängigkeit der Sensorgröße von der Stimulationsfrequenz quantifizieren,

$$G_{P,i}(z) = \frac{S(z)}{PF(z)} = K_{P,i} \cdot G_{P,i}^1(z). \quad (4)$$

Hierbei sind die $K_{P,i}$ die lokal gültigen Verstärkungen (= Steigung der Kennlinienäste) und $G_{P,i}^1(z)$ die dynamischen Anteile mit statischer Verstärkung 1, symbolisiert durch die hochgestellte 1. Weiterhin ist das Übergangsverhalten der Sensorgröße bei Lastsprüngen zu betrachten, aus dem die so genannte originäre Sensordynamik $G_{EXC}^1(z)$ geschätzt werden kann.

Darauf basierend erfolgt die vollständige Systembeschreibung als Wiener-Modell (Abb. 2, rechts), d.h. der statischen Nichtlinearität nach (2) sind dynamisch stabile Systeme, $G_P^1(z, \cdot)$ und $G_{EXC}^1(z)$, vorangestellt (\cdot) berücksichtigt die Arbeitspunktabhängigkeit). Aus der Sensorgröße $S(z)$ berechnet der FAHSM die zu applizierende Frequenz $PF(z)$. Falls $PF(z)$ die Sensor-

größe wie in Abb. 1 beeinflusst, entsteht eine Rückkopplung, so dass der FAHSM nun auch als Regler bezeichnet werden kann. Abb. 2 definiert die im Folgenden angesetzte generische Struktur eines Regelkreises. Zur Abkürzung wird mit $G_P(z)$ immer der nichtlineare Systemteil benannt, der in der Rückkopplung liegt, und mit $G_{EXC}(z)$ der Systemteil außerhalb (Abb. 2).

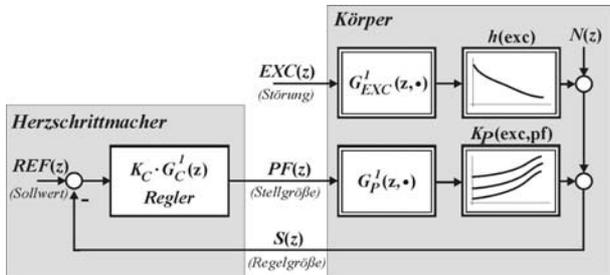


Abb. 2: Modell eines Herzschrittmachersystems.

SYSTEMENTWURF: DER STATIONÄRE FALL

Der klassische Reglerentwurf hat zum Ziel, dass im stationären Zustand Regel- und Führungsgröße übereinstimmen ($S(z) = REF(z)$), unabhängig von Störungen, die auf das System wirken. Dies erreicht man dadurch, dass die statische Reglerverstärkung und damit auch die Kreisverstärkung sehr groß gemacht werden, z. B. durch einen I-Anteil im Regler $G_C(z)$. Eine hohe Reglerverstärkung hat noch einen weiteren Vorteil: Falls der Prozess ($G_P(z)$, $G_{EXC}(z)$) unsicher ist oder driftet, ändert das, Stabilität vorausgesetzt, nichts am stationären Verhalten ($S(z) = REF(z)$). Der entscheidende Unterschied beim FAHSM ist, dass hier das Verhalten der „Stellgröße“ $PF(z)$ in Abhängigkeit von der nicht messbaren „Pseudo-Störung“ $EXC(z)$ interessiert. Hier muss der Reglerentwurf gewährleisten, dass sich stationär physiologische Stimulationsfrequenzen gemäß (1) einstellen.

Die gestrichelte Gerade $s = ref + m \cdot pf$ in Abb. 1a ist die Basis für den statischen Systementwurf. Die Parameter ref und m werden so bestimmt, dass sie die idealen Betriebspunkte (Kreuze) im Sinne einer linearen Regression ausgleichen. Die Umkehrfunktion

$$pf = -(1/m) \cdot (ref - s) \equiv K_C \cdot (ref - s) \quad (5)$$

ist das statische Reglergesetz. Setzt man Stabilität voraus, ergeben sich mit dieser stationären Reglerkennlinie die mit Kreisen markierten Betriebspunkte (= Schnittpunkte zwischen Patienten- und Reglerkennlinie). Diese weichen von den idealen Betriebspunkten ab. Sofern die Differenzen (Δpf_i) klinisch tolerierbar sind, kann dieses suboptimale Reglergesetz realisiert werden. Falls nicht, muss ein nichtlineares statisches Reglergesetz entsprechend der gepunkteten Kennlinie realisiert werden, was natürlich aufwändiger ist.

DISKUSSION

Im Gegensatz zum klassischen Reglerentwurf ist bei FAHSM die Reglerverstärkung K_C kein Freiheitsgrad, sondern wird durch individuelle Patientencharakteristik und Therapieanforderung vorgegeben. Wesentlich bei

FAHSM ist auch, dass K_C und die davon abhängende Kreisverstärkung $K_L = K_C \cdot K_P$ in der Regel endlich sind. Nach eigenen Schätzungen gilt für alle bekannten Sensorprinzipien $|K_L| < 10$. Da bei FAHSM außerdem andere Signalabhängigkeiten wesentlich sind, hat dies zur Folge, dass FAHSM prinzipiell empfindlich auf eine Drift der stationären Patientencharakteristik reagieren. Drift wird hier als additive Störung Δs der Sensorgröße s angenommen (= Parallelverschiebung der Patientenkennlinie). Daraus resultiert, dass die stationäre Stimulationsfrequenz um Δpf von der originalen abweicht. Bezieht man Δpf und Δs auf den jeweiligen maximalen Signalhub pf_H und s_H (s. Abb. 1a), dann gilt für die relativen Änderungen

$$\left| \frac{\Delta pf}{pf_H} \right| = \left| \frac{1}{1 + K_C \cdot K_P} \right| \cdot \left| \frac{\Delta s}{s_H} \right|. \quad (6)$$

Diese Empfindlichkeitsfunktion ist in der folgenden Abb. 3 dargestellt. Man erkennt, dass sich positive

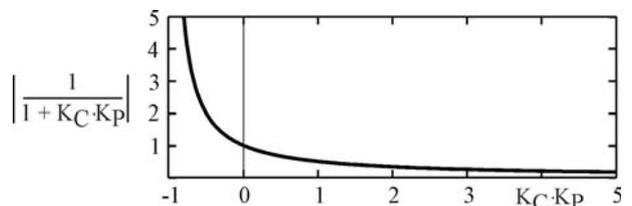


Abb. 3: Die statische Empfindlichkeitsfunktion.

Kreisverstärkungen $K_L = K_C \cdot K_P$ günstig auf die statische Empfindlichkeit auswirken. Solche FAHSM basieren auf Sensorgrößen, die gegensinnig auf Belastungs- und Frequenzerhöhungen reagieren (s. Abb. 1a). Systeme mit verschwindender Kreisverstärkung ($K_L = 0$) entstehen mit Sensorgrößen, die unabhängig von der Stimulationsfrequenz sind. Sie reagieren prinzipiell empfindlicher auf Drift als die vorherige Sensorklasse. Bei FAHSM müssen auch Systeme mit negativer Kreisverstärkung betrachtet werden. Im Bereich $-1 < K_L < 0$ arbeiten Systeme, deren Sensorgröße gleichsinnig auf Belastungs- und Frequenzerhöhungen reagiert (s. Abb. 1b). Über das dann notwendige Vorzeichen der Reglerverstärkung K_C wird eine Mitkopplung erzwungen! Im Hinblick auf die statische Empfindlichkeit sind diese Systeme schlechter als solche, die mit Gegenkopplung arbeiten, d.h. sie reagieren empfindlicher auf eine Drift der Sensorgröße, was man an Hand der statischen Empfindlichkeitsfunktion in Abb. 3 erkennt. Daraus folgt, dass für zukünftige Entwicklungen bevorzugt solche Sensorgrößen berücksichtigt werden sollten, die eine kräftige Gegenkopplung erzeugen.

LITERATURHINWEISE

[Hexamer2005]

M. Hexamer, „Analyse und Synthese frequenz-adaptiver Herzschrittmacher“, at (Automatisierungstechnik), Vol 53, pp. 446-453, 2005.

[Werner2005]

J. Werner, Kooperative und autonome Systeme der Medizintechnik, Oldenbourg, München 2005.