

MODEL OF A CARDIOVASCULAR SYSTEM CONTROL IN HORSES

Petr KOZELEK, Master Degree Programme (5)
Dept. of Biomedical Engineering, FEEC, BUT
E-mail: petr.kozelek@sportovci.cz

Supervised by: Prof. Jiří Holčík

ABSTRACT

The task of this project was to develop a simple mathematical model of a cardiovascular system control in horses, which would be able to describe important phenomena found in real sequences of QT and RR intervals in ECG signals. The clinical experiments have shown that the generally accepted linear relation $QT(t) = k \cdot RR(t)$, where $k > 0$, is not explicitly valid also for horses. On the contrary, decreasing the RR intervals evokes clear increasing the QT intervals in most of the recorded signals. We have tried to model and simulate such the abnormality and after that to propose a hypothesis about its reasons in the real organism.

1 ÚVOD

Cílem tohoto projektu bylo vytvořit jednoduchý model řízení kardiovaskulárního systému koní, který by popisoval některé nezvyklé jevy v časových posloupnostech intervalů RR a QT zjištěné klinickým měřením EKG signálu. Z výsledků měření vyplývá, že u některých jedinců přestává platit obecně uznávaný lineární vztah v lidském EKG $QT(t) = k \cdot RR(t)$, kde $k > 0$, ale naopak při zkracování intervalu RR se QT zřetelně prodlužuje. V našem modelu se tuto anomálii pokoušíme simulovat a následně pak vyslovit hypotézu o její příčině v reálném organismu.

Je vhodné poznamenat, že v článku se budeme zabývat pouze popisem vytvořeného modelu. Vlastnosti a vztahy, které platí v reálném organismu a které souvisejí s jeho anatomíí a fyziologií, a tedy i strukturou našeho modelu, z důvodu omezeného rozsahu článku rozebrány nebudou. Podrobnější informace lze najít v [1].

2 REÁLNÁ DATA

Reálné signály EKG byly v klinickém experimentu získány při snímání v klidu stojících jedinců. Po aplikaci záznamových elektrod na tělo a zklidnění zvířete pak byly nepřetržitě po dobu 10 minut snímány svody V_{16} a V_{56} , viz [2]. Přibližně v polovině snímání byl jedinec podrážděn elektrickým impulsem obdélníkového tvaru, přivedeným samostatnou elektrodou umístěnou na hřbetě zvířete v blízkosti jeho páteře. Tato aplikace dráždění stimuluje systémové (nervové) řízení kardiovaskulárního systému, zejména jeho vegetativní část. Z měření vyplynulo, že na dráždění citlivější je sympatická větev vegetativního nervového systému (výrazné zkrácení RR následně po okamžiku podráždění, viz obr. 2).

Reálné posloupnosti intervalů QT a RR, z nichž jsme při sestavování modelu vycházeli, pak byly získány počítačovým zpracováním a manuální korekcí záznamů EKG v programovém prostředí

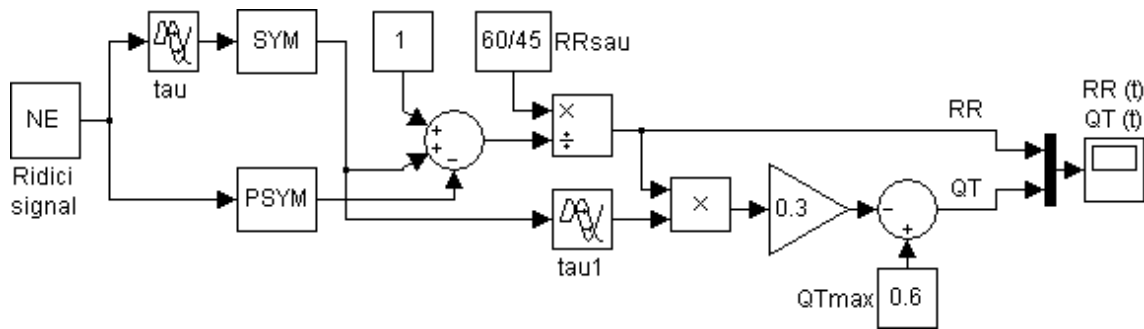
vytvořeném v [2].

3 NÁVRH MODELU ŘÍZENÍ KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

Kardiovaskulární systém je uzavřená soustava s několika typy zpětných vazeb (tlakové, chemické, lokální, systémové), které jsou vstupem nervové soustavy řídicí činnosti srdce a cév. Naší snahou bylo postihnout vztah mezi intervaly QT a RR, a tak jsme přistoupili k řešení tzv. otevřeného¹⁾ (open-loop) modelu (obr. 1), jak je doporučeno v [3]. To znamená, že v modelu jsou zcela vypuštěny hemodynamický systém a systémy zpětných vazeb, které se v reálné soustavě společně s vyššími nervovými centry podléhají na generaci řídicích signálů regulujících činnost srdce a cév. Jinými slovy open-loop model je radikálním zjednodušením skutečného systému a vliv zpětných vazeb empiricky vyjádříme ručně vytvořeným řídicím signálem

$$N_E = \begin{cases} A \left[\sin \left(\frac{2\pi}{T} t - \frac{\pi}{2} \right) + 1 \right] & \text{pro } t_1 \leq t \leq t_1 + T \\ 0 & \text{jinak,} \end{cases} \quad (1)$$

kde hodnoty použité v našem modelu jsou $T = 60$ s, $A = 0,15$ a $t_1 = 70$ s je voleno tak velké, aby řídicí signál N_E byl nenulový až po odeznění všech přechodových dějů. Taková funkce dobře aproximuje časový průběh řídicího signálu pro případ impulsního dráždění organismu.



Obr. 1 Blokové schéma modelu kardiovaskulárního systému v prostředí Simulink®

Bloky *SYM* (sympatikus) a *PSYM* (parasympatikus) pro obě větve vegetativního nervového systému byly podle doporučení v [3] modelovány jednoduchými lineárními lomenými funkcemi

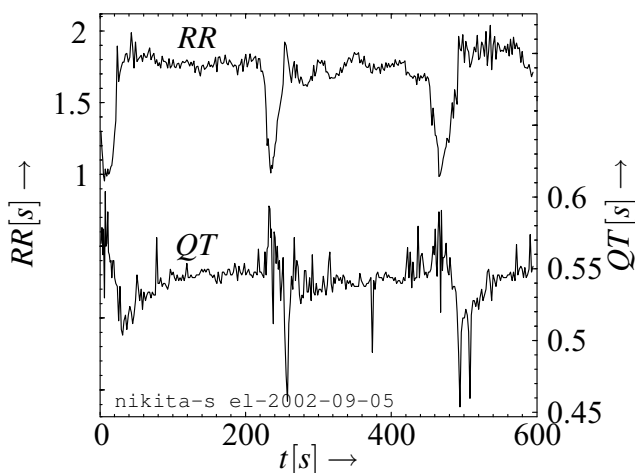
$$y = \begin{cases} kx + q & \text{pro } y > 0 \\ 0 & \text{jinak,} \end{cases} \quad (2)$$

kde pro případ sympatiku jsou její parametry $k_s = 1$, $q_s = 0,2$ a pro parasympatikus $k_p = -1$ a $q_p = 0,5$. Funkce $RR(t) = f\{SYM(t), PSYM(t)\}$ popisující intervaly RR je modelována výrazem

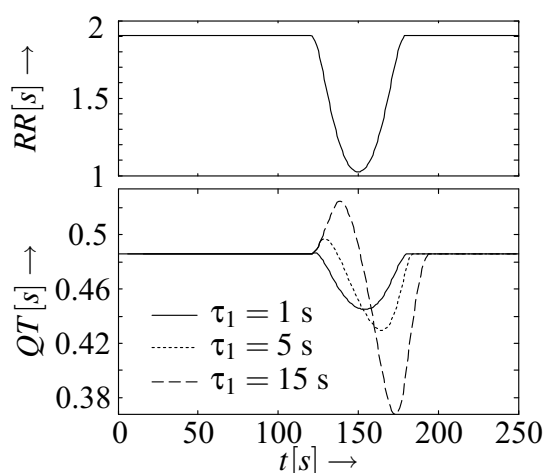
$$RR(t) = \frac{RR_{SAU}}{1 + SYM(t - \tau) - PSYM(t)}, \quad (3)$$

který je zjednodušením častěji používaného $RR(t) = \frac{RR_{SAU}}{[1 + SYM(t)] \cdot [1 - PSYM(t)]}$. Protože $SYM(t), PSYM(t) \ll 1$, je člen $\{SYM(t) \cdot PSYM(t)\}$ výrazně menší než ostatní členy polynomu ve jmenovateli a tak dojdeme k jednoduššímu vztahu (3), ve kterém se již neuplatní násobení ve jmenovateli, které je na představu o chování modelu náročnější než prosté sčítání a odčítání.

¹⁾Open-loop modely se často využívají v první fázi návrhu modelů zpětnovazebních systémů, protože poskytují názornou představu a chování sledovaných bloků–subsystémů. Doplněním zpětných vazeb sice vytvoříme autoregulační (closed-loop) systém, kterým kardiovaskulární systém bezsporně je, nicméně v této fázi návrhu již je nutné mít představu o chování samostatných bloků, kterou získáme modelováním open-loop systémů.



Obr. 2 Reálná posloupnost intervalů QT a RR



Obr. 3 Simulovaná posloupnost intervalů

Přínosem našeho modelu mělo být získání vztahu $QT(t) = f\{RR(t), SYM(t), PSYM(t)\}$, který jsme po četných experimentech s multiplikačními a aditivními operacemi určili jako

$$QT(t) = QT_{max} - k_k \cdot RR(t) \cdot SYM(t - \tau_1), \quad (4)$$

kde konstanta $k_k = 0,3$ je modulační koeficient intervalů QT, $\tau_1 \in \langle 0 \text{ s}, 25 \text{ s} \rangle$ je zpoždění reakce komorových buněk na sympatické podráždění a $QT_{max} = 0,6 \text{ s}$ je délka intervalu QT při komorové blokáde sympatiku. Vliv větve $PSYM(t)$ je obsažen v členu $RR(t)$, viz rovnice (3).

Na obrázcích 2 a 3 můžeme vidět srovnání reprezentativní posloupnosti reálných intervalů QT a RR s posloupnostmi získanými simulačními experimenty. Za povšimnutí stojí vliv parametru τ_1 , jehož změnou je možné přejít od prosté lineární závislosti $QT(t) = k \cdot RR(t)$ k závislosti specifické pro EKG záznamy koní.

4 ZÁVĚR

Na základě získaných poznatků o vlastnostech kardiovaskulárního systému koní byl sestaven jeho matematický model, který postihuje v porovnání s lidským EKG neobvyklou závislost intervalů QT a RR. Na základě výsledků simulací usuzujeme, že možným původcem těchto anomálií by mohla být dlouhá doba reakce komorových pracovních buněk myokardu na sympatické podráždění (přibližně 10 – 20 s).

Určení příčiny takového zpoždění (dopravní zpoždění při šíření sympatického vzruchu srdečními komorami, tj. zpoždění převodního systému srdečního, nebo zpoždění na úrovni membránových receptorů komorových buněk) by si vyžádalo výrazné rozšíření našeho modelu a další klinické experimenty z oblasti buněčné elektrofyziologie.

LITERATURA

- [1] Kozelek P.: Model řízení kardiovaskulárního systému koní [Ročníkový projekt 2], Ústav biomedicínského inženýrství VUT Brno, 2003.
- [2] Molenda L.: Rozměření a analýza parametrů signálu EKG koní [Diplomová práce], Ústav biomedicínského inženýrství VUT Brno, 2001.
- [3] ten Voorde B. J.: Modeling The Baroreflex – a system analysis approach. Amsterdam, Nizozemí, září 1992, s. 10 – 59, s. 136 – 178.