



# V. LETNÍ DOKTORANTSKÉ DNY 2015

SBORNÍK PŘÍSPĚVKŮ

Editoři sborníku

Doc. Ing. Roman Čmejla, CSc.

Ing. Jan Rusz, Ph.D.

Ing. Jan Sedlák



---

KVĚTEN 2015

**Název: V. LETNÍ DOKTORANDSKÉ DNY 2015**

pátý ročník prezentací doktorandů Katedry teorie obvodů

28. – 29. května 2015

ČVUT FEL, blok C3, posluchárna T2:C3-54

**Publikované příspěvky doktorandů vznikly v rámci řešení následujících projektů:**

- GAP102/12/2230 "Analýza hlasu a řeči pacientů s onemocněními centrální nervové soustavy"
- NT14489 "Pochopení funkční organizace neuronálních okruhů epilepsie temporálního laloku za účelem zkvalitnění předoperační diagnostiky a predikce výsledku chirurgické léčby"
- GA14-02634S "Dynamika a kritické chování neuronálních populací a jejich význam v přechodu do epileptického záchvatu"
- SGS15/198/OHK3/3T/13 "Analýza a zpracování biologických signálů"
- SGS14/191/OHK3/3T/13 "Pokročilé algoritmy číslicového zpracování signálů a jejich aplikace 14--16"
- SGS15/199/OHK3/3T/13 "Akustické analýzy a zpracování řečových signálů u pacientů s onemocněním centrální nervové soustavy 15--17"

**Editoři sborníku:** Doc. Ing. Roman Čmejla, CSc.; Ing. Jan Ruzs, Ph.D.; Ing. Jan Sedlák

**Vydalo:** České vysoké učení technické v Praze

**Zpracovala:** Fakulta elektrotechnická

**Kontaktní adresa:** Technická 2, 166 27 Praha 6 – Dejvice

**Telefon:** 224 352 236

**Web:** <http://sami.fel.cvut.cz/LDD15/>, <http://obvody.feld.cvut.cz/>

**Počet stran:** 79

**Datum vydání:** květen 2015

**Vydání:** 1.

**ISBN:**

# Program LDD' 2015 – seznam příspěvků

čtvrtek, 28. května 2015, 9:00-11:00

9:00 Prezentace výzkumu v *Laboratoři analýzy, modelování a interpretace signálů* a nabídka možnosti spolupráce a zapojení do výzkumných projektů.

čtvrtek, 28. května 2014, 12:30-17:55, přednášky

12:30 Oficiální zahájení

téma: **TEORIE A APLIKACE SIGNÁLŮ A SYSTÉMŮ**

12:35	Ing. Michaela Nerudová Charakteristika UPE signálů a jejich předzpracování .....	5
13:00	Ing. Aleš Havránek Model magnetovacího zařízení kompenzačního ferometru .....	6
13:25	Ing. David Matoušek Simulace nábojové pumpy za účelem optimalizace jejich vlastností .....	12
13:50	Ing. Jan Marek Analýza nábojové pumpy CTS-2 .....	17
14:15	Ing. Jiří Náhlík Optimalizační metody pro reálné SC struktury .....	23
14.40	Přestávka	

téma: **ANALÝZA A ZPRACOVÁNÍ MOZKOVÉ AKTIVITY**

14:50	Ing. Martin Dobiáš Vylepšení klasifikace pohybů z nahrávek EEG .....	30
15:15	Ing. Vladimír Černý Experimenty s rozhraním mozek počítač .....	31
15:40	Ing. Jan Sedlák Detekce period pohybu na základě povrchového EMG .....	32
15.35	Přestávka	
16:15	Ing. Tomáš Havel Analýza vysokofrekvenčních událostí v iEEG záznamu modelu epilepsie .....	33
16:40	Ing. Jiří Balach Intrakraniální EEG - Studie pacientů s fokální kortikální dysplasií typu I a II .....	34
16:50	Ing. Pavel Vlk Využití flexibilního multikanálového implantátu v experimentální epileptologii .....	35
17:15	Ing. Jan Kudláček Časo-prostorový profil počátků záchvatů v tetanotoxinovém modelu temporální epilepsie.....	41

**pátek, 29. května 2015, 12:30-17:45, přednášky**

**téma: BIOLOGICKÉ SIGNÁLY**

12:30	Ing. Jakub Parák Hodnotenie presnosti prenosných monitorov srdečného tepu a ich optimalizácia .....	45
12:55	Ing. Miroslav Ložek Počítačové modelování dyssynchronního srdce u pacientů s vrozenou srdeční vadou .....	50
13:20	Ing. Jan Dvořák Neinvazivní metody měření hemodynamických parametrů .....	51
13:45	Ing. Naděje Havlíčková Řízení a monitorace hemodynamických parametrů modelů kardiovaskulárního systému .....	52
14:10	Ing. Matouš Pokorný Použití telemetrického systému pro monitorování transgenních mini prasat .....	58
14:35	Ing. Tereza Tykalová Využití transgenních mini-prasátek jako modelu pro studium Huntingtonovy nemoci .....	59

15.00 Přestávka

**téma: ZPRACOVÁNÍ ŘEČI**

15:15	Ing. Michal Borský Vplyv ztrátovej kompresie v úlohe rozpoznávania spojitej reči .....	63
15:40	Ing. Petr Mizera Implementace LVCSR s nástroji Kaldi v úloze rozpoznávání neformální řeči .....	64
15.50	Přestávka	

**téma: ANALÝZA A HODNOCENÍ PATOLOGICKÉ ŘEČI**

16:05	Ing. Tomáš Lustyk Porovnání výsledků měření neplynulosti pro čtené a spontánní promluvy koktavých .....	66
16:30	Ing. Jan Hlavnička Rychlost a rytmus řeči u Parkinsonovy nemoci .....	67
16:55	Ing. Michal Novotný Hypernasalita v dysartrických promluvách .....	73
17:20	Ing. Josef Vavřina Statistická analýza promluv dětí s vývojovou dysfázií .....	79

# Charakteristika UPE signálů a jejich předzpracování

Michaela NERUDOVÁ<sup>1,2</sup>, Pavel SOVKA<sup>1</sup>, Michal CIFRA<sup>2</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

<sup>2</sup> Ústav fotoniky a elektroniky, Akademie věd České republiky

[nerudmic@fel.cvut.cz](mailto:nerudmic@fel.cvut.cz)

*Abstrakt:* Signály ultraslabé fotonové emise (UPE) naměřené fotonásobičem jsou časové řady počtu fotonů ve zvoleném časovém okně tzv. binu. UPE signály mohou být kvazi-stacionární či nestacionární, záleží na mechanismu, který je generuje. Kvazi-stacionární signály jsou nejčastěji obrazem spontánní metabolické aktivity biologického systému, zatímco nestacionární signály velmi často zobrazují odpověď na stresový faktor. V časové oblasti mají signály šumový charakter. K jejich popisu se používají základní statistické odhady jako je průměr a rozptyl. U těchto signálů se také velmi často analyzuje maximální dosažená intenzita a její časový vývoj. Histogram a jeho parametry nejsou zcela prozkoumanou oblastí, protože naměřené signály jsou ovlivněny šumem měřící aparatury. Kvůli velmi časté nestacionaritě je těžké z těchto signálů získat informace, a proto se hledá vhodná metoda pro jejich předzpracování. Z fyzikálních vlastností světla se předpokládá Poissonovské rozdělení dat, které popisuje stacionární koherentní pole zdroje záření. V tomto příspěvku budou ukázány reálné signály s jejich odhadnutou základní charakteristikou, které budou porovnávány právě s teoretickým předpokladem o Poissonovském původu dat. Dále zde bude u nestacionárních dat navrhována metoda předzpracování založená na metodě Z-score, k jejímuž ohodnocení bude použit fázový prostor.

# Model magnetovacího zařízení kompenzačního ferometru

Aleš HAVRÁNEK<sup>1</sup>

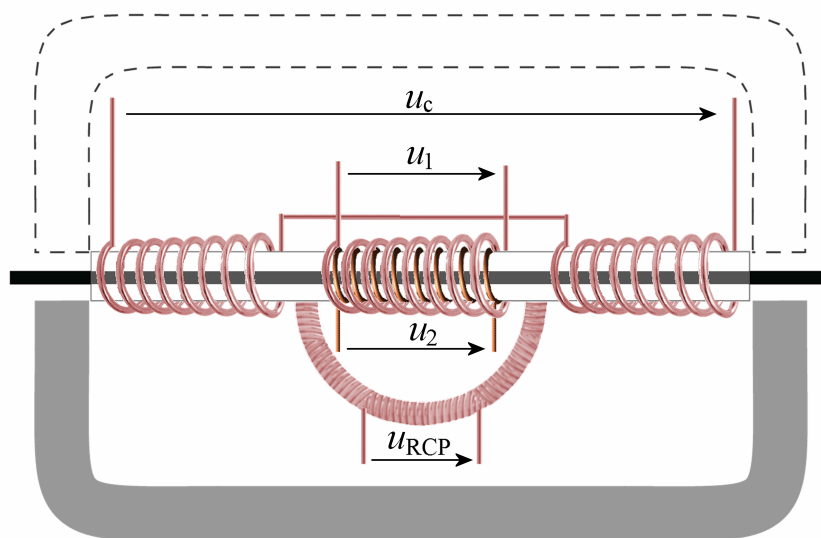
<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[havraale@fel.cvut.cz](mailto:havraale@fel.cvut.cz)

**Abstrakt:** Měření parametrů otevřených vzorků magneticky měkkých materiálů při střídavém magnetování pomocí kompenzačního ferometru vyžaduje splnění dvou podmínek. Mezinárodní norma požaduje sinusový tvar indukovaného napětí v měřicím vinutí s činitelem tvaru  $1,11 \pm 1 \%$ . Druhá podmínka vyvstává z principu kompenzační metody. Napětí indukované v Rogowskiho-Chattockově (RCP) potenciometru musí být nulové. Tím se potlačí vliv nedokonalého jha a vzduchových mezer na měření. Splnění těchto podmínek, které jsou důležité pro přesná měření, zajišťuje systém řízení magnetovacího procesu. Tento příspěvek se zabývá modelem magnetovacího zařízení kompenzačního ferometru vhodného pro návrh účinnějšího systému řízení magnetovacího procesu. Jsou zde uvedeny rovnice tvořící model magnetovacího zařízení kompenzačního ferometru i způsob jejich řešení a simulace pro jho s materiálem EO10.

## 1. Kompenzační metoda

Při měření otevřených vzorků magneticky měkkých materiálů je vhodné magnetický obvod uzavřít. Magnetický obvod se skládá z měřeného vzorku (černě na Obr. 1) a jha uzavírající magnetický obvod (šedá). Tento magnetický obvod je doplněn magnetovacím, kompenzačním a měřicím vinutím s napětími  $u_1$ ,  $u_c$ ,  $u_2$ . Další speciální částí magnetovacího obvodu je plochá cívka ve tvaru písmene U navinutá na nemagnetickém jádře nazývaná Rogowski-Chattockův potenciometr (s konstantou  $k_r$ ). RCP obepíná měřenou oblast a tedy napětí indukované v RCP  $u_{RCP}$  (V) odpovídá magnetickému napětí  $U_s$  (A) na měřené oblasti.



Obr. 1: Magnetovací zařízení

Pomocí Ampérova zákona lze magnetovací zařízení popsat rovnicí (2), kde  $i_1$  (A) je magnetovací proud,  $i_c$  (A) je kompenzační proud a  $d$  (m) je vzdálenost mezi konci RCP. Magnetovací vinutí má  $N_1$  závitů a kompenzační vinutí  $N_c$  závitů. Tečná složka intenzity magnetického pole je  $H_t$  (A/m) a magnetické napětí mimo měřenou oblast je  $U_r$  (A).

$$u_{RCP} = k_r \frac{dU_s}{dt} \quad (1)$$

$$u_{RCP} = k_r \left( N_1 \frac{di_1}{dt} - d \frac{dH_t}{dt} \right) = k_r \left( \frac{dU_r}{dt} - N_c \frac{di_c}{dt} \right) \quad (2)$$

Rovnice (2) ukazuje princip kompenzační metody. Tečná složka intenzity magnetického pole je přímo úměrná magnetovacímu proudu právě tehdy, když napětí indukované v RCP je nulové. Tato závislost je stejná jako u toroidních vzorků. Kompenzace udržuje nulové napětí indukované v RCP pomocí kompenzačního proudu, jak vyplývá z pravé strany rovnice (2). Hlavní výhodou kompenzační metody je to, že RCP slouží pouze jako nulový indikátor a jeho kalibrace proto není nutná. [1]

Magnetická indukce  $B$  (T) se počítá z napětí indukovaného v měřicím vinutí podle rovnice (3), kde  $S$  (m<sup>2</sup>) je průřez měřeného vzorku a  $N_2$  je počet závitů měřicího vinutí.

$$B = \frac{1}{N_2 S} \int_{-\infty}^t u_2 d\tau \quad (3)$$

Vlastnosti měřeného vzorku jako hysterezní smyčka, permeabilita a měrný ztrátový výkon jsou počítány z magnetické indukce a intenzity magnetického pole. [2]

## 2. Model hysterezní smyčky v saturaci

Měřený vzorek je uvažován v saturovaném stavu, kde je těžké splnit požadované magnetovací podmínky. Nejjednodušší možný model nasycené hysterezní smyčky vznikl statistickým výpočtem systému elementárních magnetických dipólů bez vzájemné interakce a dvěma možnými orientacemi. Pro použití byl model doplněn hysterezí. Tento model je dostatečný pro modelování chování. Přesná shoda není nutná.

$$B = \mu_0 H + B_a \tanh(k_a (H + H_c s)) \quad (4)$$

$$s = -\text{sign}\left(\frac{dH}{dt}\right) \quad (5)$$

Intenzita magnetického pole je  $H$  (A/m). Parametr  $B_a$  (T) odpovídá maximu magnetické indukce,  $H_c$  (A/m) je koercivita a  $k_a$  určuje (m/A) sklon hysterezní smyčky. Tyto parametry se dají jednoduše a rychle určit ze změřené hysterezní smyčky i v reálném čase. Proměnná  $s$  slouží k rozlišení mezi stoupající a klesající částí hysterezní smyčky. [3][4]

## 3. Model hysterezní smyčky mimo saturaci

Zatímco měřený vzorek je uvažován v saturaci, tak jho má k saturaci daleko, protože má mnohem větší průřez než měřený vzorek, ale je téměř na stejném magnetickém toku. Vhodným modelem pro jho je elipsa, kde  $H_Y$  (A/m) je intenzita magnetického pole jha,  $B_Y$  je magnetická indukce jha a  $s_y$  rozlišuje stoupající a klesající část hysterezní smyčky. Parametry  $a$ ,  $b$  a  $\varphi$  jsou hlavní, vedlejší poloosa a natočení elipsy. Tyto parametry se určují ze změřené hysterezní smyčky. Pokud je střed elipsy  $x_c=0$ ,  $y_c=0$ , tak parametr  $a$  odpovídá maximální

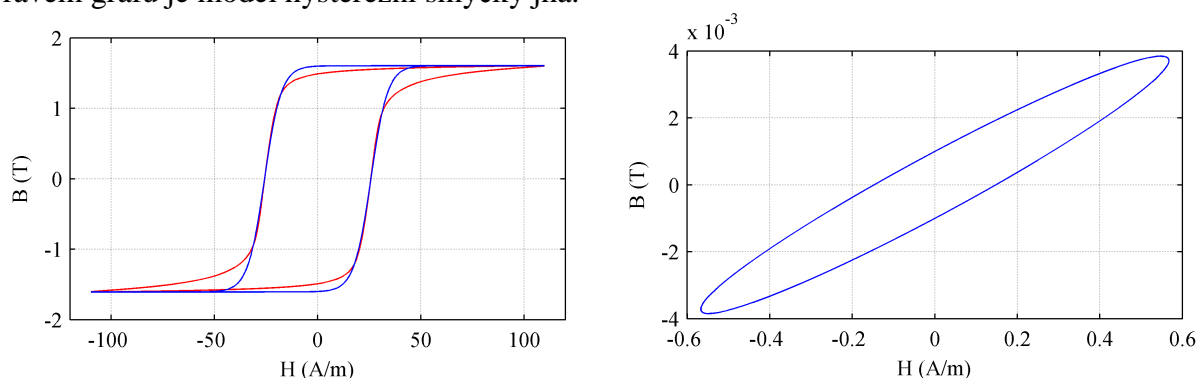
intenzitě magnetického pole ve jhu, parametr  $b$  odpovídá remanentní indukci a  $\tan \varphi$  amplitudové permeabilitě.

$$H_y = \frac{-\beta B_y - \delta + s_y \sqrt{(\beta B_y + \delta)^2 - 4\alpha(\gamma B_y^2 + \varepsilon B_y + \psi)}}{2\alpha} \quad (6)$$

$$s_y = \text{sign}\left(\frac{dH_y}{dt}\right) \quad (7)$$

$$\begin{aligned} \alpha &= a^2 \sin^2 \varphi + b^2 \cos^2 \varphi & \beta &= 2(b^2 - a^2) \sin \varphi \cos \varphi & \gamma &= a^2 \cos^2 \varphi + b^2 \sin^2 \varphi \\ \delta &= -2\alpha x_c - \beta y_c & \varepsilon &= -\beta x_c - 2\gamma y_c & \psi &= \alpha x_c^2 + \beta x_c y_c + \gamma y_c^2 - a^2 b^2 \end{aligned} \quad (8)$$

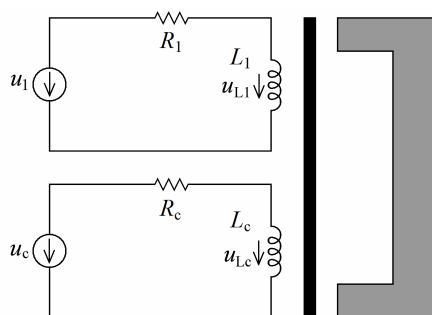
Na levém grafu je červeně změřená hysterezní smyčka vzorku a modře její model, na pravém grafu je model hysterezní smyčky jha.



Obr. 2: Modely hysterezních smyček

#### 4. Model magnetovacího zařízení

Zjednodušené schéma magnetovacího zařízení lze popsat soustavou rovnic (9), kde  $u_{L1}$  (V) je napětí na indukčnosti magnetovacího vinutí a  $u_{Lc}$  (V) je napětí na indukčnosti kompenzačního vinutí,  $R_1$  ( $\Omega$ ) je odpor magnetovacího vinutí a  $R_c$  ( $\Omega$ ) je odpor kompenzačního vinutí.



Obr. 3: Schéma magnetovacího zařízení

$$\begin{aligned} -u_1 + R_1 i_1 + u_{L1} &= 0 \\ -u_c + R_c i_c + u_{Lc} &= 0 \end{aligned} \quad (9)$$

Cílem je získat proudy  $i_1$  a  $i_c$ . Předpokladem je magnetická indukci kolmá na průřez, což je vzhledem ke geometrii magnetovacího zařízení přípustný předpoklad. Další předpoklad, že magnetická indukce není funkcí polohy v průřezu je správný pro tenké vzorky, kde je magnetický povrchový jev zanedbatelný. V úvahu musíme vzít magnetický tok



vzduchem, protože vinutí nejsou navinuta přímo na měřeném vzorku. Intenzita magnetického pole ve vzduchu je považována za stejnou jako ve vzorku, protože dominantní tečné složky na hranici vzduchu a vzorku jsou shodné. Průřez vzduchu je dostatečně malý pro tento předpoklad. Předpokladem konstantních průřezů zanedbáváme magnetostrikci. Magnetický tok  $\Phi$  (Wb/m<sup>2</sup>) je dán rovnicí (10), kde  $S_M$  (m<sup>2</sup>) je průřez měřeného vzorku a  $S_A$  (m<sup>2</sup>) je průřez vzduchu.

$$\Phi = S_M [\mu_0 H + B_a \tanh(k_a (H + H_c s))] + S_A \mu_0 H \quad (10)$$

Magnetický tok je funkcí intenzity magnetického pole, která je podle Ampérova zákona funkcí proudů  $i_1$  a  $i_c$ . Časová derivace magnetického toku (11) je úměrná napětí na indukčnosti vinutí.

$$\frac{d\Phi}{dt} = \frac{d\Phi}{dH} \frac{\partial H}{\partial i_1} \frac{di_1}{dt} + \frac{d\Phi}{dH} \frac{\partial H}{\partial i_c} \frac{di_c}{dt} \quad (11)$$

Po zavedení diferenciálních indukčností  $L_1$  (H) a  $L_c$  (H) do rovnic (9) získáme soustavu rovnic (13). Parametr  $k$  odpovídá magnetické vazbě mezi magnetovacím a kompenzačním vinutím. Proudů lze spočítat ze soustavy rovnic (13). Tato soustava má singulární Jakobián a je to tedy algebro-diferenciální soustava rovnic s indexem diferenciace rovným jedné.

$$L_1 = \frac{d\Phi}{dH} \frac{\partial H}{\partial i_1} \quad L_c = \frac{d\Phi}{dH} \frac{\partial H}{\partial i_c} \quad (12)$$

$$-v_1 + R_1 i_1 + N_1 L_1 \frac{di_1}{dt} + N_1 L_c \frac{di_c}{dt} = 0 \quad (13)$$

$$-v_c + R_c i_c + k N_c L_c \frac{di_c}{dt} + k N_c L_1 \frac{di_1}{dt} = 0$$

Diferenciální indukčnosti  $L_1$  a  $L_c$  závisejí na intenzitě magnetického pole. Pro jejich určení se magnetický obvod rozdělí na tři části, ve kterých je intenzita magnetického pole konstantní vzhledem k  $\mathbf{l}$  (m). První částí je měřený vzorek, druhou částí je vzduchová mezera a třetí částí je jho. Jedině druhá část je lineární. Pro popis jha je použit eliptický model hysterezní smyčky. Předpoklad stejného magnetického toku ve všech třech částech umožňuje spočítat intenzitu magnetického pole ve vzduchové mezeře  $H_G$  a jhu  $H_Y$ .

$$H_G = \frac{l_G}{\mu_0 S_G} \Phi \quad B_Y = \frac{\Phi}{S_Y} \quad (14)$$

$$\oint \mathbf{H} \cdot d\mathbf{l} = N_1 i_1 + N_c i_c \quad \Rightarrow \quad H l_1 + \frac{l_G}{\mu_0 S_G} \Phi + H_Y l_Y = N_1 i_1 + N_c i_c \quad (15)$$

Výsledná rovnice pro intenzitu magnetického pole je rovnice (15), kde  $l_G$  (m) je délka vzduchové mezery,  $l_Y$  (m) je délka jha,  $l_1$  (m) je délka měřeného vzorku,  $S_G$  (m<sup>2</sup>) je průřez vzduchové mezery a  $S_Y$  (m<sup>2</sup>) je průřez jha. Tato rovnice je implicitní funkcí intenzity magnetického pole. Indukčnosti  $L_1$  a  $L_c$  jsou získány implicitní derivací podle rovnice (12) a jsou si navzájem úměrné.

$$L_c = L_1 N_c / N_1 \quad (16)$$

Proměnné  $s$  a  $s_Y$  jsou určeny následovně. Proudů jsou funkcemi času.

$$s = -\text{sign} \left( \frac{\partial H}{\partial i_1} \frac{di_1}{dt} + \frac{\partial H}{\partial i_c} \frac{di_c}{dt} \right) \quad s_Y = -s \cdot \text{sign} \left( \frac{dH_Y}{dH} \right) \quad (17)$$

## 5. Řešení modelu

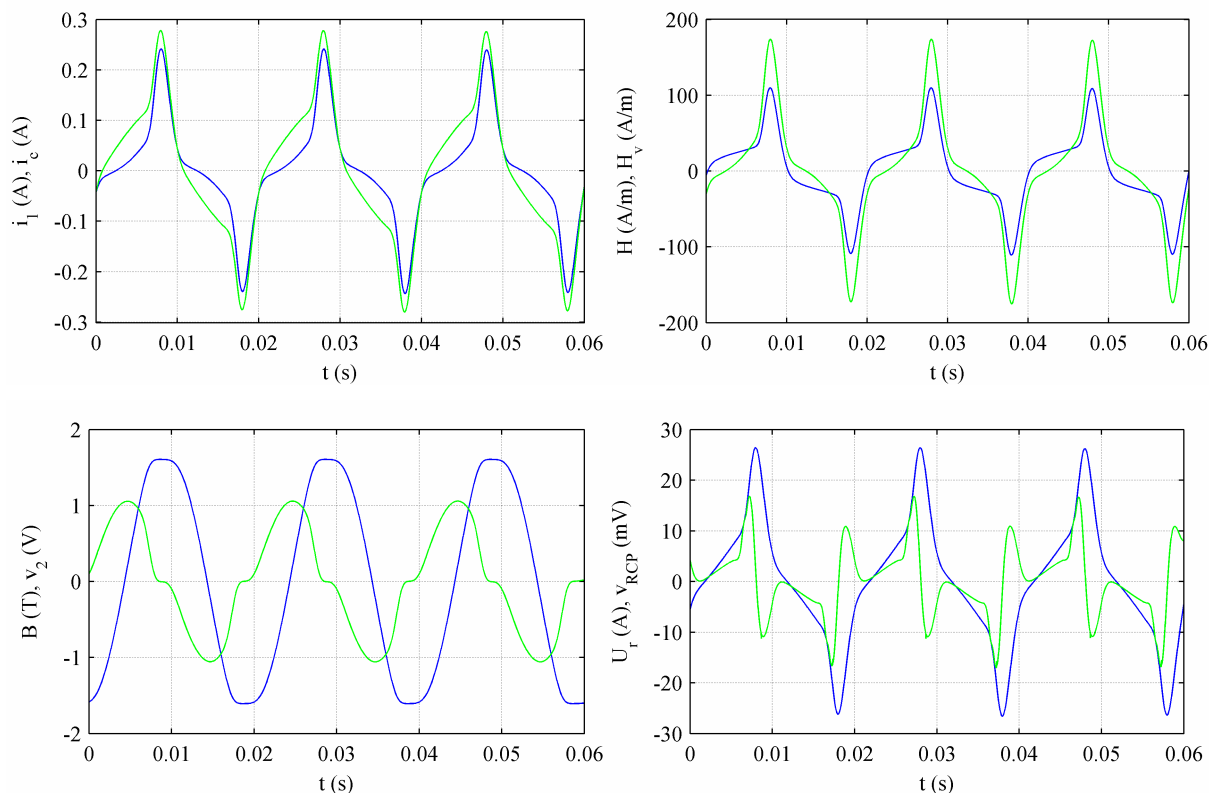
Vstupní proměnné jsou napětí  $u_1$  a  $u_c$ . Výstupy jsou proudy  $i_1$  a  $i_c$ . Protože rovnice modelu jsou algebro-diferenciální, tak prvním krokem je nalezení konzistentních počátečních podmínek. Uvnitř řešitele této soustavy jsou spočítány proměnné  $s$ ,  $s_Y$ ,  $H$ ,  $L_1$ ,  $L_c$  a levá strana rovnic (13). Proměnné  $s$ ,  $s_Y$  a  $H$  jsou spočítány z rovnic (15) a (17). Proměnné  $s$  a  $s_Y$  mají pouze dvě smysluplné hodnoty. Rovnice (15) je numericky vyřešena pro všechny kombinace  $s$  a  $s_Y$ . Správné řešení je vybráno pomocí rovnic (17). Následně jsou spočítány indukčnosti a levá strana rovnic (13).

Výsledkem jsou proudy  $i_1$  a  $i_c$ . Ostatní výstupní signály jsou intenzity magnetického pole  $H$ ,  $H_Y$ , intenzita magnetického pole spočítaná jako v reálném systému  $H_v$ ,  $s$ ,  $s_Y$ , napětí indukované v měřicím vinutí  $u_2$  a v RCP  $u_{RCP}$ , magnetická indukce  $B$ , magnetické napětí mimo měřenou oblast  $U_r$ . Tyto jsou spočítány po proudech. Výstupy  $s$ ,  $s_Y$  a  $H$  jsou spočítány stejně jako při řešení proudů. Potřebné derivace jsou spočítány numericky. Napětí  $u_2$ ,  $u_{RCP}$  intenzita magnetického pole  $H_v$  a magnetické napětí  $U_r$  jsou spočítány z následujících rovnic.

$$u_2 = N_2 S_M \frac{dB}{dt}, u_{RCP} = \frac{2k_r}{\pi d} \frac{d(N_1 i_1 - d \cdot H)}{dt}, H_v = N_1 \frac{i_1}{d}, U_r = N_1 i_1 + N_c i_c - d \cdot H \quad (18)$$

Výstupy modelu obsahují nechtěné harmonické složky vysokých frekvencí, způsobené ostrými hranami v signálech, když se mění  $s$ . Proto se proudy  $i_1$ ,  $i_c$  a magnetická indukce  $B$  filtrují FIR filtrem s lineární fází a mezní frekvencí desetkrát větší, než je magnetovací frekvence.

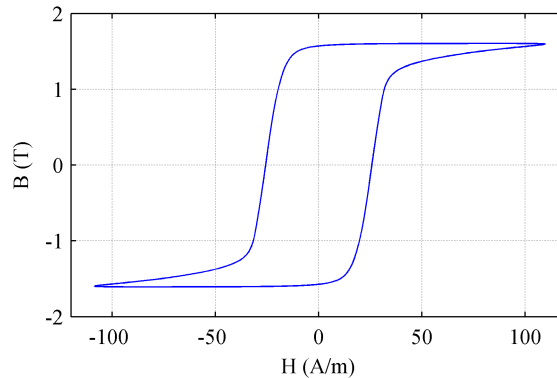
Následující grafy ukazují výsledky výpočtu modelu s parametry:  $u_1 = 7.65 \sin(2\pi \cdot 50t)$  V,  $u_c = 8.65 \sin(2\pi \cdot 50t)$  V,  $N_1 = N_c = 72$ ,  $N_2 = 10.8$ ,  $R_1 = R_c = 16.58 \Omega$ ,  $B_a = 1.6$  T,  $k_a = 0.123$  m/A,  $H_c = 25.8$  A/m,  $S_m = 166e-6$  m<sup>2</sup>,  $S_v = 5S_m$ ,  $l_1 = 0.3$  m,  $l_G = 2$  mm,  $l_Y = 0.5$  m,  $S_G = S_Y = 0.1$  m<sup>2</sup>,  $k = 0.99$ ,  $d = 0.1$  m,  $k_r = 4e-5$  H.



Obr. 4: Výsledky (pořadí barev je modrá, zelená)

## 6. Závěr

Model magnetovacího zařízení kompenzačního ferometru je tvořen rovnicemi (12), (13), (15), (17). Model je schopný popsat napětí indukované do RCP a zkreslení napětí indukovaného v měřicím vinutí při nasycení měřeného vzorku. Je vhodný pro návrh systému řízení magnetovacího procesu kompenzačního ferometru, který zajišťuje požadovaný tvar indukovaného napětí a udržuje nulové napětí v RCP. Model vykazuje dobrou shodu se změřenými signály, jak je možné vidět z porovnání Obr. 2 a Obr. 5.



**Obr. 5: Vypočtená hysterezní smyčka**

Budoucí práce bude orientována na výzkum a vývoj vhodného algoritmu pro řízení magnetovacího procesu, který zajistí efektivní, rychlé, stabilní a přesné měření.

## Poděkování

Tato práce byla podpořena grantem Studentské grantové soutěže ČVUT číslo SGS14/191/OHK3/3T/13 Pokročilé algoritmy číslicového zpracování signálů a jejich aplikace.

## Reference

- [1] Mikulec, M. AC compensated permeametr. *Third International Conference on Soft Magnetic Materials SMM-3*, 1977.
- [2] Zemánek, I.; Havlíček, V.; Havránek. Software for Magnetic Flux Density Waveform Correction Systems. *Journal of Electrical Engineering*, vol. 63, no. 7s, pp. 3-8, Dec. 2012.
- [3] Berry J. S. *Introductory Mathematics Through Science Applications*, Cambridge University Press, 1989, ISBN: 0521284465, pp. 57-58
- [4] Nová, I.; Havlíček, V.; Zemánek, I. Dynamic Hysteresis Loops Modeling by Means of Extended Hyperbolic Model. *IEEE Transaction on Magnetics*, vol. 49, no. 1, pp. 148-151, Jan. 2013.

# Simulace nábojové pumpy za účelem optimalizace jejích vlastností

David MATOUŠEK<sup>1</sup>, Ondřej ŠUBRT<sup>2, 1</sup>, Jiří HOSPODKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

<sup>2</sup> ASICentrum s.r.o., Novodvorská 994, 14221 Praha 4

[matoudav@fel.cvut.cz](mailto:matoudav@fel.cvut.cz)

**Abstrakt:** Současné technologie používané pro výrobu submikronových nonvolatilních pamětí vyžadují silné nasazení prostředků pro měření a testování. Pro aktivaci testovacího režimu je nutný „vysokonapěťový“ generátor, který je buď zabudován na čipu, nebo je připojen z vnějšku. Náš příspěvek se věnuje návrhu nábojové pumpy zabudované do čipu, která představuje jádro vysokonapěťového generátoru. Kritéria, která musí takový vysokonapěťový generátor splňovat, jsou uvedena níže. V našem příspěvku jsou částečně zmíněna i návrhová kritéria pro nábojové pumpy a možnosti, pomocí kterých lze optimalizovat jejich vlastnosti.

## 1. Úvod

Podobně jako jsou třeba standardní číslicové a řídicí obvody (dekodéry, maticové budiče, atd.), potřebujeme při realizaci integrovaných obvodů i výkonný a efektivní vysokonapěťový generátor.

Vysokonapěťový generátor musí splňovat určitá kritéria pro použití v oblasti měření a testování nonvolatilních pamětí: možnost regulace výstupního napětí (pro zajištění operací zápisu a mazání), schopnost nastavení výstupního proudu, řízenou rychlost náběhu výstupního napětí.

Testovací režimy a metody jsou podrobně diskutovány v [1], jako příklad můžeme uvést operace se sektory, paralelní programování, redundantní a referenční matici a vnitřní analyzační režimy.

Z hlediska návrhu hraje hlavní roli účinnost. Účinnost nábojové pumpy je redukována mnoha jevy. Relativně silný vliv má prahové napětí použitých tranzistorů nebo diod. Proto je tento příspěvek zaměřen také na optimalizaci vlastností předkládané nábojové pumpy.

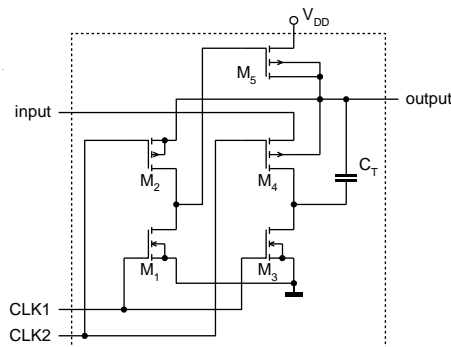
Dobře známou architekturou nábojové pumpy je Dicksonova nábojová pumpa (DNP) [2]. Základní vztahy pro popis a návrh DNP jsou shrnuty v [3]. Výstupní napětí závisí na vstupním napětí, počtu stupňů a napěťovém zisku jednoho stupně.

Optimální hodnota napěťového zisku je rovna amplitudě hodin. Nicméně například rozptylové kapacity snižují napěťový zisk. Hlavní vliv na výslednou hodnotu výstupního napětí má obvykle prahové napětí použitých tranzistorů. Zvláště pro napájecí napětí nižší než 1 V znemožňuje prahové napětí implementaci Dicksonovy nábojové pumpy. Takže pro aplikace napájené napětím nižším než 1 V je nutné používat jiné architektury nábojových pump [4], [5].

Obecně používaný princip snížení vlivu prahového napětí je změna zapojení přenosových tranzistorů z diodového režimu na režim aktivního spínače [6]. Takže napěťový úbytek mezi dvě uzly není roven prahovému napětí ale pouze saturačnímu napětí kanálu.

Dobře známým příkladem použití této techniky je tzv. křížově vázaná nábojová pumpa. Jiná varianta pumpy je diskutována níže včetně provedení optimalizace.

Předkládaná varianta nábojové pumpy používá 2-fázové hodiny. Jedna buňka (jeden stupeň), která je základním stavebním kamenem této pumpy, je uvedena na Obr. 1. Buňka obsahuje dva invertorové totémy ( $M_1, M_2$  a  $M_3, M_4$ ), „předepínací“ tranzistor  $M_5$  a přenosový kondenzátor  $C_T$ .

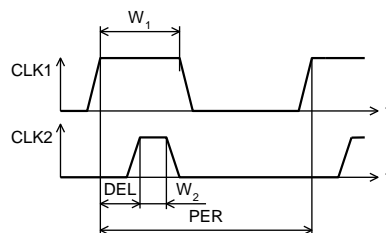


**Obr. 1: Schéma zapojení jedné buňky (jednoho stupně) nábojové pumpy**

První invertor  $M_1, M_2$  je buzen hodinovým signálem  $CLK_2$ . Tento invertor řídí hradlové napětí tranzistoru  $M_5$ . Druhý invertor  $M_3, M_4$  je buzen signálem  $CLK_1$ . Tento invertor připojuje přenosový kondenzátor  $C_T$  na zem nebo na výstup buňky. Takže přenosový kondenzátor je přednabit na napětí  $V_{DD}$  v první fázi hodin a ve druhé fázi hodin je pak připojen mezi vstup a výstup. Napětí mezi vstupem a výstupem (napěťový zisk) je v ideálním případě rovno hodnotě  $V_{DD}$ .

Hodinové signály použité pro buzení obou invertorů jsou vzájemně překryté, jak je uvedeno na Obr. 2. Symboly  $W_1$  a  $W_2$  označují šířky pulzů obou hodinových signálů. DEL označuje časové zpoždění náběžných hran signálů  $CLK_1$  a  $CLK_2$ . PER je perioda obou hodinových signálů.

Nastavení parametrů  $W_1$ ,  $W_2$  a DEL je zásadní otázkou s ohledem na dosažení nejlepšího poměru mezi velikostí výstupního napětí a výsledné účinnosti.



**Obr. 2: Časové průběhy 2-fázových hodin**

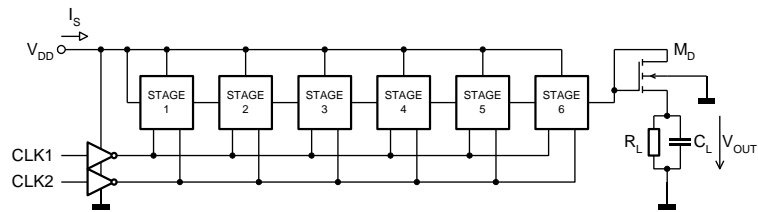
## 2. Simulace

Pro simulaci byla použita 6-stupňová nábojová pumpa dle Obr. 3. Hodinové signály jsou proudově posíleny pomocí silných budičů (invertorů). Poslední stupeň je zapojen na detektor realizovaný tranzistorem  $M_D$ . Rezistor  $R_L$  a kondenzátor  $C_L$  modelují zátěž na výstupu. Symbol  $I_S$  označuje odebíraný proud. Výstupní napětí na zátěži je označeno jako  $V_{OUT}$ .

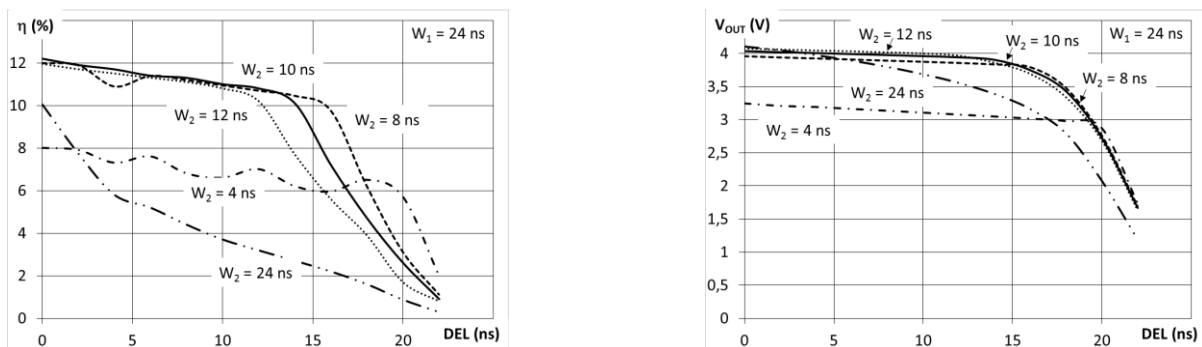
Nejdříve byla nalezena optimální hodnota parametru DEL. Šířka pulzu  $CLK_1$  byla nastavena na  $W_1 = 24$  ns jako výchozí volba odpovídající periodě hodinových signálů.

Následně byl parametr DEL rozmítán při různých hodnotách šířky pulzu  $W_2$ , viz Obr. 4. Nejvyšší hodnoty účinnosti  $\eta = 12,2$  % bylo dosaženo pro  $DEL = 0$  a  $W_2 = 10$  ns, kdy

výstupní napětí mělo hodnotu  $V_{OUT} = 4,036$  V. Ale maximální hodnota výstupního napětí  $V_{OUT} = 4,107$  V byla dosažena při účinnosti snižené na  $\eta = 10$  % při parametrech  $DEL = 0$  a  $W_2 = 24$  ns.



**Obr. 3: Zjednodušené schéma zapojení simulované nábojové pumpy**



**Obr. 4: a) Graf účinnosti, b) Graf výstupního napětí jako funkce  $W_2$  a DEL**

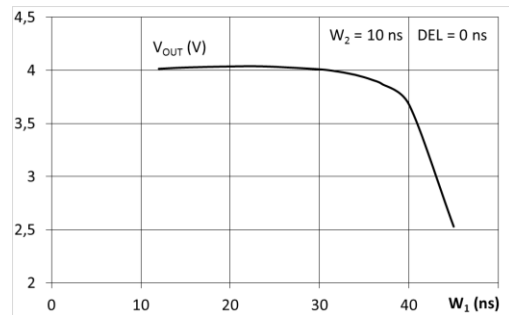
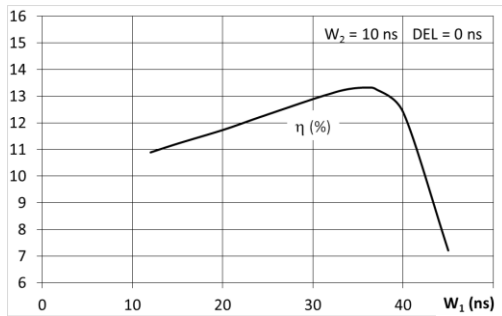
Z předchozích simulací vyplynul jeden významný výsledek. Maximální hodnota účinnosti byla dosažena v případě, že  $DEL = 0$  ns. Z toho plyne, že oba hodinové signály musí začínat současně.

**Tab. 1: Parametry použité při simulaci 6-stupňové nábojové pumpy**

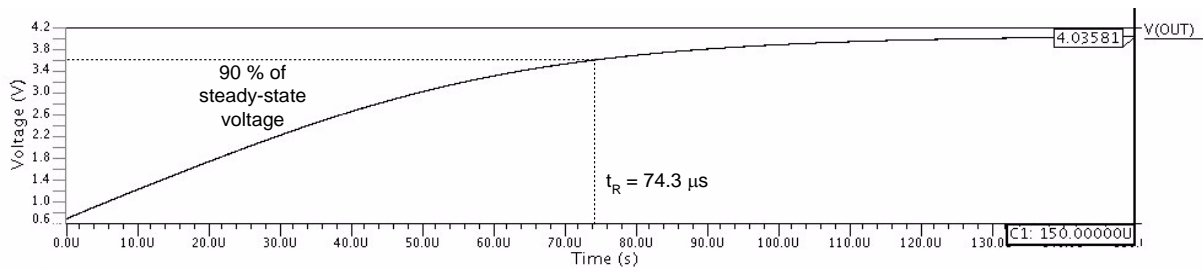
Parametr	Hodnota
Kmitočet hodin a teplota	$f = 20$ MHz (perioda PER = 50 ns), $t = 27$ °C.
Napájecí napětí, amplituda hodin	$V_{DD} = 0,7$ V, $V_{CLK} = 0,7$ V.
Kapacita přenosového kondenzátoru	$C_T = 5$ pF.
Zátěž	$C_L = 300$ pF, $R_L = 2,8$ MΩ.
Tranzistory v bufferu ( $L = 0,1$ μm)	NMOS_HVT: $W = 5$ μm, PMOS_HVT: $W = 12,5$ μm.
Tranzistory v buňce ( $L = 0,1$ μm)	NMOS_HVT: $W = 0,5$ μm, PMOS_HVT: $W = 1,25$ μm.
Transistor v detektoru	Nativní NMOS_NA18 ( $L = 0,8$ μm, $W = 20$ μm).

Jako druhá v pořadí byla prováděna simulace s proměnlivou šířkou  $W_1$  (šířkou pulzu CLK1) jak je ukázáno na Obr. 5. Bylo dosaženo maximální účinnosti  $\eta = 13,3$  % pro případ  $W_1 = 36$  ns,  $DEL = 0$  a  $W_2 = 10$  ns. Výstupní napětí nyní dosáhlo hodnoty pouze  $V_{OUT} = 3,907$  V.

Případ  $W_1 = 24$  ns,  $DEL = 0$  a  $W_2 = 10$  ns byl nakonec vybrán jako kompromis mezi optimální hodnotou výstupního napětí a celkovou účinností. Náběh výstupního napětí pro tento případ je dokumentován na Obr. 6. Doba náběhu má hodnotu  $t_R = 74,3$  μs.



Obr. 5: a) Graf účinnosti, b) Graf výstupního napětí jako funkce  $W_1$



Obr. 6: Náběh výstupního napětí ( $W_1 = 24$  ns,  $W_2 = 10$  ns, DEL = 0)

### 3. Závěr

Optimalizace uvažované nábojové pumpy je dokumentována v předchozím textu. Přestože jsou maximální hodnoty výstupního napětí a účinnosti dosaženy při odlišných hodnotách časovacích parametrů, obě maxima jsou relativně blízko.

Bylo dosaženo maximální hodnoty výstupního napětí  $V_{OUT} = 4.036$  V s účinností  $\eta = 12,2$  %. Časovací parametry pro dosažení tohoto výsledku byly:  $W_1 = 24$  ns,  $W_2 = 10$  ns a DEL = 0 ns. Navíc bylo zjištěno, že hodnota  $W_2$  se může měnit mezi 8 a 12 ns, ale výsledná účinnost se mění jen velmi málo.

Hlavní výhodou uvedené varianty nábojové pumpy je skutečnost, že oba hodinové signály jsou odvozeny z jediného bazového zdroje hodin. Oba hodinové signály mají současné náběžné hrany a šířka pulzů každého hodinového signálu může být nastavena pomocí zpožďovací linky.

V následující etapě se zaměříme na optimalizaci komplexnějšího obvodu, který bude zahrnovat i hodinový generátor. Otázkou bude určení celkové účinnosti včetně tohoto generátoru hodin.

### Reference

- [1] Campardo G, Micheloni R, Novosel D. VLSI-Design of Non-Volatile Memories. Springer-Verlag, 2005.
- [2] Dickson JF. On-Chip high-voltage generation in NMOS integrated circuits using an improved voltage multiplier technique. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 11, no. 3, 374-378, 1976.
- [3] Pan F, Samaddar, T. *Charge pump circuit design*, McGraw-Hill, New York, 2006.
- [4] Palumbo G, Pappalardo D. Charge pump circuits: An overview on design strategies and topologies. *IEEE Circuits and Systems Magazine*, First Quarter 2010, 31-45, 2010.

- [5] Matousek D. Comparison of selected architectures of negative Charge Pumps with new design. In: Proceedings of the 24th International Conference Radioelektronika, 2014, 1-4.
- [6] Yamazoe T, Ishida H, Nihongi Y. A Charge Pump that generates positive and negative high voltages with low power-supply voltage and low power consumption for non-volatile memories. In: International Symposium ISCAS, 2009, 988-991.



# Analýza nábojové pumpy CTS-2

Jan MAREK<sup>1</sup>, Jiří HOSPODKA<sup>1</sup>, Ondřej ŠUBRT<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[marekj20@fel.cvut.cz](mailto:marekj20@fel.cvut.cz)

**Abstrakt:** V příspěvku je uveden rozbor nábojové pumpy typu CTS-2 vhodné pro napájení nízkopříkonových obvodů. Článek poukazuje na problematiku návrhu a charakterizaci vlastností uvedeného typu pumpy. V článku je popsán základní princip včetně rozboru neideálních vlastností. Následně jsou ukázány dosažené parametry reálného zapojení pumpy simulované v profesionálním návrhovém prostředí a jejich srovnání s teoretickými předpoklady. Závěrečná část uvede čtenáře do základů modelování.

## 1. Úvod

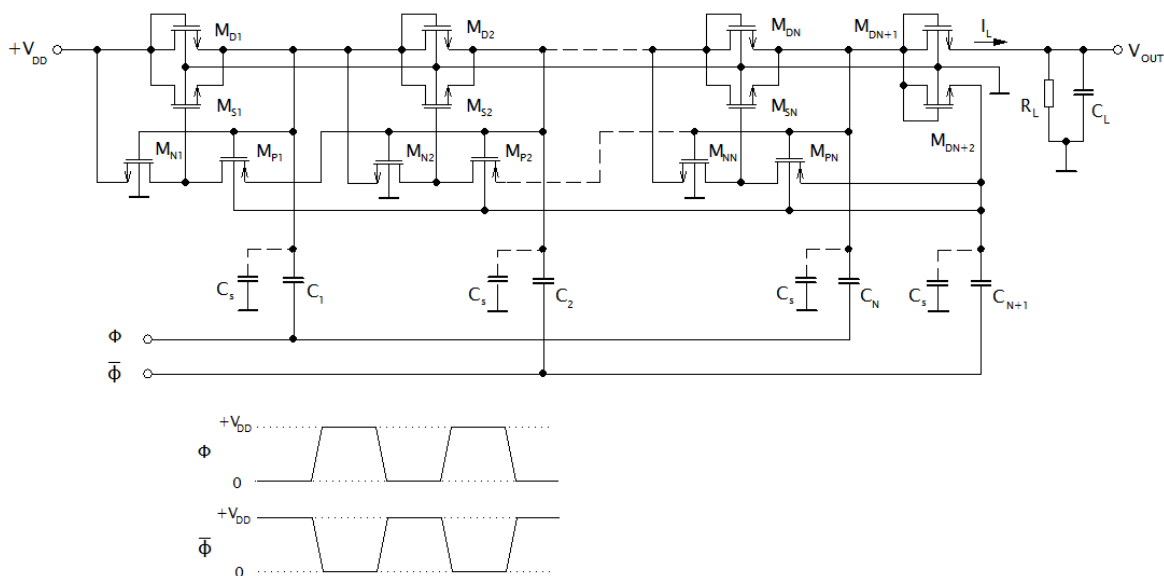
*Co jsou nábojové pumpy?* Nábojové pumpy jsou obvody se schopností shromažďovat elektrický náboj a dle konkrétního zapojení buď zvyšují, snižují, případně invertují vstupní napětí. V současné době představují levnou alternativu ke klasickým DC/DC měničům a protože tyto obvody neobsahují indukčnosti, jsou snadno integrovatelné na čip. *Kde se používají?* V nízkopříkonových systémech vyžadující vysoké napájecí napětí (například 10V). Typickým příkladem použití je napájení reprogramovatelných a elektricky mazatelných pamětí typu EEPROM.

*Proč se jimi zabýváme?* Nábojové pumpy pracují na principu spínaných kapacitorů (SC) a popis těchto obvodů je podle zvoleného přístupu buď velmi náročný (vynucuje si použití speciálních obvodových funkcí) nebo vede na idealizovanou strukturu. Navíc, dosud nejsou známy návrhové algoritmy, či vztahy vystihující realitu uspokojivým způsobem. Návrh spínaných obvodů se opírá především o tři základní kroky: modelování, simulace a vyhodnocení výsledků simulace. Simulace je nutné provádět výlučně v *tranzientní* analýze, což vzhledem k vysokému počtu simulací znamená *dlouhý simulační čas*.

Zmíněné důvody jsou pro nás motivací k nalezení modelu a návrhového postupu s cílem dosáhnout minimální odchylky mezi simulovanými a teoretickými hodnotami. Takový model pak ušetří návrháře od zdlouhavého iteračního procesu.

## 2. Nábojová pumpa CTS-2 (NCP-2)

Architektura nábojové pumpy CTS-2 (charge-transfer-switch) vychází ze základní struktury Dicksonovy pumpy [4] doplněné o spínací tranzistory  $M_{si}$ , které eliminují vliv prahového napětí tranzistorů  $M_D$  zapojených ve funkci diod, za účelem zvýšení účinnosti přenosu náboje mezi jednotlivými stupni pumpy. Přenos náboje zajišťují hlavní kapacitory  $C_i$  ve spolupráci s hodinovým signálem  $\phi, \bar{\phi}$ . Pumpa pracuje ve dvou cyklech. V prvním cyklu, v úrovni logické „0“ hodin, se nabíjí hlavní kapacitory a ve druhém cyklu, v úrovni logické „1“ hodin, se zvýší potenciál v uzlu, do něhož je kapacitor připojen a náboj je transportován do následujícího stupně. Spínací tranzistory jsou řízeny vyšším napětím z následujícího stupně pumpy (zpětnovazebním signálem), ne však přímo (koncepte CTS-1[5]), nýbrž prostřednictvím řídicího obvodu realizovaného invertorem sestávajícího z tranzistorů  $M_{Pi}$  a  $M_{Ni}$ . Řídicí obvod zabezpečuje, aby tranzistory  $M_{si}$  byly sepnuty pouze v



Obr. 1: Schéma zapojení nábojové pumpy CTS-2 [3]

časových intervalech definovaných úrovní hodinového signálu. Pro  $N$  stupňovou pumpu platí pro maximální hodnotu výstupního napětí naprázdno vztah

$$V_M = (N + 1)V_{DD} - V_{TH}, \quad (1)$$

kde  $N$  je počet stupňů pumpy,  $V_{DD}$  napájecí napětí a  $V_{TH}$  prahové napětí tranzistoru. V případě, že pumpa dodává proud do zátěže, pak se vybíjení hlavních kapacitorů v pasivním intervalu projeví poklesem výstupního napětí (zvlněním). Teoretická střední hodnota výstupního napětí byla odvozena z techniky spínaného kapacitoru (SC), který se chová jako odporová větev, tedy

$$V_{out,av} = V_M - \frac{N}{fC} I_L, \quad (2)$$

kde  $I_L$  je střední hodnota zatěžovacího proudu,  $f$  je kmitočet hodin a  $C$  velikost hlavního kapacitoru.

Počet stupňů pumpy potřebných pro dosažení požadovaného výstupního napětí charakterizuje parametr statická (taktéž pumpovací) účinnost

$$\eta_V = \frac{V_{OUT}}{(N+1)V_{DD}}. \quad (3)$$

Podrobnější informace jsou uvedeny v literatuře [3].

### 3. Rozbor neideálních vlastností pumpy

Přenos náboje v pumpě není v důsledku reálných vlastností obvodu bezztrátový. Ztráty můžeme rozdělit do dvou základních skupin - na ztráty dynamické a statické. Dynamické ztráty vznikají v důsledku rychlých časových změn (například při náběžné hraně hodinového signálu) a mají vliv zejména na celkovou spotřebu. Míra těchto ztrát závisí na **kmitočtu hodin**. Statické ztráty limitují návrh pumpy, protože snižují potenciál v každém stupni pumpy, tudíž výrazně snižují celkovou pumpovací účinnost. Mezi nejvýznamnější statické ztráty patří: svodové proudy prvků, zkratový proud

invertoru, rozptylové kapacity a prahové napětí tranzistorů MOSFET včetně body effectu.

Rozptylová kapacita  $C_s$  se uplatňuje v každém stupni pumpy (viz obr. 1). Může být interpretována jednak parazitními kapacitami (nelineárními) součástek, jednak montážními kapacitami na layoutu (mezi metalickými vrstvami). Rozptylová kapacita spolu s hlavní kapacitou tvoří napěťový dělič:

$$V'_{DD} = V_{DD} \frac{C}{C+C_s}. \quad (4)$$

Nenulové prahové napětí tranzistoru MOSFET je kritickým parametrem představující z hlediska vstupního napětí potenciálovou bariéru. Pro potlačení vlivu prahového napětí tranzistorů  $M_{Di}$  musí být na gatu spínacího tranzistoru napětí alespoň o hodnotu prahového napětí vyšší než na sourcu. Z uvedeného vyplývá, že přírůstek napětí na jeden stupeň pumpy musí převýšit hodnotu

$$\Delta V > \frac{V_{TH}}{2}. \quad (5)$$

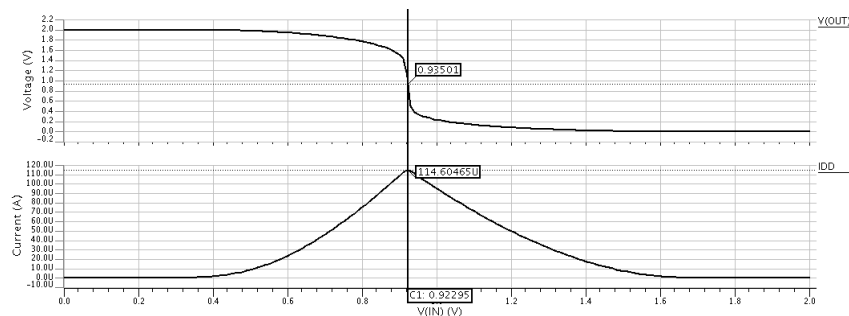
Pokud není podmínka (2.5) splněna, zpětná vazba se přes invertor neuzavře a zapojení se chová jako Dicksonova pumpa.

Prahové napětí je navíc silně závislé na předpětí bulk-source, dochází k tzv. *body effectu* [3]. V pumpě se uvedený jev nepříznivě uplatňuje, protože do obvodu sourcu je zapojen hlavní kapacitor a svorka bulk tranzistoru NMOS musí být uzemněna, respektive připojena na nejnižší potenciál v obvodu (u tranzistoru PMOS na nejvyšší potenciál). Body effect tranzistoru s dlouhým kanálem je popsán následující zjednodušenou rovnicí (model BSIM [2])

$$V_{TH} = V_{TH0} + K_{1ox}\sqrt{\varphi_s - V_{BS}} - K_1\sqrt{\varphi_s} - K_{2ox}V_{BS}. \quad (6)$$

Kde  $V_{TH0}$  je prahové napětí při nulových předpětích,  $\varphi_s$  je povrchový potenciál a  $K_1$ ,  $K_{1ox}$  a  $K_{2ox}$  jsou body effect koeficienty.

Jak již bylo řečeno, invertor zastává v pumpě funkci logického členu s dvoustavovým výstupem logické „0“ nebo „1“. Výstup invertoru se však může nacházet i v nedefinovaném logickém stavu [1], a to ze dvou důvodů, za prvé, jeho skutečná převodní charakteristika (obr. 2) není v přechodové části nekonečně strmá, za druhé, napěťové poměry uvnitř struktury se nemění skokově v čase (nemají charakter číslicového signálu). V nedefinovaném logickém stavu protéká invertorem značný proud (oba tranzistory jsou otevřeny), který odsává náboj z nabitého kapacitoru. Svého maxima dosáhne v tzv. spínacím bodě ( $V_{SP}$ ), tj. v bodě, kdy je na vstupu i na výstupu invertoru shodné napětí. Výpočet spínacího bodu a zkratového proudu je značně komplikovaný, když uvážíme, že napětí na svorkách invertoru jsou funkcí (nejen) času.



Obr. 2: Příklad převodní a odběrové charakteristiky invertoru pro  $V_{DD}=2V$

## 4. Simulace reálných vlastností pumpy

Pro modelování nábojových pump je nezbytné mít k dispozici databázi dostatečného množství výsledků simulace za účelem postihnout podstatné jevy, které budou následně do modelu zahrnuty. Pro účely analýzy byl vytvořen testovací soubor v profesionálním návrhovém prostředí Mentor Graphics Design Architect ICv2008\_16.4 a na zapojení byly simulovány statické parametry (zatěžovací charakteristiky, citlivost na toleranci hlavních kapacit...) a dynamické parametry (doba náběhu, vstupní příkon...) v závislosti na vstupních parametrech (kmitočet hodin, napájecí napětí...) a na počtu stupňů pumpy. Obvod byl sestaven z pokročilých modelů integrovatelných prvků dostupných v knihovně MGC Design Kits.

Příklad výsledků simulace je uveden v tabulce 1. Charakteristické parametry pumpy byly simulovány při napájecím napětí  $V_{DD}=2V$  a kmitočtu  $f=10$  MHz, hlavní kapacita pumpy činila  $C=5pF$ . Výstup byl zatížen impedancí sestávající z paralelní kombinace rezistoru o velikosti  $R_L=100k\Omega$  a kapacitoru o velikosti  $C_L=10pF$ . V tabulce je zaznamenána velikost střední hodnoty výstupního napětí  $U_{out,av}$  včetně relativní odchylky  $\varepsilon_r$  od teoretické hodnoty dle vztahu (2.2), statická účinnost  $\eta_V$  (2.3), vstupní příkon pumpy  $P_{IN}$  a energetická účinnost  $\eta_\varepsilon$ .

Neshoda naměřených a vypočtených hodnot je zapříčiněna nevhodným popisem spínaného obvodu, o který nelze návrh pumpy opřít. Zvolená metodika totiž neumožňuje ze své podstaty idealizovaného popisu (viz úvod) zahrnout skutečné vlastnosti. Zjištěné výsledky nás proto nutí hledat jiné způsoby řešení.

**Tab. 1: Statické a dynamické parametry pumpy**

N[-]	$U_{out,av}[V]$	$\varepsilon_r[\%]$	$\eta_V[\%]$	$P_{IN}[\mu W]$	$\eta_\varepsilon[\%]$
1	2,5	28,57	62,5	124,92	50,94
2	2,94	27,22	49	215,21	41,4
3	3,524	26,43	44,05	345,41	36,7
4	4,02	25,14	40,2	447,94	36,2
5	4,46	23,52	37,17	609,9	33,27

## 5. Úvod do modelování

Obvody se spínanými kapacitami řadíme do skupiny kvazianalogových obvodů přejímající některé vlastnosti jak z diskretních, tak z analogových systémů. Obvod obsahuje řízené spínače (diskretní část), ale v rámci jedné fáze činnosti vykazuje „spojitý“ charakter (analogová část).

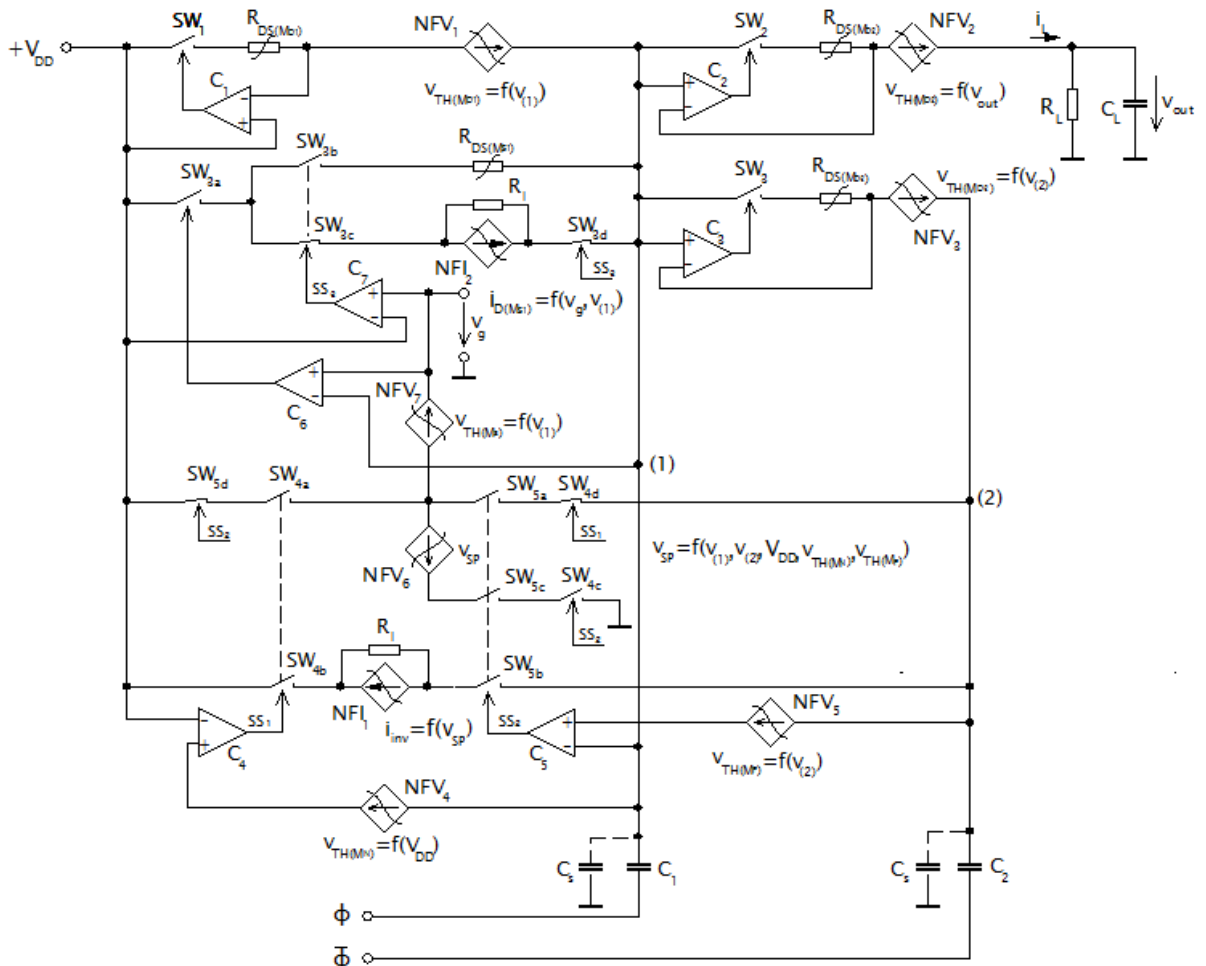
Uvedených vlastností využívá model jednoho stupně pumpy s připojenou zátěží (obr. 3) v *ustáleném* stavu, tj. předpokládá konstantní střední hodnotu výstupního napětí. Architektura modelu vychází ze skutečnosti, že obvod během jednoho cyklu (jedné púlperiody) hodinového signálu  $(\phi, \bar{\phi})$  prochází posloupností stavů (včetně nežádoucích) v důsledku spojitě časové změny napětí na hlavních kapacitorech. Spínače  $SW_1$  až  $SW_5$  do obvodu připojují, nebo z něj naopak odpojují další elektronické prvky a tím modelují aktuální pracovní režim spínacích prvků-transistorů. Nový stav obvodu je definován *stavovou* proměnnou, tedy okamžitou hodnotou napětí na hlavních kapacitorech. Dále předpokládáme, že hlavní kapacitory společně s rozptylovou kapacitou  $C_s$  určují *dominantní* časovou konstantu.

Body effect tranzistorů je namodelován nelineárními řízenými napětovými zdroji NFV<sub>1</sub> až NFV<sub>5</sub>, zdroj NFV<sub>6</sub> modeluje spínací bod invertoru a zdroj NFI<sub>1</sub> jeho zkratový proud.

Pro analytický popis řízených zdrojů jsou použity rovnice statické části modelu BSIM tranzistorů. Ve verzi BSIM 4.6.4 [2] je proud drainem popsán jedinou rovnicí pro triodovou i saturační oblast. Výsledný vztah je ovšem značně komplikovaný, neboť elektrické parametry jsou určeny z parametrů technologických, navíc jsou v něm začleněny empirické vztahy. Uveďme příklad: efektivní hodnota řídicího napětí gate-source závisí na dotaci hradla  $N_{gate}$ , permitivitě křemíku  $\epsilon_{Si}$ , kapacitě hradlového oxidu  $c_{ox}$ , na napětí potřebné k vyrovnání energetických pásů  $V_{FB}$  a na povrchovém potenciálu  $\phi_s$  [2]:

$$V_{gseff} = V_{FB} + \phi_s + \frac{qN_{gate}\epsilon_{Si}}{c_{ox}^2} \left( \sqrt{1 + \frac{2c_{ox}^2(V_{gs} - V_{FB} - \phi_s)}{qN_{gate}\epsilon_{Si}}} - 1 \right). \quad (7)$$

Cílem je jednak zredukovat tyto vztahy na pracovní oblast, v níž každý z tranzistorů pracuje, a jednak nalézt vhodné *aproximační funkce*, které povedou k nejvyššímu možnému zjednodušení s přijatelnou chybou.



Obr. 3: Model jednoho stupně nábojové pumpy CTS-2

## 6. Závěr

Na základě rozboru podstatných skutečných vlastností nábojové pumpy CTS-2 byl sestaven model, který přispívá k pochopení principu fungování dané soustavy a měl by poskytovat odpovědi na otázky vzájemných souvislostí mezi prvky modelu a vstupními veličinami systému. Následující kroky naší činnosti budou směřovat k postupnému zdokonalování modelu, jak z hlediska struktury, tak z hlediska analytického popisu. Dále budou provedeny analýzy modelu a jejich srovnání se simulačními výsledky skutečného zapojení pro více stupňů pumpy, případně i pro jinou technologii. Očekáváme, že aplikací zpětného postupu (syntézou) získáme návrhové parametry (počet stupňů pumpy, rozměry tranzistorů...) potřebné k dosažení optimálních vlastností. daného zapojení.

## Reference

- [1] BAKER, R. *CMOS: circuit design, layout, and simulation*. 3rd ed. Hoboken, NJ: Wiley, c2010, xxxiii, 1173 p. ISBN 978-0-470-88132-3.
- [2] HU, Chenming, Ali M. NIKNEJAD, Wenwei YANG a Darsen LU. BSIM4.6.4 MOSFET Model: User's Manual. UC Berkeley, 2009.
- [3] NEW, Lee Fu, Zulfiqar Ali BIN ABDUL AZIZ, Mun Fook LEONG, Han-Yuen LIU a Don-Gey LIU. A low ripple CMOS charge Pump for low-voltage application. *2012 4th International Conference on Intelligent and Advanced Systems (ICIAS2012)*. IEEE, 2012, s. 784-789. DOI: 10.1109/ICIAS.2012.6306120. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6306120>
- [4] PAN, Feng and Tapan SAMADDAR. *Charge pump circuit design*. McGraw-Hill, c2006, xv, 247 p. ISBN 978-007-1470-452.
- [5] SHIAU, Miin-Shyue, Zong-Han HSIEH, Chi-Chieh HSIEH, Han-Yuen LIU a Don-Gey LIU. A Novel Static CTS Charge Pump with Voltage Level Controller for DC-DC Converters. *2007 IEEE Conference on Electron Devices and Solid-State Circuits*. IEEE, 2007, s. 481-484. DOI: 10.1109/EDSSC.2007.4450167. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4450167>

# Optimalizační metody pro reálné SC struktury

Jiří NÁHLÍK<sup>1</sup>, Jiří HOSPODKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

nahlijir@fel.cvut.cz

*Abstract:* Implementace obvodů se spínanými kapacitami (SC) klade vysoké nároky na použité součásti, jejichž reálné vlastnosti ovlivňují výslednou funkci obvodu. Výsledný obvod je tedy potřeba na jejich vlivy optimalizovat. Tento příspěvek se zabývá výkonem algoritmu Diferenciální evoluce (DE) a algoritmu Particle Swarm Optimization (PSO). Za účelem vylepšení vlastností pak navrhuje tři jejich kombinace. Výkon algoritmů je porovnáván na návrhu čtyř bikvadratických SC filtrů určených pro dvoukanálovou banku filtrů čtvrtého řádu.

## 1. Úvod

Pro zpracování signálu se dnes používají především digitální obvody. Analogové bloky jsou ale stále jejich nutnou součástí v podobě AD/DA převodníků, filtrů, předzesilovačů apod. Jednou z nerozšířenějších metod implementace těchto analogových bloků se stala technika spínaných kapacitorů, která se pro svou přesnost realizace s výhodou používá právě při návrhu filtrů (přenos závisí na poměrech velikostí použitých kapacit, které lze realizovat s větší přesností).

Při praktické realizaci SC obvodu však závisí jeho funkce nejen na správném poměru hodnot funkčních kapacit, ale i na vlastnostech ostatních prvků (zisk OZ, odpor spínače v sepnutém stavu, nábojová injekce spínačů...). Pro potlačení jejich vlivu na funkci obvodu ale zatím neexistuje univerzální postup. S rostoucím výpočetním výkonem dnešních počítačů lze však využít optimalizační proceduru, která upraví hodnoty jednotlivých součástí tak, aby se vliv parazitních vlastností potlačil. Návrhář by v takovém případě měl vybrat optimalizační metodu, která pro svou funkci potřebuje malý počet simulací (SC obvody je nutné analyzovat v časové oblasti, kde je doba simulace nezanedbatelná).

Dnes používané algoritmy jsou většinou inspirované přírodními zákony. Populárními algoritmy z této oblasti se staly algoritmus Diferenciální evoluce (DE) a algoritmus Particle Swarm Optimization (PSO), které jsou i přes svou jednoduchou realizaci vcelku robustní.

Tento příspěvek se věnuje "rychlosti" těchto algoritmů a jejich odvozenin v případě aplikace na optimalizaci SC filtru.

## 2. SC obvod

Pro test rychlosti optimalizace testovaných algoritmů byl použit návrh dvoukanalové banky filtrů čtvrtého řádu [1]. Ta pomocí filtru typu dolní propust s přenosovou funkcí  $H_0(z)$  a filtru typu horní propust s přenosovou funkcí  $H_1(z)$  rozkládá vzorkovaný vstupní signál ( $f_C = 16 \text{ kHz}$ ) na dva subpásmové signály s polovičním vzorkovacím kmitočtem. Tyto signály jsou pak zpětně složeny na signál s původním vzorkovacím kmitočtem 16 kHz. Principiální blokové schéma je uvedeno na obr. 1.

Pro kaskádní implementaci byly přenosové funkce filtrů čtvrtého řádu  $H_0(z)$  a  $H_1(z)$  rozděleny na dvě funkce druhého řádu tak, jak ukazují vztahy (1,2).

$$H_0(z) = H_{LP1}(z) H_{LP2}(z) = \frac{0.409z^2 + 0.336z^1 + 0.409}{z^2 - 0.0122z^1 + 0.092} \cdot \frac{0.409z^2 + 0.698z^1 + 0.409}{z^2 - 0.0082z^1 + 0.629} \quad (1)$$

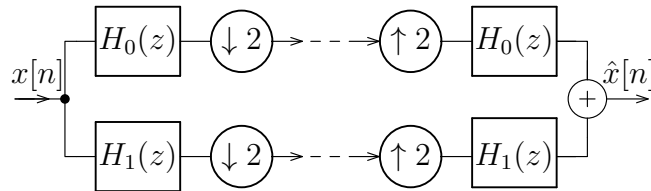
$$H_1(z) = H_{HP1}(z) H_{HP2}(z) = \frac{0.415z^2 - 0.710z^1 + 0.415}{z^2 - 0.0082z^1 + 0.629} \cdot \frac{0.415z^2 - 0.341z^1 + 0.415}{z^2 - 0.0122z^1 + 0.092} \quad (2)$$

Každá z bikvadratických funkcí pak byla implementována pomocí Fleischer-Laker bikvadratické sekce [2] v  $0.35 \mu\text{m}$  CMOS technologii. Parametry použitých OZ lze najít v [1]. Pro zrychlení simulací, ale bylo nutné nahradit spínací tranzistory jejich zjednodušenými modely (odpor v sepnutém a rozepnutém stavu a nábojová injekce simulovaná kapacitorem).

## 3. Metodika srovnání optimalizačních metod

Optimalizačních metod a jejich modifikací bylo v posledních dvou dekadách publikováno velmi mnoho a každá z nich je více či méně vhodná k řešení určitých typů úloh. Pro uživatele je tedy velmi těžké vybrat metodu, která pro nalezení výsledku potřebuje nejmenší výpočetní čas. Jednotlivé metody je tedy třeba porovnávat na řešení obdobných problémů.

Nově vyvinuté metody jsou obvykle testovány na dnes již ustáleném souboru matematických funkcí. Výkon algoritmů je pak porovnáván na počtu iterací potřebných



Obr. 1: Blokové schéma dvoukanalové banky filtrů.



k nalezení globálního extrému případně na přesnosti výsledku optimalizace (v případě, že se dosáhne definovaného maximálního počtu iterací), protože jsou tato čísla nezávislá na výpočetním výkonu počítače [3]. V praktickém použití optimalizačních metod obvykle ale není k dispozici funkční předpis a je nutné ohodnotit jednotlivé kombinace vstupních proměnných. Pro tento účel se definuje tzv. *Účelová funkce* (ÚF), která vyjadřuje míru splnění daných požadavků. Cílem optimalizační metody je pak najít co nejvýhodnější kombinaci vstupních proměnných tak, aby se Účelová funkce blížila požadované hodnotě (obvykle nule).

Problémem při praktické realizaci optimalizační procedury je i nezanedbatelný čas vyhodnocení Účelové funkce. Zatímco v případě hledání globálního extrému matematické funkce je hodnota Účelové funkce vyhodnocena prakticky okamžitě (dosazení proměnných do vzorce a vyčíslení), při implementaci této metody do návrhového cyklu je potřeba započítat i simulační čas. Návrhář by tedy měl zvolit vždy takovou metodu, která pro svou funkci potřebuje nejmenší počet simulací.

V našem případě budeme srovnávat optimalizační metody na návrhu bikvadů pro dvoukanalovou banku filtrů. Použité filtry by měly velmi přesně kopírovat požadovanou přenosovou charakteristiku (obzvláště blízko kmitočtu, kde se přechodová pásma filtrů překrývají). Cílem je tedy najít takovou kombinaci hodnot funkčních kapacit, aby se modulová charakteristika nelišila od ideální o více než 10 mdB. Rozdíl ideální modulové charakteristiky a reálné modulové charakteristiky pak vyjadřujeme Účelovou funkcí.

Pro porovnání optimalizačních algoritmů pro návrh SC filtrů je pak jako kritérium použita konečná hodnota Účelové funkce ve sté iteraci algoritmu, vývoj účelové funkce během optimalizace a potřebný čas k dosažení sté iterace algoritmu.

## 4. Optimalizační metody

S rostoucím výkonem osobních počítačů se nyní vyvíjí i výpočetně složitější metody. Příkladem takových metod jsou Genetické algoritmy, kde nutnost v každé iteraci vyčíslovat Účelovou funkci znovu pro celou populaci je vyvážena menším počtem potřebných iterací a vyšší odolností proti uvíznutí algoritmu u lokálního extrému.

Dnes asi nejpoužívanějšími algoritmy se staly algoritmus Diferenciální evoluce (DE) a algoritmus Particle Swarm Optimization (PSO), které jsou i přes svou jednoduchou realizaci velmi robustní. Pro jejich vlastnosti jsou tyto algoritmy vhodnými kandidáty pro optimalizaci SC obvodů.

Ačkoli jsou DE a PSO robustními algoritmy, jejich rychlost závisí na velikosti populace. Tedy s vyšším počtem jedinců narůstá i čas nutný pro výpočet Účelové funkce všech jedinců (v případě návrhu SC obvodů jde především o čas nutný pro simulace). S vyšším počtem jedinců však stoupá pravděpodobnost dokončení optimalizace s nižším počtem potřebných iterací. Oproti tomu s příliš nízkým počtem jedinců hrozí časté uvíznutí algoritmu. Návrhář tedy musí zvolit kompromisní velikost populace.

#### 4.1. Diferenciální evoluce

Algoritmus DE generuje novou populaci jedinců tím, že k nim přičítá rozdíl dvou jiných jedinců. Pokud má nový jedinec výhodnější Účelovou funkci, je přijat do nové populace. Pokud má horší Účelovou funkci než jedinec, kterého má nahradit, pak se do nové populace kopíruje jedinec z předchozí populace.

Původní autoři algoritmu [4] navrhli dvě obdoby tohoto algoritmu, přičemž druhá verze bere v úvahu i nejlepšího nalezeného jedince. Tuto variantu budeme pro SC obvody také využívat.

#### 4.2. Particle Swarm Optimization

Algoritmus PSO je oproti předcházejícímu algoritmu založen na využití historie předchozích stavů pro generaci nového stavu. Každý jedinec populace se zde pohybuje optimalizačním prostorem s určitou rychlostí a určitým směrem. Směr a rychlost každého jedince jsou pak v každé iteraci upraveny podle nejlepší nalezené polohy daného jedince a podle nejlepší pozice nalezené celou populací [5].

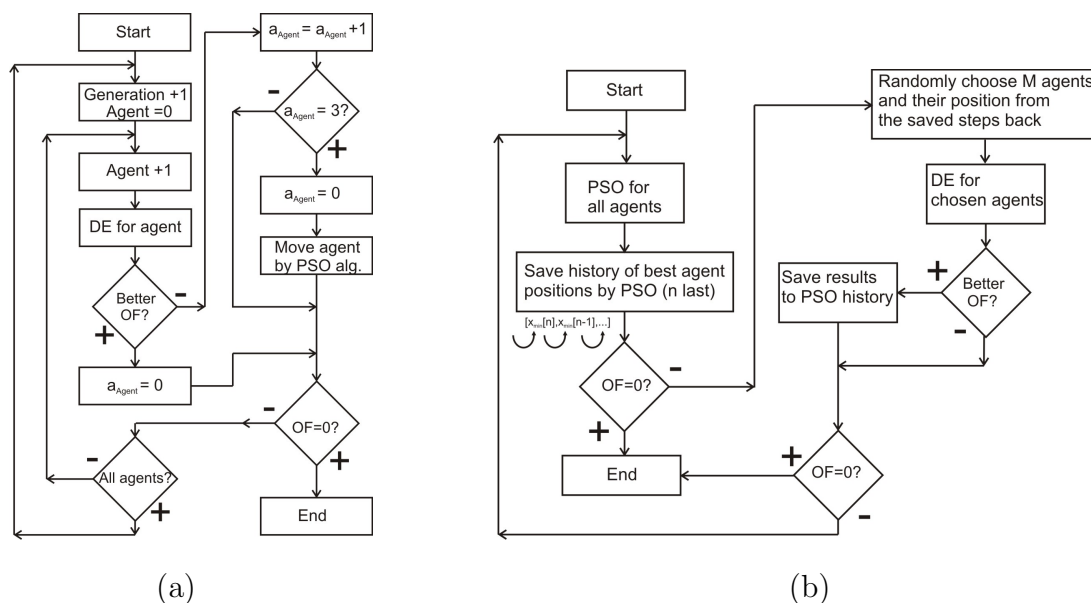
### 5. Úpravy algoritmů DE a PSO pro optimalizaci SC obvodů

Pro zrychlení optimalizačního procesu lze také metody různě upravovat a kombinovat tak, aby bylo možné používat malý počet jedinců a přitom bylo minimalizováno riziko uvíznutí metody na lokálním extrému. Pro aplikaci na SC obvody byly tedy metody DE a PSO složeny do následujících tří kombinací:

#### 5.1. Algoritmus DE-PSO1

Při použití DE algoritmu s nízkým počtem jedinců se často stává, že algoritmus uvízne, případně stáhne jedince do jednoho místa optimalizačního prostoru a je třeba ho spustit znovu s jinou počáteční populací.

Algoritmus DE-PSO1 se kompletnímu restartu optimalizace snaží zabránit tím, že sleduje, jak dlouho se pozice jedince nezměnila a po přiměřeném počtu neúspěšných iterací přesune neměnného jedince na jiné místo optimalizačního prostoru. K přesunu je pak použit algoritmus PSO, protože jednoduše zajistí, že se jedinec bude pohybovat přibližně v mezích definovaného prostoru (obvykle je omezen rozsah přípustných hodnot proměnných).



Obr. 2: Vývojový diagram pro metodu (a) DE-PSO<sub>x</sub>, (b) PSO-DE<sub>m</sub>

## 5.2. Algoritmus DE-PSO2

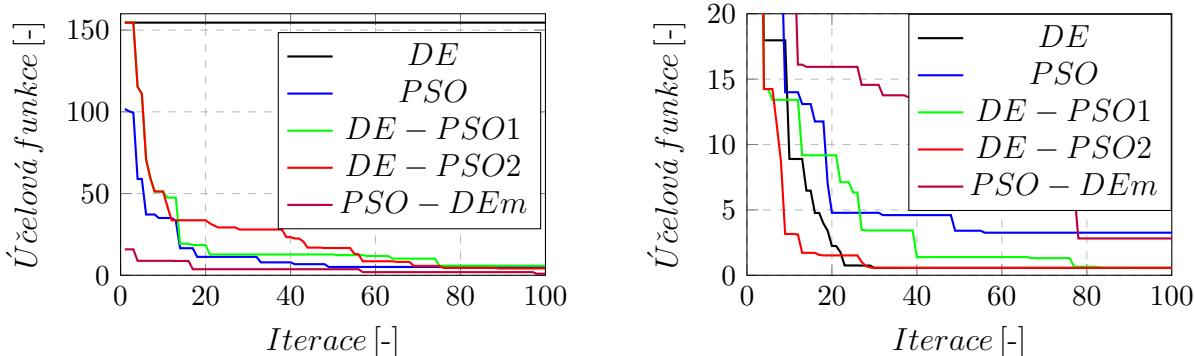
DE-PSO2 algoritmus vychází ze stejné myšlenky jako algoritmus DE-PSO1 a je mu velmi podobný. Rozdíl mezi algoritmy DE-PSO1 a DE-PSO2 je pouze v jiném využití výsledků metody PSO.

Na rozdíl od metody DE-PSO1, kde DE algoritmus kombinuje pouze aktuální pozice jedinců (nezávisí, jakou metodou byly získány), DE-PSO2 algoritmus využívá pro výpočet nové pozice metodou DE pouze nejlepší pozice nalezené jednotlivými jedinci. Tento přístup minimalizuje situace, kdy je metoda PSO aktivována vícekrát za sebou a odtlačuje jedince příliš rychle od sebe a od možného řešení (jedinec je pro výpočet nové pozice DE metodou fixován po několik iterací). Vývojový diagram společný pro obě DE-PSO<sub>x</sub> metody je uveden na obr. 2(a).

## 5.3. Algoritmus PSO-DE<sub>m</sub>

Při použití algoritmu PSO se obvykle jedinci po nějaké době začnou přibližovat k extrémům Účelové funkce po spirále. Rychlost, s jakou se k extrémům blíží, se ale s postupujícími iteracemi snižuje.

Algoritmus PSO-DE<sub>m</sub> rychlost přiblížení k předpokládanému extrémům Účelové funkce urychluje použitím DE metody. Po iteraci metody PSO je náhodně vybráno několik jedinců (doporučuji počet jedinců v populaci modulo počet proměnných), pro které je vypočítána nová poloha pomocí DE metody. Pokud DE metoda nalezne lepší polohu pro konkrétního jedince, je tato poloha zapsána pouze do paměti mezi poslední tři nejlepší výsledky. DE metoda navíc nepoužívá jen nejlepší nalezené pozice, ale kombinuje nejlepší



Obr. 3: Výkon optimalizačních metod pro bikvad  $H_{LP2}$ , resp.  $H_{LP1}$

nalezené pozice jedinců v posledních třech úspěšných iteracích. Vývojový diagram metody PSO-DEm je uveden na obr. 2(b).

## 6. Výsledky optimalizace SC filtrů

Všechny bikvadratické sekce byly optimalizovány metodami popsány výše. Průběhy Účelových funkcí v prvních sto iteracích pro optimalizaci bikvadů  $H_{LP1}$  a  $H_{LP2}$  jsou ukázány na obr. 3 (průběhy pro filtry  $H_{HP1}$  resp.  $H_{HP2}$  nejsou vykresleny, neboť jsou velmi podobné průběhům  $H_{LP2}$  resp.  $H_{LP1}$ ).

Jak je z obrázku patrné pro filtr  $H_{LP2}$  (i pro  $H_{HP1}$ ), byla metoda DE zcela neúčinná a to i pro různá její nastavení. Nejlepší metodou z hlediska konečné hodnoty Účelové funkce se pro bikvad  $H_{LP2}$  ukázala metoda  $PSO - DE_m$  ( $ÚF = 0.95$ ) i přesto, že zlepšení bylo dosaženo převážně v první iteraci. Ostatní metody se jí ale velmi přibližují. Výrazný rozdíl byl ale v časech nutných k dosažení sté iterace. Zatímco metoda PSO-DEm potřebovala pouze 18 hodin, metody DE-PSOx potřebovaly okolo 75 hodin. To bylo způsobeno převážně častou aktivací pomocné metody PSO.

Při optimalizaci bikvadu  $H_{HP1}$  naopak skončily metody DE a DE-PSOx shodně na nejlepší Účelové funkci ( $ÚF = 0.56$ ). Nejhorší pak z hlediska konečné Účelové funkce byla metoda PSO. Z časového hlediska byly metody DE-PSOx pouze o 10 až 20% pomalejší než ostatní.

Zajímavý je i průběh Účelové funkce metody PSO pro optimalizaci všech bikvadů, kdy se od padesáté iterace její vývoj zastavil.

## 7. Závěr

Pro porovnání optimalizačních metod při aplikaci na SC obvod byla navržena dvoukanálová banka filtrů čtvrtého řádu. Dále byla navržena 3 možná spojení optimalizačních metod DE a PSO tak, aby byly minimalizovány jejich nevýhodné vlastnosti.

Výkon těchto optimalizačních metod byl pak spolu s výchozími metodami DE a PSO porovnán na optimalizaci návrhu SC filtrů s bikvadratickou přenosovou funkcí.

V následující etapě je plánována implementace Nelder-Mead algoritmu a jeho kombinace s metodami DE a PSO.

## Poděkování

Tato práce byla podpořena grantem Studentské grantové soutěže ČVUT číslo SGS14/191/OHK3/3T/13.

## References

- [1] Nahlik, J.; Mullane, B.; Hospodka, J.; Sovka, P.; O'Hare, D.; Optimized switched capacitor biquads for two-channel quadrature-mirror filter bank, *Irish Signals & Systems Conference 2014 and 2014 China-Ireland International Conference on Information and Communications Technologies (ISSC 2014/CIICT 2014)*. 25th IET, pp.412,417, 26-27 June 2013, doi: 10.1049/cp.2014.0724.
- [2] Mohan, P. V. A.; Ramachandran, V.; Swamy, M. N. S.; *Switched capacitor filters - theory, analysis and design* Prentice Hall International, 1995, ISBN 0-13-879818-4.
- [3] Yuhui, S.; Eberhart, R.C.; Empirical study of particle swarm optimization *Evolutionary Computation*, 1999. *CEC 99. Proceedings of the 1999 Congress on*, vol.3, no., pp.,1950 Vol. 3, 1999 doi: 10.1109/CEC.1999.785511
- [4] R. Storn; K. Price;; Differential evolution - a simple and efficient adaptive scheme for global optimization over continuous spaces *Technical report TR-95-012*, ICSI, 1995.
- [5] Kennedy, J.; Eberhart, R. Particle swarm optimization; *Neural Networks, 1995. Proceedings., IEEE International Conference on*, vol.4, no., pp.1942,1948 vol.4, Nov/Dec 1995 doi: 10.1109/ICNN.1995.488968.

# Vylepšení Klasifikace Pohybů z Nahrávek EEG

Martin DOBIÁŠ<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[dobiama3@fel.cvut.cz](mailto:dobiama3@fel.cvut.cz)

*Abstrakt:* Tento příspěvek se zabývá možnostmi vylepšení klasifikace pohybového EEG. Byly klasifikovány nahrávky EEG pořízené při vykonávání extenzních (natažení) a flexních (sevření) pohybů pravého ukazováčku. Klasifikace takto jemných pohybů je důležitá pro budoucí použití v rozhraní mozek-stroj, kde zvýší počet klasifikovatelných stavů a přirozeným způsobem rozšíří možnosti jeho uplatnění. Při klasifikaci jsme se zaměřili jak na  $\mu$  (8-12 Hz) a  $\beta$  (16-31 Hz) pásma obsahující již dříve zkoumanou oscilatorní pohybovou aktivitu, tak na delta (<4 Hz) pásmo obsahující informaci o nízkofrekvenčních složkách EEG a o pohybových potenciálech. Aktivita v  $\mu$  a  $\beta$  pásmech obsahuje informace komplementární k těm obsaženým v delta pásmu. Jelikož jsou aktivity odlišné, byly obě pásma zkoumána samostatně, nicméně metoda s využitím časově-frekvenčního vývoje EEG signálu ke klasifikaci pomocí Skrytých Markovských Modelů (Hidden Markov Models - HMM) byla použita v obou případech. Jako referenční výsledek bylo v obou experimentech použito pásmo 5-40 Hz s frekvenčním krokem příznaků 1 Hz (doposud používané nastavení).  $\mu$  a  $\beta$  pásmo byly s rezervou zkoumány v rozsahu 5-45 Hz a to s 1 Hz a 0,5 Hz krokem. S využitím optimalizace frekvenčního pásma pro klasifikaci bylo dosaženo celkového zlepšení 5,4% (od +0,0% až do +13,6%). Jako nejlepší obecná volba pásma se ukázalo pásmo 5-45 Hz s rozlišením 1 Hz. Mnoho pokusných osob vykazuje maximální, nebo zvýšené klasifikační výsledky v pásmech kolem 11 a 19 Hz potvrzující validitu našich výsledků. Bylo dosaženo klasifikačního skóre  $93,9 \pm 0,6\%$ . Separátně bylo zkoumáno použití nízkofrekvenčních komponent pohybového EEG signálu (<5 Hz). Zde bylo pro klasifikaci použito pásmo 0,5-5 Hz (frekvenční krok 0,5 Hz). Ukázalo se, že využití časového vývoje frekvenčních příznaků v tomto pásmu vede k úspěšné klasifikaci pohybů extenze a flexe. Oproti referenčnímu skóre došlo v průměru ke změně o -3,3% (od -11,7% až po +16,1%). Při využití nízkofrekvenčních komponent pouze u osob kde je to výhodné bylo dosaženo zlepšení klasifikace o 2,9% na 90,9%. Jako obecné nastavení při neznalosti preferencí jednotlivých osob vychází při nízkofrekvenčním experimentu nejlépe opět nejlépe celé zkoumané pásmo 0,5-5 Hz. U obou zkoumaných pásem byla velice patrná variabilita EEG mezi jednotlivými osobami. Ukazuje se, že personalizace nastavení klasifikátoru je důležitým krokem ke zvýšení úspěšnosti klasifikace. Dalším krokem při vylepšení klasifikace je zkombinovat komplementární informaci z obou zkoumaných pásem a případně i několika zkoumaných elektrod.

# Experimenty s rozhraním mozek počítač

Vladimír ČERNÝ

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

cernyvl3@fel.cvut.cz

*Abstract:* Příspěvek se zabývá experimenty s rozhraním mozek počítač (Brain Computer Interface - BCI). BCI umožňuje uživateli předávat informaci z mozku přímo do počítače bez použití svalů. Uživatel BCI provádí nějaký mentální úkon na jehož základě BCI systém reaguje. Uživatel vidí výsledek a podle toho přizpůsobuje zmíněné provádění mentálního úkonu, tím vzniká zpětná vazba.

Experimenty s BCI jsou specifické právě tím, že obsahují člověka jako součást zpětné vazby. To do jisté omezuje možnost použití předem nahraných signálů k vývoji BCI. Tím vzniká nutnost provádět experimenty s prototypem BCI v reálném čase na skutečných osobách. Návrh takových experimentů musí být proveden s ohledem na mnoho aspektů.

Vzhledem k velkým rozdílům ve výkonu BCI mezi pokusnými osobami je potřeba provést experiment s několika subjekty. Dále je potřeba zvážit počet realizací aby byla dosažena dostatečná statistická významnost výsledku. Samotná pokusná osoba může být ovlivněna velkým počtem vlivů, které je potřeba eliminovat nebo zohlednit. Na výsledek mají vliv jak vnější vlivy jako hluk nebo nastavení jasu monitoru tak i aktuální stav pokusné osoby jako například únava.

Protože se provádí experiment na lidech nesmí se zapomínat na povolení etickou komisí.

V současnosti provádím experiment s vlivem zpětných vazeb. Experimentu se účastní 4 pokusné osoby aby se alespoň částečně zohlednily rozdíly mezi subjekty. Všechny osoby absolvují tři sezení v různých dnech, to zohledňuje rozdíly mezi aktuálním stavem subjektu. V každém sezení se provede 8 měření trvajících 5 minut a obsahujících průměrně 17 realizací. Experiment testuje 4 různé druhy zpětných vazeb, každá z nich je použita dvakrát během jednoho sezení. Pořadí je určeno náhodně pro každé sezení aby výsledek nebyl ovlivněn například únavou měnící se v průběhu sezení. Mezi jednotlivými měřeními je krátká pauza ve které pokusná osoba vyplní dotazník vycházející z Game Experience Questionnaire. V dotazníku pokusná osoba subjektivně zhodnotí svoji úspěšnost a ohodnotí například jak se jí daří soustředit se na daný úkol. Výsledkem experimentu bude 400 realizací pro každý druh zpětné vazby a bude možné zhodnotit vliv jednotlivých zpětných vazeb. Zároveň experiment slouží k vytvoření databáze pro offline testování BCI algoritmů.

# Detekce period pohybu na základě povrchového EMG

Jan SEDLÁK

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[jan.sedlak@fel.cvut.cz](mailto:jan.sedlak@fel.cvut.cz)

*Abstrakt:* Tento příspěvek je věnován popisu robustní automatické segmentace periodického povrchového multikanálového EMG signálu pořízeného při periodickém pohybu. Segmentace pohybových cyklů je nezbytným krokem při výpočtu svalové koordinace, která je stanovena na základě statistického vyhodnocení svalové aktivity v jednotlivých periodách pohybu. Objektivní analýza svalové koordinace stanovené na základě multikanálového EMG nachází uplatnění v kineziologických studiích, ale také při diagnostice onemocnění pohybového ústrojí. Navržená metoda nahrazuje standardní přístupy využívající k segmentaci dodatečně snímaný signál fyzikální veličiny, která vhodně reprezentuje periodu pohybu, např. z akcelerometru nebo tenzometru. K segmentaci je také možné využít synchronní videozáznam měření, pokud jsou provedena příslušná opatření. Výhodou vytvořené metody jsou nižší nároky na realizaci měření, přičemž již samotné snímání EMG signálů nezanedbatelně narušuje přirozené podmínky měření.

Navržená metoda využívá parametrizaci normované autokorelační funkce komplexní obálky předzpracovaného EMG signálu. Výsledkem parametrizace je odhad periody a hodnota autokorelační funkce, která je stanovena pro každý kanál. Pomocí k-means shlukování je na základě parametrů nalezena základní perioda pohybu a kanály, které ji dobře charakterizují. Pomocí vzájemné korelace vybraných kanálů je určeno vzájemné zpoždění, které je kompenzováno posunem signálů v rozsahu trvání jednoho cyklu. Výpočtem průměru z takto upravené sady kanálů vznikne signál vhodný k detekci lokálních maxim v rozsahu základní periody pohybu. Pozice lokálních maxim odpovídá hranicím jednotlivých period pohybu. Posledním krokem je vyhodnocení period na přítomnost artefaktů s využitím vzájemné korelace obálek interpolovaných na jednotnou délku. Periody pohybu se statisticky významně odlišnou EMG aktivitou jsou vyloučeny z dalšího zpracování.

Validace výsledků segmentace navržené metody je provedena na základě syntetických a reálných EMG signálů. K testování byly použity reálné signály pořízené při chůzi, běhu, běhu na lyžích, veslování, pádlování a plavání. V případě signálů se známou referencí je metrika úspěšnosti segmentace stanovena jako suma rozdílů délek period. Pokud pro signály není známa reference pohybových cyklů, je jako metrika úspěšnosti segmentace použita velikost plochy mezi křivkami představující první a třetí kvartil distribucí interpolovaných period EMG obálek vhodně vybraného kanálu. Kromě objektivních ukazatelů bylo vždy prováděno také vizuální hodnocení výsledků. Výsledky testování prokazují univerzálnost metody a srovnatelnou kvalitu výsledků jako při použití alternativních postupů.



# Analýza vysokofrekvenčních událostí v iEEG záznamu modelu epilepsie

Tomáš HAVEL<sup>1</sup>, Roman ČMEJLA<sup>1</sup>, Petr JEŽDÍK<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

<sup>2</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra měření

[tomas.havel@fel.cvut.cz](mailto:tomas.havel@fel.cvut.cz), [cmejla@fel.cvut.cz](mailto:cmejla@fel.cvut.cz), [jezdip1@fel.cvut.cz](mailto:jezdip1@fel.cvut.cz)

*Abstrakt:* Pro účely výzkumu epilepsie jsou využívány chronické modely tohoto onemocnění. Používají se laboratorní potkani (Sprague-Dawley), u kterých je epilepsie vyvolána v přesně lokalizované oblasti mozku. Následně je možné monitorovat vývoj onemocnění a pořídit dlouhodobý elektroencefalogram (EEG). Intrakraniální EEG (iEEG) je pořízeno pomocí přesně implantovaných invazivních stereotaktických bipolárních mikroelektrod. Záznamy s vysokou vzorkovací frekvencí (>5 kHz) poskytují informaci o změnách v EEG a jsou nezbytné pro další pochopení dějů spojených s tímto onemocněním. Jedním z fenoménů, typických pro epileptogenní tkáň, jsou vysokofrekvenční oscilace (HFO). Tyto oscilace se v iEEG záznamu objevují jako sinu podobné vlny s frekvencí převyšující 80 Hz superponované na aktivitu pozadí. Vizuální identifikace událostí v dlouhodobém EEG záznamu je pro hodnotitele velmi náročná, navíc subjektivní. Za účelem automatické identifikace byl vytvořen algoritmus na principu detekování spektrálních změn v průběhu HFO. Metoda využívá prahování odhadu normovaného spektrogramu (stanoven pomocí krátkodobé Fourierovi transformace). Detektor, vyvinutý původně pro analýzu iEEG lidských pacientů, byl upraven pro potřeby modelu epilepsie. Kromě úpravy frekvenčních pásem HFO byly přidány dvě metody detekování artefaktů, které jsou u modelu četnější a výraznější než u iEEG záznamů lidských pacientů. Takto identifikované úseky iEEG jsou dále analyzovány a je pro ně stanovena dominantní frekvence HFO. Mapa distribuce frekvencí HFO pro jednotlivé EEG kanály poskytuje další informaci pro kvantitativní hodnocení EEG a napomáhá při identifikaci epileptogenní oblasti.

# Intrakraniální EEG – Studie pacientů s fokální kortikální dysplasií typu I a II

Jiří Balach<sup>1</sup>, Roman ČMEJLA<sup>1</sup>, Petr JEŽDÍK<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

<sup>2</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra měření

[balacjir@fel.cvut.cz](mailto:balacjir@fel.cvut.cz)

*Abstrakt:* Epilepsie je jedno z nejčastějších neurologických onemocnění, záchvaty. U třetiny pacientů se vyskytuje farmakoresistentní forma, jenž se nedá účinně potlačit antiepileptiky nebo jejich kombinací. Většinu tvoří pacienti s fokální kortikální dysplasií (FCD), u dospělých pacientů až 20%. V případě farmakoresistentní epilepsie, je jedinou možností vedoucí k potlačení záchvatů odstranění epileptogenní tkáně. Operační plán je z pravidla postaven na základě zobrazovacích a jiných neinvazivních metod. U komplikovanějších případů je využita i invazivní EEG monitorace, během které jsou sledovány typické grafoelementy a změny přímo v podezřelé tkáni a jejím blízkém okolí, kam jsou elektrody implantovány. Každá další informace, jako je např. typ léze, která se v dané oblasti nachází, by přineslo nový pohled při plánování resekce a umožnilo lepší šance na pozitivní výsledek dlouhodobého pooperačního stavu pacienta. Pomocí metod matematické analýzy a zpracování signálů, se snažíme nalézt výskyt typických vzorů v EEG záznamech pro jednotlivé typy FCD. Sledován zejména výskyt epileptoformních výbojů a vysokofrekvenčních oscilací jak v samotné lézi, tak i jejím okolí. Na datech pacientů z obou skupin FCD jsme provedli analýzu, zpracovali a kvantifikovali výsledky. Výskyt grafoelementů v lézi je vyšší než v jejím okolí u obou typů FCD, nicméně nebyl nalezen signifikantní rozdíl mezi jednotlivými skupinami.

# Využití flexibilního multikanálového implantátu v experimentální epileptologii

Pavel VLK<sup>1,2</sup>, Přemysl JIRUŠKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Akademie věd České republiky, Fyziologický ústav, Oddělení vývojové epileptologie

<sup>2</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[vlkpavel@fel.cvut.cz](mailto:vlkpavel@fel.cvut.cz)

**Abstrakt:** Multikanálové záznamy elektrické aktivity mozku patří mezi základní metody, které umožňují náhled do komplexity neurálních interakcí. Na základě rozměrů použitých elektrod se pohybujeme v oblastech od jednotlivých neuronů po rozsáhlé neuronální populace. Jednou z oblastí, pro kterou je tato metoda klíčová je epileptologie. Pojem epilepsie zastřešuje mnoho jednotlivých syndromů o značné diverzitě. Studium epilepsie si proto žádá využití mnoha jejích zvířecích modelů a korespondujících metod zkoumání. Pokud se soustředíme na oblast mozkové kůry, in vivo u volně pohyblivých zvířat, pokročilé metody analýz vyžadují pro záznamy elektrické aktivity použití matice elektrod. Máme k dispozici několik typů komerčních variant, nicméně jejich modifikace pro potřeby konkrétních experimentů je náročná na logistiku a zdroje. Tato práce si dává za cíl vývoj multikanálové elektrody, jejíž návrh lze uživatelsky flexibilně modifikovat v různém prostorovém rozlišení a uspořádání. Důraz je také kladen na rychlost a dostupnost výroby upraveného designu a snadnou implantaci výsledné elektrody. Současný návrh umožňuje integraci kanyly, či optického vlákna ve spojení s maticovým polem elektrod. Výroba spočívá ve využití tisku na mikro 3D tiskárně s následným manuálním zavedením elektrod za použití vypracovaného postupu a pomocných nástrojů.

## 1. Úvod

Epilepsie postihuje přibližně 0,5 – 1 % populace ve vyspělých zemích. Jedná se o chronické onemocnění mozku charakterizované spontánními epileptickými záchvaty. Tyto záchvaty jsou projevem abnormální dynamiky v rámci neuronálních populací, která dává za vznik epileptické síti [1,2]. Použití elektrofyziologických technik nám dává možnost pochopit mechanismy odpovědné za přechod normální aktivity mozku do záchvatu. V rámci epilepsie vycházející z mozkové kůry lze využít záznam elektrické aktivity z rozsáhlých oblastí neokortexu s vysokým prostorovým rozlišením [3]. Tyto multikanálové záznamy z jednotlivých oblastí epileptické sítě dovolují detailní popis její dynamiky a funkční organizace.

Existují tři základní typy multikanálových elektrod – jehlové, povrchové rigidní a povrchové flexibilní. U jehlových elektrod dosáhneme nejvyšší přesnosti za použití laserové technologie výroby. Kdy se dostáváme dle potřeby pod 400 $\mu$ m rozestup mezi elektrodami s průměrem elektrod 25 $\mu$ m [4]. Díky účelu použití mají elektrody povrchové rigidní a povrchové flexibilní větší plochu snímacích elektrod. Na jejím základě se jejich rozestup může dostat pod 500  $\mu$ m [5].

Modifikace komerčních variant těchto elektrod pro potřeby konkrétních experimentů je náročná na logistiku a finanční zdroje. Plnohodnotnou multikanálovou jehlovou elektrodu však lze vytvořit za pomoci mikro 3D tiskárny a několika hodin manuální práce. Cílem této práce je návrh takovéto elektrody, který je uživatelsky možné flexibilně modifikovat. Jedná se o naprosté přepracování původního návrhu [6].

Nová generace návrhu reflektuje řadu problémů jak při uživatelské úpravě, tak samotné výrobě a implantaci. Zároveň došlo k přidání nových možností modifikace pro potřeby konkrétních experimentů. Do výsledného pole elektrod lze nyní integrovat kanylu, optické vlákno [7] či kobaltový drát [8]. Můžeme tedy používat optogenetické metody, sledovat změnu dynamiky v návaznosti na přidaném léčivu a využívat model epilepsie vyvolaný kobaltem.

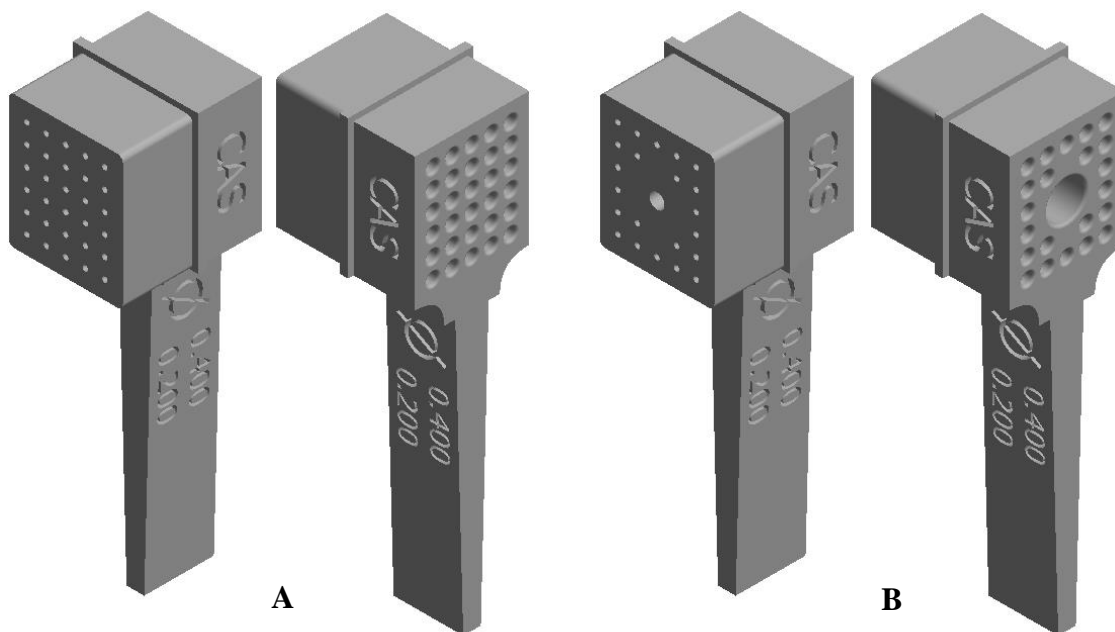
## 2. Návrh

Návrh multikanálové elektrody byl vytvořen v prostředí Autodesk Inventor Professional 2015 (Autodesk, Inc., San Rafael, USA). Je tvořen soustavou dílčích návrhů, které jsou postaveny na propojené sadě parametrů. Jednotlivé dílčí návrhy dědí relevantní parametry od základních prvků a zaručují tím výslednou kompatibilitu. Uživatelská úprava je tedy snadná a rychlá. Součástí návrhu je dokumentace jednotlivých parametrů a popis jejich významu.

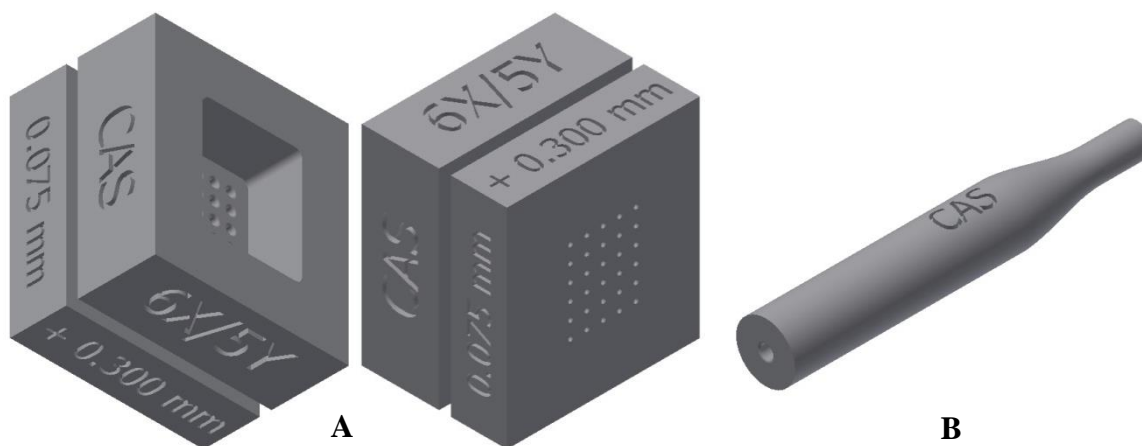
### 2.1. Multikanálová elektroda

Základem návrhu je samotná multikanálová elektroda (Obr. 1 A, B), která sestává z kanálků pro jednotlivé elektrody a pláště kolem elektrodové matice. Oproti původnímu návrhu [6] odpadá plášť pro přesah otvoru v lebce. Po nastavení přidání kanyly či optického vlákna dochází ke změně viditelné na Obr. 1 B. Pro ochranu optického vlákna slouží kryt na Obr. 2 B, který pasuje do otvoru v elektrodě. Možnost pro zavedení kobaltového drátu je řešena rozšířením zvoleného elektrodového kanálku na dostatečný průměr.

Byl pozměněn také regulátor délky elektrod (Obr. 2). Ten byl protažen a byla přidána značka, která určuje místo, kde má dojít k zařezávání elektrod. Jelikož jsou elektrody v místě značky stále uvnitř úzkého kanálku, je tak po ořezu minimalizováno zahnutí na konci elektrod.



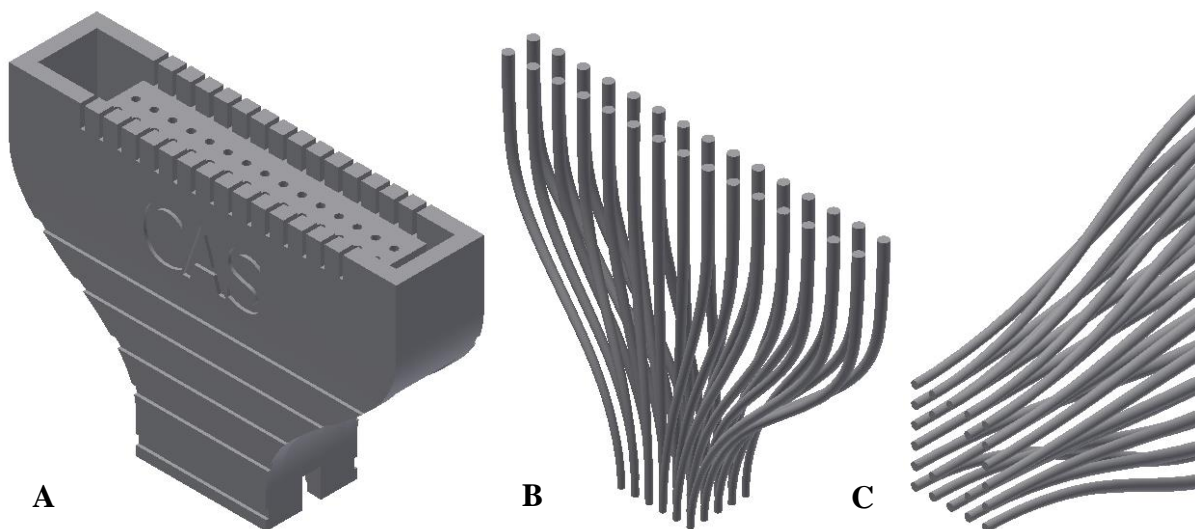
Obr. 1: Multikanálová elektroda (A) s otvorem pro kanylu/optické vlákno (B)



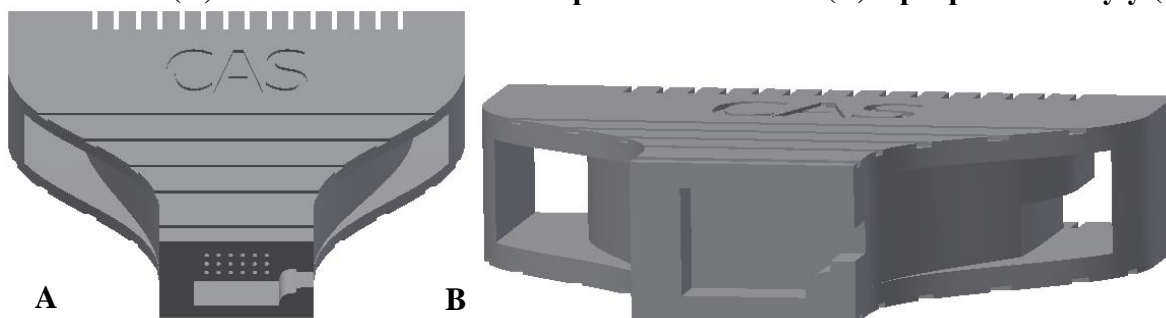
Obr. 2: Regulátor délky elektrod (A) a ochrana optického vlákna (B)

## 2.2. Patice

Pro propojení jednotlivých elektrod s konektorem pro připojení měřícího zařízení slouží klíčová část celého designu – patice (Obr. 3 A). Ta prošla oproti předchozí verzi návrhu [6] největších změn. Byl od základu přepsán algoritmus (Visual Basic for Applications) pro určení optimální dráhy kanálků (Obr. 3 B). Nyní podporuje možnost vypnutí libovolného množství elektrod, což bylo nutné mimo jiné kvůli možnosti přidání kanyly (Obr. 3 C). Algoritmus automaticky detekuje množství nepoužitých pinů na připojeném konektoru a upravuje velikost dutého prostoru na bocích patice. Tento prostor slouží pro protažení přídatných, zemních, referenčních a stimulačních elektrod, které jsou nyní napájeny přímo na konektor. Odpadá tím zvýšení impedance v minulé verzi.



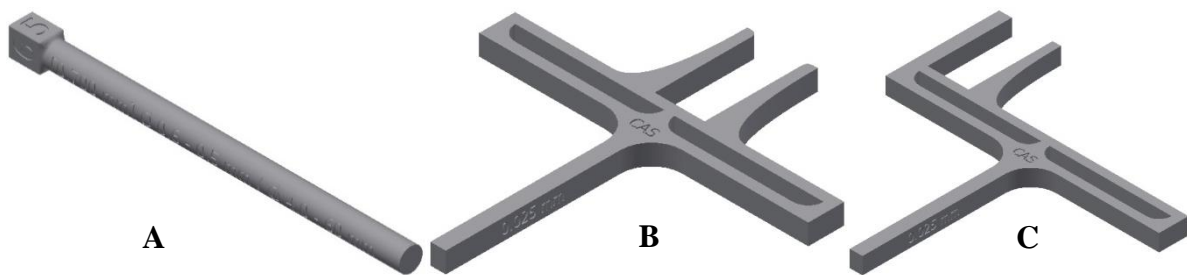
Obr. 3: Patice (A) a znázornění vnitřního uspořádání kanálků (B) a při použití kanyly (C)



Obr. 4: Patice ze spodního pohledu (A) a při lichém počtu volných pinů (B)

### 2.3. Nástroje pro implantaci

Výsledný tvar nástrojů odpovídá původnímu návrhu [6], bylo však upraveno značení a vnitřní propojení parametrů.

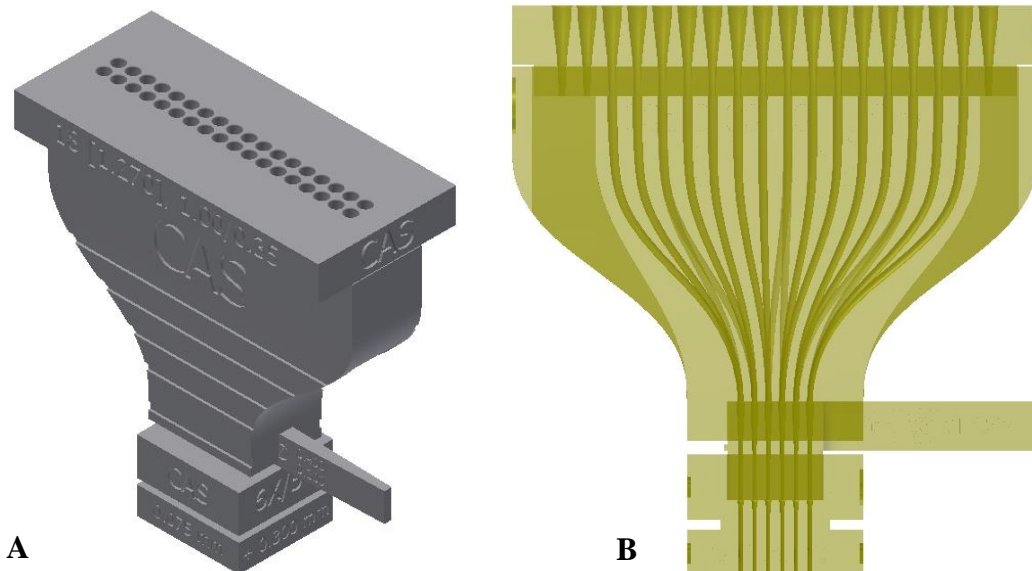


Obr. 5: Nástroje na směrové zaměřování umístění elektrody

### 3. Výroba

Samotný proces výroby sestává ze tří základních kroků. Prvním je samotný tisk, ke kterému je zapotřebí jakákoliv mikro 3D tiskárna. Přesnost tisku určuje minimální rozměry výsledné elektrody. Materiál pro výrobu musí být biologicky kompatibilní. Druhým krokem je čištění vytisknutých částí. Tyto první dva kroky zůstávají oproti předchozí verzi nezměněny [6].

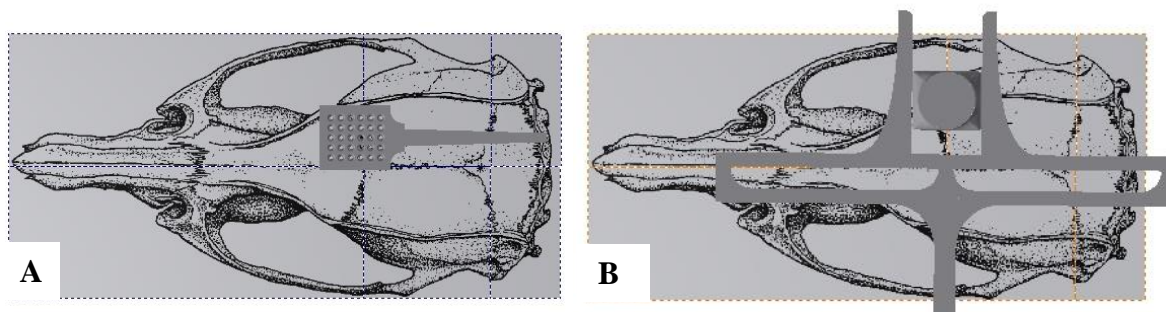
Obměny nicméně dostal poslední, třetí krok, kterým je vložení samotných elektrod (drátků o požadovaném průměru a materiálu) do vyrobených částí. Nyní jsou jednotlivé drátky v předstihu zbaveny izolace a místo přechodu označeno. Po vtažení drátků a zavedení konektoru dochází k pevnému kontaktu s drátkou za minimálního možného přechodového odporu. Díky značení nám z patice vychází již izolované elektrody a nedochází tak k propojení jednotlivých kanálů mezi sebou.



Obr. 6: Sestavený model elektrody a pomocných částí. Plášťové (A) a vnitřní (B) zobrazení.

### 4. Implantace

Pro usnadnění implantace výsledné elektrody a také jejího samotného návrhu, byla vytvořena prezentace výsledného umístění elektrody na potkaní lebce (Obr. 7 A). Tuto ilustraci je možné při základních znalostech práce s Inventorem měnit. Obr. 7 B demonstruje použití nástrojů pro implantaci.



**Obr. 7: Zobrazení umístění elektrody na lebce potkana (A) a znázornění použití nástrojů pro implantaci (B)**

## 5. Diskuze

Vzhledem ke značné variabilitě stávajícího návrhu multikanálové elektrody je práce ve stádiu testování. Je zapotřebí kvantifikovat úroveň přeslechů mezi signály a na základě většího množství vyrobených elektrod určit průměrnou hodnotu impedance jednotlivých kanálů.

Původní myšlenka pro možnost modelování povrchu elektrody do tvaru kopírujícího konvexitu hemisféry mozku se ukázala jako nereálná pro použitý způsob výroby. Posledním krokem v evoluci stávajícího návrhu se jeví rozšíření pro větší počet kanálů přidáním dalšího konektoru.

## 6. Závěr

Byl vytvořen návrh multikanálové elektrody, jež se dá uživatelsky jednoduše modifikovat a jehož výroba je snadno dostupná a nenáročná. Všestrannost návrhu umožňuje využití v mnoha směrech výzkumu mozku na zvířecích modelech za použití vícero technik elektrofyziologického zkoumání. Návrh není omezen na využití v rámci výzkumu epilepsie.

## Poděkování

Tato práce byla podpořena granty Ministerstva zdravotnictví České republiky (IGA NT/14489-3), Nadačního fondu Neuron (2012/10) a Grantové agentury České republiky (P303/14-02634S).

## Reference

- [1] STEFAN, Hermann a Fernando H. LOPES DA SILVA. Epileptic Neuronal Networks: Methods of Identification and Clinical Relevance. *Frontiers in Neurology*. 2013, vol. 4, s. -. DOI: 10.3389/fneur.2013.00008.
- [2] VAN DIESEN, Eric, Sander J. H. DIEDEREN, Kees P. J. BRAUN, Floor E. JANSEN a Cornelis J. STAM. Functional and structural brain networks in epilepsy: What have we learned?. *Epilepsia*. 2013, vol. 54, issue 11, s. 1855-1865. DOI: 10.1111/epi.12350.
- [3] VIVENTI, Jonathan a Justin A. BLANCO. Development of high resolution, multiplexed electrode arrays: Opportunities and challenges. 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2012, s. 1394-1396. DOI: 10.1109/EMBC.2012.6346199.
- [4] Blackrock Microsystems [online]. [cit. 2015-04-30]. Dostupné z: [www.blackrockmicro.com](http://www.blackrockmicro.com)

- [5] VIVENTI, Jonathan, Dae-Hyeong KIM, Leif VIGELAND, Eric S FRECHETTE, Justin A BLANCO, Yun-Soung KIM, Andrew E AVRIN, Vineet R TIRUVADI, Suk-Won HWANG, Ann C VANLEER, Drausin F WULSIN, Kathryn DAVIS, Casey E GELBER, Larry PALMER, Jan VAN DER SPIEGEL, Jian WU, Jianliang XIAO, Yonggang HUANG, Diego CONTRERAS, John A ROGERS a Brian LITT. Flexible, foldable, actively multiplexed, high-density electrode array for mapping brain activity in vivo. *Nature Neuroscience*. 2011-11-13, vol. 14, issue 12, s. 1599-1605. DOI: 10.1038/nn.2973.
- [6] VLK, Pavel KUDLACEK, Jan JEZDIK, Petr OTAHAL, Jakub DEMETEROVA, Lubica CMEJLA, Roman JIRUSKA, Přemysl. Návrh multikanálové elektrody pro dlouhodobé záznamy korové aktivity in vivo. In: IV. Letní doktorandské dny 2014. Prague, 29th 30th May 2014. ISBN 978-80-01-05506-9
- [7] FENNO, Lief, Ofer YIZHAR a Karl DEISSEROTH. The Development and Application of Optogenetics. *Annual Review of Neuroscience*. 2011-07-21, vol. 34, issue 1, s. 389-412. DOI: 10.1146/annurev-neuro-061010-113817.
- [8] CHANG, Jong Hee, Xiao-Feng YANG, John M. ZEMPEL a Steven M. ROTHMAN. The unilateral cobalt wire model of neocortical epilepsy: a method of producing subacute focal seizures in rodents. *Epilepsy Research*. 2004, vol. 61, 1-3, s. 153-160. DOI: 10.1016/j.eplepsyres.2004.07.012.



# Časo-prostorový profil počátků záchvatů v tetanotoxinovém modelu temporální epilepsie

Kudláček, J.<sup>1,2</sup>, Jiruška, P.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Oddělení vývojové epileptologie, Fyziologický ústav, Akademie věd České republiky, Praha, Česká republika

<sup>2</sup> Katedra teorie obvodů, Fakulta elektrotechnická, České vysoké učení technické, Praha,

[kudlaja4@fel.cvut.cz](mailto:kudlaja4@fel.cvut.cz)

**Abstrakt:** Epilepsie temporálního laloku představuje její nejčastější formu. Určení struktury, ze které vycházejí záchvaty je klíčové pro zkvalitnění léčby. V této práci byl studován časo-prostorový profil počátků záchvatů v tetanotoxinovém modelu temporální epilepsie u laboratorního potkana. Epileptogenní léze byla vyvolána injekcí tetanotoxinu do dorzálního hipokampu. Analýza počátků záchvatů prokázala, že nejvíce záchvatů (41 %) vycházelo z ventrálního hipokampu ipsilaterálního k tetanotoxinové injekci. Naproti tomu z injikovaného dorzálního hipokampu vycházelo pouhých 7 % záchvatů. To prokazuje na významnost konceptu neuronálních sítí ve studiu epilepsie.

## Úvod

Limbický systém hraje významnou roli v paměťových procesech i emocionálních funkcích mozku (Buzsaki, 2006). Je však náchylný k epileptogenní přestavbě, a tudíž hraje klíčovou úlohu v patofyziologii epilepsie temporálního laloku. Ta představuje nejčastější formu epilepsie a je navíc často doprovázena farmakorezistencí. Ačkoli její patofyziologie je intenzivně studována, dosud není zcela zřejmé, ve kterých strukturách limbického systému záchvaty začínají (Bertram, 1993). Znalost mechanismu a oblasti vzniku záchvatů je však klíčová pro zkvalitnění chirurgické léčby (Bertram, 2009).

Tradiční modely, jako je pilokarpinový nebo kainátový, neumožňují určení kauzálních úloh jednotlivých struktur ve vzniku záchvatu. Naproti tomu v tetanotoxinovém modelu je epileptogenní léze vyvolána v jedné vybrané struktuře injekcí malého množství tetanotoxinu. Zjistilo se však, že i v případě unilaterální injekce do dorzálního hipokampu mohou záchvaty vznikat v obou hipokampech (Finnerty and Jefferys, 2002). V pilokarpinovém a kainátovém modelu hrají v počátcích záchvatů významnou roli i ostatní limbické struktury (Toyoda et al., 2013). Úloha ostatních limbických struktur v tetanotoxinovém modelu však zatím systematicky studována nebyla. Cílem této studie bylo objasnit časo-prostorový profil počátků záchvatů v rámci tetanotoxinového modelu TLE.

## 1. Metodika

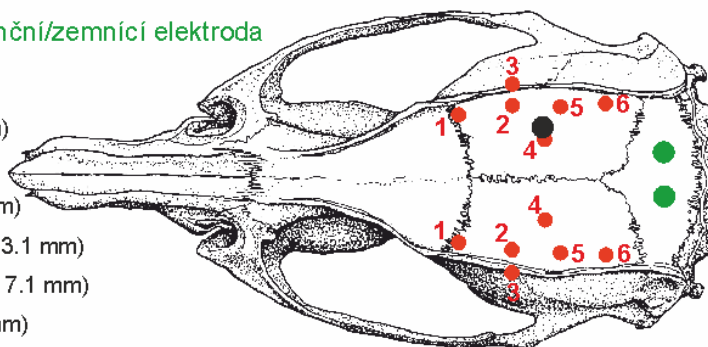
Potkanům kmene Wistar (n=7) byly v izofluranové anestezii (1,5%) implantovány bipolární registrační elektrody do 6 vybraných limbických struktur obou hemisfér (Obr. 1). Elektrody byly vyrobeny z poteflonovaného stříbrného drátu o průměru 180 μm (A-M Systems, Inc, Carlsborg, Washington, USA). Referenční elektrody byly umístěny nad

mozeček. Zároveň bylo aplikováno 10 ng (1  $\mu$ l roztoku) tetanotoxinu (Quadragech Ltd, UK) do CA3 oblasti pravého dorzálního hipokampu.

● Registrační elektrody ● Referenční/zemní elektroda

● Injekce TeNT

1. Piriformní kůra (AP: 0.2, L: 4.2, D: 8.2 mm)
2. Amygdala (AP: -2.8, L: 4.8, D: 8.6 mm)
3. Peririnální kůra (AP: -2.8, L: 6.2, D: 7.4 mm)
4. Dorzální hipokampus (AP: -4.6, L: 2.6, D: 3.1 mm)
5. Ventrální hipokampus (AP: -5.5, L: 4.8, D: 7.1 mm)
6. Entorinální kůra (AP: -8.0, L: 5.0, D: 7.0 mm)



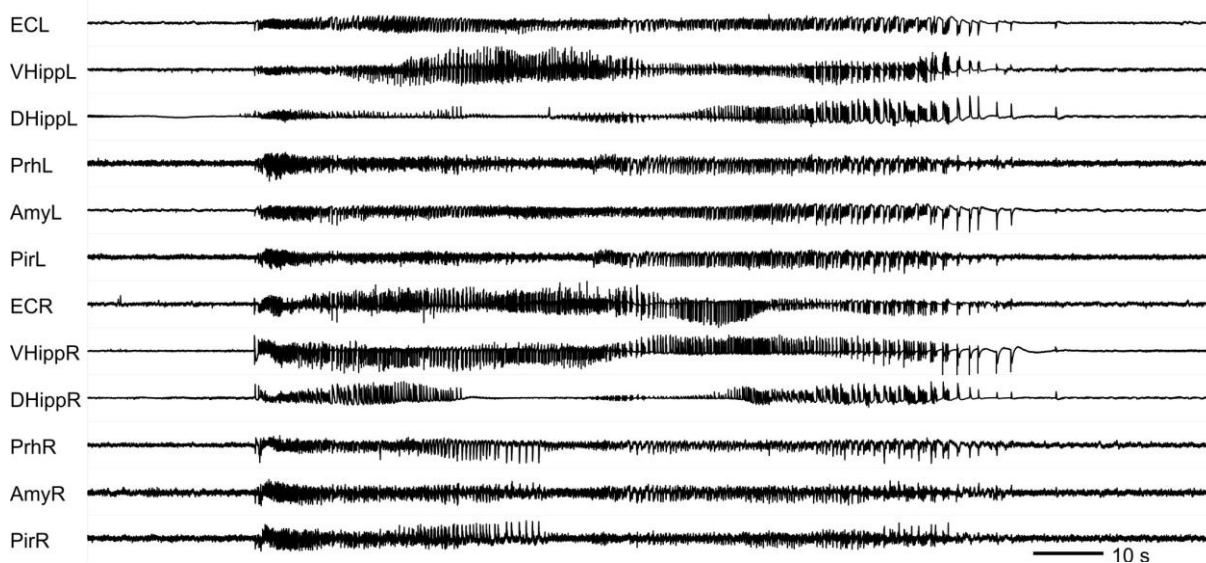
**Obr. 1:** Schéma implantace elektrod ve vztahu k lebce

Po týdenní rekonvalescenci byli potkani napojeni na dlouhodobý video-EEG monitoring. Signál byl filtrován od 0,1 do 2300 Hz, zesílen a digitalizován na vzorkovací frekvenci 5000 Hz s rozlišením 16 bitů. Přímou na hlavě potkana byl umístěn napěťový sledovač pro omezení pohybových artefaktů.

V získaném 12 kanálovém bipolárním záznamu byly automaticky detekovány záchvaty delší než 20 sekund a extrahovány pro následnou vizuální analýzu jejich počátků. Označené počátky záchvatů byly statisticky zpracovány.

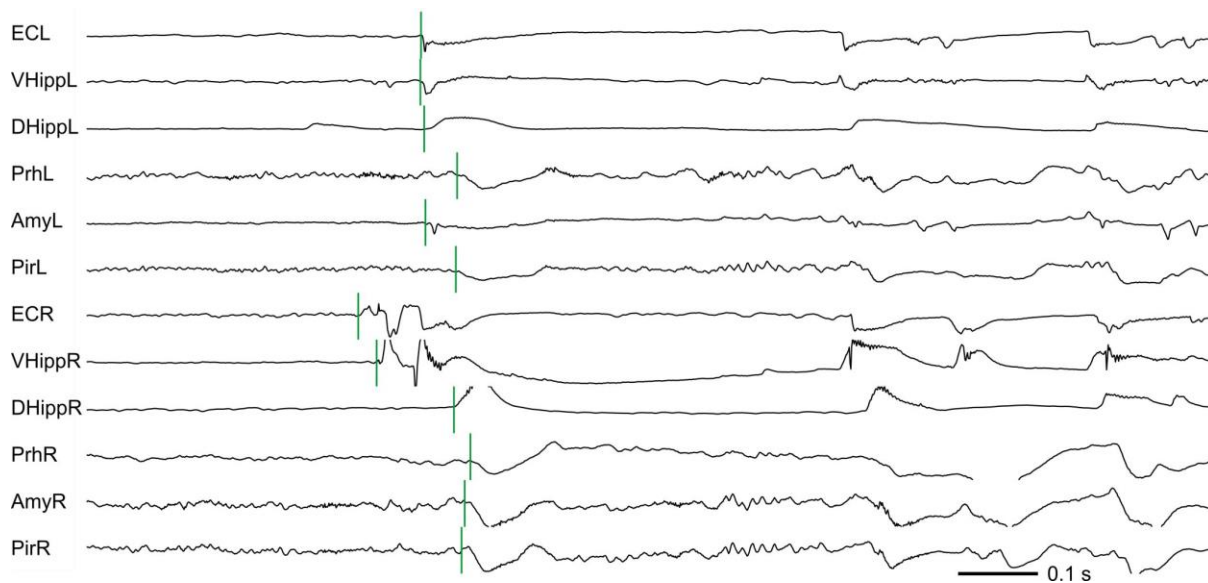
## 2. Výsledky

Celkem bylo analyzováno 140 záchvatů ze 7 potkanů. Příklad záchvatu je na Obr. 2.



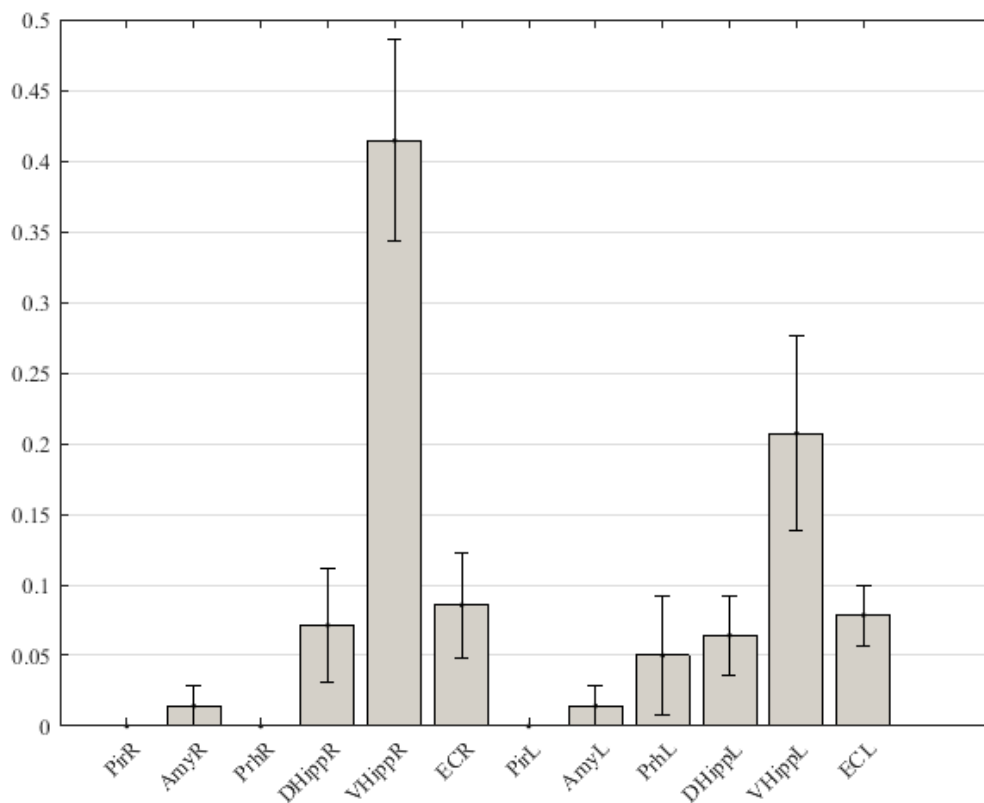
**Obr. 2:** Typický záchvat. Již první záchvatový výboj se objevuje ve všech strukturách. Klinickým projevem byl záraz činnosti, pohybové automatismy a několik sekund po skončení elektrografického záchvatu se objevovala typická otřásání, tzv. wet-dog shakes. Pir – Piriformní kůra, Amy – Amygdala, Prh – Peririnální kůra, DHipp – Dorzální hipokampus, VHipp – Ventrální hipokampus, EC – Entorinální kůra, R – pravý, L – levý

Všechny záchvaty se vyznačovaly hypersynchronním počátkem, kdy první záchvatový výboj se objevil v mnoha (často všech) strukturách. Při zvětšení měřítka na časové ose však bylo možno identifikovat, ve které struktuře se záchvatový výboj objevil první. Díky využití bipolárního záznamu byla v každém bipolárním kanálu viditelná pouze lokálně generovaná aktivita příslušné struktury a omezil se vliv vzdálených potenciálů vznikajících v jiných strukturách. Ukázka typického počátku záchvatu je na Obr. 3



**Obr. 3: Typický počátek záchvatu.** Názvy kanálů – viz popis k Obr. 2

Většina záchvatů, 41 %, vycházela z ventrálního hipokampu ipsilaterálního k tetanotoxinové injekci. Pravděpodobnost vzniku záchvatu v ipsilaterálním ventrálním hipokampu byla signifikantně vyšší než v kterékoli jiné struktuře kromě kontralaterálního ventrálního hipokampu, kde byla pravděpodobnost vzniku záchvatu 21 % (Wilcoxon test,  $p = 0.005$ ). Struktura s třetím nejvyšším podílem počátků záchvatů byla ipsilaterální entorinální kůra. Pouhých 7 % záchvatů vycházelo z injikovaného dorzálního hipokampu. Pravděpodobnosti počátků záchvatů jsou znázorněny v grafu na Obr. 4.



**Obr. 4: Pravděpodobnosti počátků záchvatů.**

### 3. Závěr

Tato práce prokazuje komplexní úlohu řady limbických struktur v rámci epilepsie indukované aplikací tetanotoxinu do dorzálního hipokampu. Získaná data potvrzují význam konceptu epileptických neuronálních sítí v iktogenezi. Ukázalo se, že klíčovou úlohu hraje ventrální hipokampus ipsilaterální k tetanotoxinové injekci, ze kterého vycházelo nejvíce záchvatů, 41 %. Dalšími důležitými strukturami byl kontralaterální hipokampus, entorinální kůry a dorzální hipokampy. Z injikovaného dorzálního hipokampu vycházelo pouhých 7 % záchvatů.

Vzhledem ke komplexnímu charakteru počátků záchvatů nebyla použita automatická objektivní metoda stanovení počátku záchvatu. Vizuální hodnocení je však zatíženo subjektivní chybou. Tyto faktory mohou zpochybňovat metodiky určování oblastí generujících epileptické záchvaty a využití EEG grafoelementů k určování epileptogenních oblastí mozku. Nicméně i přes to výsledky této studie poukazují na význam síťových interakcí v iniciaci záchvatů.

### Poděkování

Tato práce byla podpořena granty Ministerstva zdravotnictví České republiky (IGA NT/14489-3), Nadačního fondu Neuron (2012/10) a Grantové agentury České republiky (P303/14-02634S).

### Seznam použité literatury

- Bertram HE. Functional Anatomy of Spontaneous Seizures in a Rat Model of Limbic Epilepsy. *Epilepsia* 1997; 38(1): 95-105.
- Bertram HE. Temporal Lobe Epilepsy: Where Do Seizures Really Begin? *Epilepsy Behav* 2009; 14: 32-37; doi:10.1016/j.yebeh.2008.09.017.
- Buzsáki G. *Rhythms of the Brain*. New York: Oxford University Press, 2006.
- Finnerty GT, Jefferys JG. Investigation of the neuronal aggregate generating seizures in the rat tetanus toxin model of epilepsy. *J. Neurophysiol.* 2002; 88: 2919-2927.
- Toyoda I, Bower MR, Leyva F, Buckmaster PS. Early Activation of Ventral Hippocampus and Subiculum during Spontaneous Seizures in a Rat Model of Temporal Lobe Epilepsy. *The Journal of Neuroscience* 2013; 33(27): 11100-11115.

# Hodnotenie presnosti prenosných monitorov srdečného tepu a ich optimalizácia

Jakub PARÁK<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

<sup>2</sup> Tampere University of Technology, Faculty of Computing and Electrical Engineering,  
Department of signal processing

[parakjak@fel.cvut.cz](mailto:parakjak@fel.cvut.cz)

*Abstrakt:* Monitorovanie srdečného tepu a jeho variability je jedným z dôležitých, a to nielen klinických meraní, ktoré poskytuje signifikantné informácie o aktuálnom zdravotnom stave. Vzhľadom na rýchly technologický vývoj je dostupné veľké množstvo profesionálnych, komerčných a vývojových zariadení na meranie srdečného tepu. Tieto zariadenia sú používané u bežnými užívateľmi, profesionálnymi športovcami a tiež aj v rôznych výskumných štúdiách. To je aj dôvod, prečo je dôležité definovať zjednotené postupy na hodnotenie ich presnosti. Objektívne hodnotenie presnosti môže byť taktiež využité pri komparatívnych štúdiách pri optimalizácii a vylepšovaní algoritmov. Ďalšou z možných oblastí na zdokonalenie zariadení je zníženie spotreby energie na základe nových vhodnejších vzorkovacích schém. Dôležitým faktorom je zachovanie rovnakej presnosti štatistických parametrov, ktoré popisujú aktuálny fyziologický stav jedinca.

## 1. Úvod

Monitorovanie srdečného tepu a variability srdečného rytmu poskytuje dôležité informácie o zdravotnom stave človeka [1]. Získané informácie môžu byť použité v rôznych oblastiach od klinickej praxe, športového tréningu, hodnotenia psychického stresu alebo kvality spánku a celkového naladenia človeka (well-being) [2]. V klinickej praxi je možné na základe vyhodnotenie parametrov dlhodobého monitorovania diagnostikovať rôzne druhy ochorení [3]. Pri fyzickej záťaži v športovom tréningu je možné vypočítať parametre, ktoré ďalej môžu byť využité na získanie informácií o efektívnosti a intenzite tréningu [4].

Merania srdečného tepu poznáme už z čias antického Grécka. Technologický pokrok v meraní srdečného tepu nastal na začiatku 20. storočia vynálezom elektrokardiogramu (EKG). Prvý dlhodobý záznam srdečného tepu a variability srdečného rytmu bol uskutočnený v 60-tych rokoch Normanom Holterom [5]. Prelom v športovom meraní srdečného rytmu za účelom zlepšenia tréningu nastal po vývoji prvého športového merača tepu pre fínsky národný bežkársky tím na univerzite v Oulu. Profesor Seppo Säynäjäkangas neskôr založil firmu Polar, ktorá je popredným dodávateľom profesionálnych meracích zariadení s hrudným páskom s integrovanými elektródami, ktoré pracujú na báze elektrokardiografického princípu [6].

Prenosné zariadenia na merania srdečného tepu prešli dlhodobým technickým vývojom. Pri nových možnostiach v oblasti mikroelektroniky a výroby sa nahrádzajú prenosné merače s hrudným páskom snímačmi na báze fotopletysmografického snímania, ktoré sú nosené na

zápästí a predlaktí. Na získanie dostatočne vysokej kvality signálu sa používa kombinácia zelených, červených a infračervených svetelných diód ako zdroj svetla pre reflexné optické senzory.

Dnes je možné v niektorých prototypových riešeniach a riešeniach pre špeciálne účely snímať fyziologické signály pomocou senzorov integrovaných v tkanive oblečenia. V budúcnosti technologický vývoj smeruje k napájaniu týchto inteligentných senzorov pomocou článkov, ktoré budú získavať elektrickú energiu pomocou premeny tepelnej energie, ktorá je produkovaná živým organizmom, teda napríklad aj ľudským telom [7].

## 2. Motivácia a cieľ práce

V oblasti merania srdečného tepu a variability srdečného rytmu je momentálne dostupné pomerne veľké množstvo zariadení so senzormi pracujúcimi na rôznych princípoch. Jednu veľkú skupinu tvoria komerčne dostupné zariadenia, ktoré majú patentovo chránené algoritmi a druhou skupinou sú laboratórne, výskumné a vývojové riešenia, ktorú sú publikované v odborných periodikách a konferenciách.

Základným problémom je ako objektívne porovnať presnosť jednotlivých zariadení. V dnešnej dobe sa aj komerčné alebo polo-profesionálne merače srdečného tepu používajú na rôzne dlhodobé štúdie zamerané na optimalizáciu výkonu športového tréningu, well-being, psychické stresové zaťaženie alebo fyzickú kondíciu. Nepresnosť alebo neznáma chyba vstupných meraní môže výrazne ovplyvniť výsledky ďalších analýz nameraných dát. Taktiež pre optimalizáciu a vývoj nových algoritmov je nutné mať presne zadefinované testovacie kritériá.

Na základe dostupných publikácií [8, 9, 10, 11] boli v minulosti štúdie presnosti prenosných monitorov srdečného rytmu zamerané najmä na prenosné zariadenia s hrudným pásom, ktoré boli verifikované voči štandardnému ambulatórnemu elektrokardiogramu. Hlavnou nevýhodou týchto štúdií bola nejednotnosť testovacieho protokolu, spracovania dát a štatistických výsledkov. Absentovala aj štúdia, ktorá by porovnávala merače srdečného tepu pracujúce na fotopletysmografickom (PPG) princípe na základe rovnakého testovacieho protokolu.

Pokiaľ na základe zjednotenia testovacieho postupu získame prehľad o aktuálnej prenosnosti dostupných zariadení, je možné pristúpiť k ich optimalizácii a vylepšeniu dostupných algoritmov. Ďalším významným problémom prenosných meračov srdečného tepu je výdrž zdroja energie pri dlhodobom monitorovaní.

Monitory, ktoré pracujú na princípe EKG a používajú hrudný pás alebo samolepiace elektródy, prinášajú pomerne citel'ný diskomfort pre užívateľov. Z tohto dôvodu sú nahrádzané zariadeniami, ktoré sú integrované v hodinkách a je ich možné nosiť na ruke a pracujú väčšinou na princípe optických signálov a PPG princípe. V minulosti bola hlavným problémom presnosť týchto zariadení, pretože PPG signál je náchylný na pohybové artefakty. Pri aktuálnych algoritmoch a kombináciách rôznych vlnových dĺžok je možné dosiahnuť rovnaké výsledky ako pri zariadeniach s hrudným pásom. Relevantným problémom tu však stále zostáva spotreba energie, ktoré je pri vysokej intenzite svetelných diód pomerne vysoká.

Z vyššie uvedených dôvodov je nutné navrhnuť nové optimálne schémy vzorkovania, ktoré ušetria spotrebu energie a tým predĺžia dĺžku monitorovacieho času a zároveň tieto merania budú poskytovať dostatočne presné výsledky, ktoré budú môcť byť použité k výpočtu ďalších štatistických parametrov pre hodnotenie zdravotného stavu jedinca.

Okrem toho nové senzory, ktoré budú využívať energiu ľudského teľa alebo budú implementované priamo v oblečení, budú musieť pracovať podľa optimalizovaných meracích postupov a schém, aby neboli vysoko energeticky náročné, ale zároveň poskytovali dostatočne presné namerané hodnoty [7].

### 3. Hodnotenie presnosti monitorov srdečného tepu

V oblasti hodnotenia presnosti a spoľahlivosti monitorov srdečného tepu a variability srdečného rytmu boli zjednotené a definované nasledovné metodologické postupy na zber, analýzu dát a vyhodnocovanie výsledkov. Bol zadefinovaný testovací protokol, ktorý zahŕňa a simuluje bežné športové a každodenné aktivity. Bolo vytvorená metodika na synchronizáciu a prevzorkovanie dát z rôznych zariadení a referencie. Okrem základných štatistických chýb akými sú napríklad stredná chyba, stredná absolútna chyba, priemerná percentuálna chyba, boli zadefinované ďalšie ukazovatele: successfull score  $< \pm 5$  bpm,  $< \pm 10$  bpm,  $< \pm 5\%$ ,  $< \pm 10\%$ . Pre zariadenia, ktoré zaznamenávajú priamo variabilitu srdečného rytmu pomocou RR intervalov bol zadefinovaný postup na detekciu jednotlivých beatov voči referencii a postup na odstránenie arytmiických beatov zo zaznamenaného signálu. Hlavnými výslednými parametrami na hodnotenie presnosti je pri týchto zariadeniach absolútny a percentuálny počet detekovaných beatov, počet extra detekovaných beatov a počet nezdetekovaných beatov.

V rámci verifikačnej a komparačnej štúdie [12] bolo prevedené testovanie prenosných zariadení na meranie srdečného tepu na báze PPG voči ambulatnému EKG. Prvé bolo zariadenie mio Alpha so zeleným zdrojom svetla pre reflexný optický senzor umiestnené na zápästí. Druhé bolo zariadenie Scosche myRhythm s infračerveným zdrojom svetla umiestnené na predlaktí. Získané výsledky ukazujú, že výstupná kvalita nameraných záznamov závisí na rôznych parametroch, ako sú konkrétny senzor, umiestnenie zariadenia a vykonávaná aktivita. Na základe hodnotiacich parametrov bolo zistené, že priemerná spoľahlivosť oboch testovaných zariadení je približne 77%. V oboch prípadoch bola zaznamenaná vysoká presnosť merania srdečného tepu, ktorá dosahovala 90% počas behu na páse a kondičnom bicykli. Nízka presnosť okolo 70% sa prejavila počas kľudových aktivít. Výrazný rozdiel medzi umiestnením senzoru na zápästí a predlaktí sa prejavil počas hrania s Rubikovou kockou, ktoré malo simulovať bežnú dennú aktivitu, a to nasledovne: 80% pre zariadenie umiestnené na predlaktí a 51% pre zariadenie na zápästí.

Rovnaké parametre score  $< \pm 5$  bpm,  $< \pm 10$  bpm na hodnotenie spoľahlivosti používa napríklad firma OHR, Israel [13], ktorá na svojich stránkach pomocou rovnakých ukazovateľov deklaruje presnosť a spoľahlivosť svojho algoritmu na výpočet srdečného tepu z PPG signálu.

Aplikačné využité PPG senzorov a potencionálne problémy sú popísané v publikácií [14]. Výrazné problémy v meraní srdečného tepu sa vyskytujú pri nízkej perfúzii tkaniva počas zimných športov ako je napríklad bežecké lyžovanie. Chyby v meraní sa prejavujú najmä výraznými nereálnymi extrémnymi hodnotami srdečného tepu, ktoré sa vyskytujú väčšinou na začiatku tréningu.

Ďalej bola vykonaná štúdia hodnotenie presnosti zariadenia Firstbeat Bodyguard 2 na dlhodobý záznam RR intervalov voči ambulatnému EKG, ktorej výsledky sú prezentované v záverečnej správe [15]. V tejto štúdií boli priamo porovnávané jednotlivé detekované beaty prenosného monitoru a ambulatného EKG. Testovací protokol podobne ako v predchádzajúcej štúdií obsahoval rôzne druhy kľudových a záťažových aktivít akými sú napríklad: sed, ležanie na posteli, chôdza a beh s rôznymi rýchlosťami, jazda na kondičnom bicykli. Výsledky ukazujú, že dané zariadenie dokáže v priemere detekovať 99,95% srdečných beatov, 0,05% beatov nebolo zaznamenaných a 0,16% extra-detekovaných beatov, ktoré mohli byť detekované na základe artefaktov v signále. V danej štúdií bolo vykonané aj hodnotenie presnosti detekcie po aplikácii algoritmu na odstránenie artefaktov z detekovaných RR intervalov pomocou programu Firstbeat Sports. Na základe analýz bolo zistené, že po aplikácii algoritmov sa hodnota nezdetekovaných beatov znížila na 0,02% a počet extra detekovaných beatov klesol na 0,04% z celkového počtu detekovaných beatov.

## 4. Optimalizácia monitorov srdečného tepu pre dlhodobé monitorovanie

Prebiehajúci výzkum optimalizácie spotreby energie sa zameriava na testovanie vzorkovacích schém počas dlhodobého nočného merania a ich vplyv na presnosť vypočítaných parametrov variability srdečného rytmu zo záznamu RR intervalov. Vzorkovacie schémy budú mať zadané periódy, kedy je vzorkovanie a spracovanie signálu zapnuté, a takzvané sleep periódy, kedy bude vzorkovanie a spracovanie signálu vypnuté.

Relatívna presnosť k celému vzorkovanému a spracovanému záznamu bude sledovaná u nasledovných základných parametrov srdečného rytmu ako sú priemerný srdečný tep, beat-to-beat RMSSD, beat-to-beat SD, LF / HF ratio [1, 2]. Ďalej bude tiež skúmaný vplyv na presnosť rozšírených parametrov, ktoré sú počítané zo základných parametrov. Tieto parametre sú napríklad energetická spotreba, recovery index či parameter hodnotiaci kvalitu spánku [16, 17].

V ďalšom kroku sa bude jednať o rozšírenie vzorkovacích schém o takzvané adaptívne vzorkovanie, ktoré bude používať ako vstupný parameter pohybovú aktivitu meraného subjektu zaznamenanú akcelerometrom. Pri zvýšení pohybovej aktivity sa v signále bežne vyskytuje viac artefaktov a taktiež sa mení srdečný rytmus, čím sa menia aj parametre, ktoré sú na základe jeho merania vypočítané. Z tohto dôvodu pri zvýšení pohybovej aktivity bude použitá iná vzorkovacia schéma ako pri nízkej alebo žiadnej pohybovej aktivite. Týmto by sa mala doceliť vyššia relatívna presnosť ako pri pevne definovaných vzorkovacích schémach popísaných vyššie.

Posledným krokom bude kombinácia oboch postupov, aplikovaná na celodenné 24 hodinové merania, pri ktorých sa využije predovšetkým metodika adaptívneho vzorkovania, vzhľadom k vysokej pravdepodobnosti pohybových aktivít.

Navrhnutá metodika bude testovaná na RR intervaloch získaných z prenosných meračov srdečného tepu na báze EKG senzorov a tiež neskôr PPG senzorov.

## 5. Záver

Príspevok sumarizuje problematiku testovania presnosti monitorov srdečného tepu a ďalších optimalizácií týchto zariadení. Prezentyje hlavné kľúčové problémy pri objektívnom hodnotení a testovaní presnosti zariadení. Ďalej sú prezentované možnosti optimalizácie energetickej spotreby týchto zariadení pri zachovaní aktuálnej presnosti analytických parametrov pri využití vzorkovacích schém.

## PodĎakovanie

Tento výskum bol prevedený za pomoci podpory programov Erasmus, Mobilita 200 FEL ČVUT, Nadačného Fondu Stanislava Hanzla ČVUT, projektu SGS Pokročilé algoritmy číslicového spracovania signálů a jejich aplikace SGS14/191/OHK3/3T/13 FEL ČVUT.

Ďalej projektov Digile Wellness 2013 a FiDiPro agentúry TEKES, Fínsko a firmou PulseOn Ltd., Espoo, Fínsko, Firstbeat Ltd., Jyväskylä, Fínsko.

## Reference

- [1] Malik, M. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *European Health Journal*, (1996), 354–381.
- [2] Geisler FCM. et al. The impact of heart rate variability on subjective well-being is mediated by emotion regulation. *Personality and Individual Differences*, (2010), 723–728.



- [3] Sztajzel, J. Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system. *Swiss Medical Weekly*, (2004), 514–522.
- [4] Firstbeat Technologies. EPOC Based Training Effect Assessment. (whitepaper). [http://www.firstbeat.com/userData/firstbeat/download/white\\_paper\\_training\\_effect.pdf](http://www.firstbeat.com/userData/firstbeat/download/white_paper_training_effect.pdf) , 3/2012.
- [5] Billman, G. E. Heart rate variability - a historical perspective. *Frontiers in physiology*, (2011), 1–13.
- [6] Laukkanen, R. M.; Virtanen, P. K. Heart rate monitors: State of the art. *Journal of Sports Sciences*, (1998), 3–7.
- [7] Bonfiglio, A.; De Rossi, D. *Wearable Monitoring Systems*. Springer, London, United Kindgom, 2011.
- [8] Born, D. G.; Araujo, J.; Thomas, T. R. A procedure for evaluating portable heart monitors. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, (1984), 7–11.
- [9] Terbizan, D. J.; Dolezal, B. A.; Albano, C. Validity of Seven Commercially Available Heart Monitors. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, (2002), 243–247.
- [10] Kingsley, M.; Lewis, M. J.; Marson, R. E. Comparison of Polar 810s and an Ambulatory ECG System. *International Journal of Sports Medicine*, (2005), 39–44.
- [11] Weippert, M.; Kumar, M.; Kreuzfeld, S.; Arndt, D.; Rieger, A.; R., S. Comparison of three mobile devices for measuring R–R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *European Journal of Applied Physiology*, (2010), 779–786.
- [12] Parak, J.; Korhonen, I. Evaluation of wearable consumer heart rate monitors based on photoplethysmography. In *EMBC 2014 - Proceedings of the 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2014*, Chicago, August 2014.
- [13] Optimized Heart Rate Library, OHR, <http://www.ohrate.info/>, 2015.
- [14] Lemay, M.; Bertschi, M.; Sola, J.; Renevey, P.; Parak, J.; Korhonen, I. Chapter 2.3 - Application of Optical Heart Rate Monitoring. *Wearable Sensors*, Academic Press, Oxford, United Kingdom. 2014.
- [15] Parak, J.; Korhonen, I. Accuracy of Firstbeat Bodyguard 2 beat-to-beat heart rate monitor (whitepaper). [http://www.firstbeat.com/userData/firstbeat/tiedostolataukset/white\\_paper\\_bodyguard2\\_final.pdf](http://www.firstbeat.com/userData/firstbeat/tiedostolataukset/white_paper_bodyguard2_final.pdf), 9/2013.
- [16] Firstbeat Technologies. Stress and Recovery Analysis Method Based on 24-hour Heart Rate Variability. (whitepaper). [http://www.firstbeat.com/userData/firstbeat/research-publications/Stress-and-recovery\\_white-paper\\_2014.pdf](http://www.firstbeat.com/userData/firstbeat/research-publications/Stress-and-recovery_white-paper_2014.pdf) 11/2014.
- [17] Firstbeat Technologies. An Energy Expenditure Estimation Method Based on Heart Rate Measurement. (whitepaper). [http://www.firstbeat.com/userData/firstbeat/download/white\\_paper\\_energy\\_expenditure\\_estimation.pdf](http://www.firstbeat.com/userData/firstbeat/download/white_paper_energy_expenditure_estimation.pdf) 3/2012.

# Počítačové modelování dyssynchronního srdce u pacientů s vrozenou srdeční vadou

Miroslav LOŽEK<sup>1,2</sup>, Jan JANOUŠEK<sup>2</sup>, Jan HAVLÍK<sup>1</sup>, Joost LUMENS<sup>3</sup>, Tammo DELHAAS<sup>3</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů, [lozekmir@fel.cvut.cz](mailto:lozekmir@fel.cvut.cz)

<sup>2</sup> Fakultní nemocnice v Motole, Dětské kardiocentrum, 2. lékařská fakulta, Univerzita Karlova v Praze

<sup>3</sup> Maastricht University Medical Center, Cardiovascular Research Institute Maastricht, Department of BME

**Abstrakt:** Kardiologická statistika v ČR hovoří o 0,7 % výskytu vrozené srdeční vadě z celkového počtu všech živě narozených dětí. VSV je důsledek nestandardního vývoje kardiovaskulárního systému (KVS), který negativně ovlivňuje hemodynamiku systému. Mezi časté a závažné vady je řazena Fallotová tetralogie (ToF).

Terapie tohoto onemocnění spočívá v chirurgické korekci vady, která se skládá z uzávěru komorového defektu, resekcce svaloviny výtokového traktu pravé komory (PK) a plastiky pulmonální chlopně. Úspěšnost korekce lze posuzovat m.j. podle míry insuficience plastikované pulmonální chlopně. Při korekci dochází většinou v důsledku porušení převodního systému srdečního k blokadě pravého Tawarova raménka a následné elektromechanické dyssynchronii PK. Kombinace objemové zátěže a dyssynchronie vede k postupnému pravostrannému srdečnímu selhání.

Následnou standardní terapií je náhrada pulmonální chlopně. Teoretickou alternativou léčby by mohla být resynchronizace srdce (Cardiac Resynchronization Therapy, CRT). Objektivní efektivitu CRT může popsat a následně optimalizovat počítačové modelování.

Simulátor CircAdapt (Cardiovascular Research Institute Maastricht) se díky své komplexnosti a variabilitě jeví jako nejvhodnější nástroj pro modelování ToF. CircAdapt je parametricky matematický model založený na výpočtech v režimu beat-to-beat (adaptace výstupních veličin v každém srdečním cyklu). Výpočty jsou prováděny v blocích odpovídajících jednotlivým strukturám KVS. Vstupními veličinami modelu jsou morfologické a funkční parametry KVS. Simulovaným výstupem je soubor hemodynamických a mechanických křivek, které je možno dále analyzovat.

Cílem modelování srdeční dyssynchronie je objasnění mechanických procesů a energetické náročnosti dyskoordinované kontrakce. Byl proveden soubor obecných simulací (lineární vzájemná změna definovaných parametrů v patologickém rozmezí), který prokázal signifikantní vliv dyssynchronie na celkovou srdeční insuficienci. Vedle klinicky měřitelných markerů srdeční insuficience (objemy komor, dp/dt atd.) byl zaznamenán významný pokles účinnosti kontrakce PK (cca 30 % pro časté kombinace patologií).

V rámci počínající klinické studie bylo provedeno modelování konkrétního subjektu (QRS 200 ms, end-diastolický objem PK 424 ml, ejekční frakce PK 19 %, regurgitační frakce 10 %). Matematické výpočty odhalily sníženou celkovou myokardiální práci srdce (0,9 J/beat). Subjekt podstoupil CRT, kterou doprovázela remodelace PK s významným zlepšením její funkce (QRS 120 ms, end-diastolický objem PK 282 ml, ejekční frakce PK 37 %). Nově naměřené parametry sledovaného srdce byly opět podrobeny počítačové analýze, která potvrdila zvýšení celkové myokardiální práce na hodnotu 1,5 J/beat.

Limitace modelování spočívá ve skořepinové aproximaci geometrie srdečních dutin, která umožňuje pouze proporcionální lokalizaci postižených oblastí. Model dále neumožňuje dlouhodobou automatizovanou adaptaci (remodelaci) srdce na změnu parametrů, což zabraňuje využití simulátoru jakožto prediktoru vývoje choroby.

# Neinvazivní metody měření hemodynamických parametrů

Jan DVOŘÁK<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[dvoraj45@fel.cvut.cz](mailto:dvoraj45@fel.cvut.cz)

*Abstrakt:* V současné době jednou z nejčastějších příčin úmrtí jsou choroby kardiovaskulárního systému (KVS). Především ateroskleróza, kterou již můžeme zahrnout mezi civilizační choroby, představuje jeden z nejvíce závažných problémů dnešní doby. Zvláště proto, že je v raných stádiích jen velmi obtížně diagnostikovatelná, avšak způsobuje postupné nevratné změny KVS. Pro zhodnocení stupně poškození tepen tímto procesem existuje aktuálně několik klinických metod, avšak žádná z nich není široce uplatnitelná. Základními předpoklady takovéto metody pro masivní nasazení ve zdravotnictví jsou neinvazivní způsob měření, spolehlivost pro široký okruh pacientů, opakovatelnost a cenová dostupnost měření pro masivní nasazení ve zdravotnickém systému.

Při měření oscilometrických pulzací, jejichž snímání je základem pro vyhodnocení krevního tlaku oscilometrickou metodou, je možné při vhodném uspořádání měření získat některé sekundární parametry - hemodynamické parametry kardiovaskulárního řečiště. Tyto parametry lze získat pomocí kombinace standardních lékařských vyšetření (elektrokardiografie, fotopletysmografie, záznam oscilometrických pulzací). Proto byla vytvořena databáze signálů s využitím komplexního měřicího zařízení, umožňujícího synchronně zaznamenávat EKG, PPG a oscilometrické pulsace během postupného napouštění a vypouštění manžety. Databáze je doplňována signály již 4 roky a obsahuje i záznamy stejných pacientů s časovým odstupem. Měřené signály v databázi byly doplněny údaji z anonymizovaných anamnestických dotazníků. V posledním roce je databáze doplňována signály ve spolupráci s FNKV.

Na základě provedených měření byly prokazatelně zjištěny signifikantní rozdíly středního arteriálního tlaku změřeného oscilometrickou metodou při nafukování a vyfukování manžety. Ve skupině mladých lidí byla průměrná hodnota rozdílu 1,7 mmHg ( $\pm 3,4$  mmHg), ve skupině seniorů potom 4,6 mmHg ( $\pm 6,6$  mmHg). Ve skupině seniorů byl rozdíl větší než 5 mmHg naměřen u 48% pacientů, oproti skupině mladých lidí, kde tento rozdíl vykazovalo pouze 11% pacientů. Tyto rozdíly mohou mít za následek zkreslení detekce hodnoty středního arteriálního tlaku, potažmo výpočtu systolického a diastolického tlaku, při měření oscilometrickou metodou.

# Řízení a monitorace hemodynamických parametrů modelů kardiovaskulárního systému

Naděje HAVLÍČKOVÁ<sup>1</sup>, Jan HAVLÍK<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[havlinad@fel.cvut.cz](mailto:havlinad@fel.cvut.cz)

**Abstrakt:** Tento článek se zabývá problematikou modelování kardiovaskulárního systému, zejména pak řízením a monitorací hemodynamických parametrů modelů kardiovaskulárního systému. V článku je popsán vytvořený systém pro monitoraci a analýzu hemodynamických parametrů prototypu mechanického modelu kardiovaskulárního systému a pro jeho komplexní řízení. Systém mimo jiné umožňuje přenos vitálních parametrů z reálného kardiovaskulárního systému na mechanický model, který tak adaptivně mění své chování na základě analýzy vitálních funkcí monitorované osoby. Vývojem celého systému se zvýšila užitnost mechanického modelu sloužícího k výzkumným a edukativním účelům. Článek popisuje též vyvinutý matematický model kardiovaskulárního systému sloužící k porovnání různých modelovacích metod vč. porovnání způsobu jejich řízení a monitorace.

## 1. Úvod

Kardiovaskulární systém je životně důležitou orgánovou soustavou zajišťující perfuzi (průtok krve) jednotlivých tkání a orgánů, do kterých dodává kyslík a živiny a odvádí z nich zplodiny metabolismu. Kardiovaskulární systém lze z anatomického a mechanického hlediska rozdělit na dvě základní části – část pohonnou (srdce) a část rozvodnou (cévní systém). Základními ukazateli stavu kardiovaskulárního systému jsou srdeční frekvence ( $HR$ ), tepový objem ( $SV$ ), srdeční výdej ( $CO$ ), krevní tlak ( $BP$ ), cévní rezistence (odpor,  $R$ ), compliance (poddajnost,  $C$ ) a inertance ( $L$ ) související se setrvačností proudící kapaliny. [1] [2]

K pochopení vztahů mezi jednotlivými hemodynamickými parametry, jejich vzájemného ovlivňování a k simulaci různých patologií kardiovaskulárního systému napomáhají modely kardiovaskulárního systému. Provádění experimentů na biologických systémech je složitou etickou otázkou, nese svá rizika a omezení. Modelování v této oblasti, ať pro výzkumné nebo edukativní účely, má proto svoji opodstatněnou úlohu. Zejména k edukativním účelům slouží mechanický model kardiovaskulárního systému využívaný k výuce magisterských studentů Biomedicínského inženýrství na FEL ČVUT. Vývoj dosud chybějící centrální jednotky umožňující řízení a monitoraci vybraných hemodynamických parametrů tohoto mechanického modelu byl hlavním cílem této práce. K porovnání různých modelovacích metod vč. porovnání obtížnosti řízení a monitorace jejich hemodynamických parametrů byl v rámci práce vytvořen též matematický model kardiovaskulárního systému inspirovaný mechanickým prototypem.

Metodám modelování kardiovaskulárního systému, popisu dostupného mechanického a vyvinutého matematického modelu kardiovaskulárního systému se věnuje kapitola 2, problematice řízení a monitorace hemodynamických parametrů těchto modelů kapitola 3.

## 2. Modelování kardiovaskulárního systému

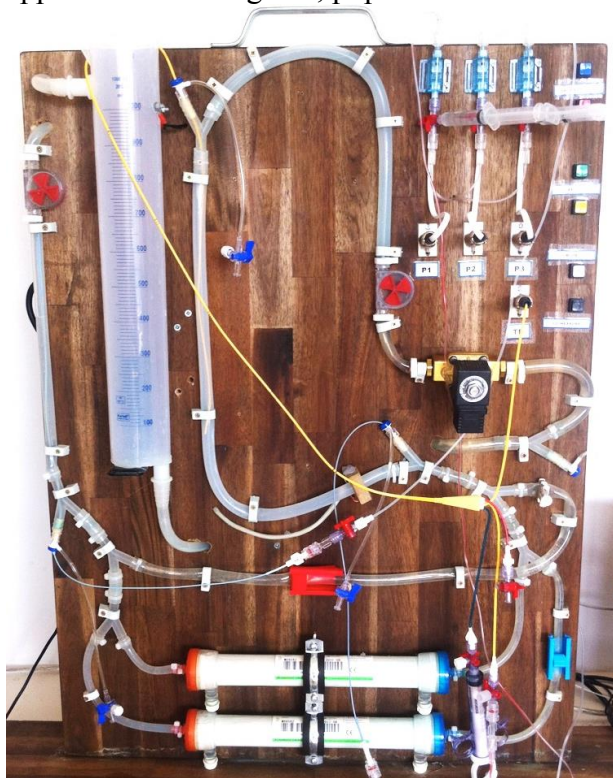
Kardiovaskulární systém může být charakterizován mnoha způsoby. Existují fyzické, matematické, konceptuální, statistické, logické, grafické a další modely kardiovaskulárního systému. [3] Dvěma základním a zcela odlišným přístupům modelování kardiovaskulárního systému – mechanickému (fyzickému) a matematickému (počítačovému) jsou věnovány následující oddíly kapitoly 2.

### 2.1. Mechanické modelování kardiovaskulárního systému

Mechanický způsob modelování kardiovaskulárního systému má své výhody i nevýhody. Výhodou je například demonstrativnost (názornost) těchto modelů a jejich využitelnost pro vývoj a testování biologických implantátů. Mezi nevýhody mechanického modelování patří materiálová náročnost a obtížnější modifikovatelnost v porovnání s matematickými modely. Mechanické modely si zpravidla zachovávají větší míru stochastičnosti (náhodnosti) oproti základním matematickým modelům.

#### 2.1.1. Mechanický model kardiovaskulárního systému

Dostupný mechanický model kardiovaskulárního systému je znázorněn na obr. 1. Model se skládá ze soustavy hadic (s definovanými parametry rezistence ( $R$ ), compliance ( $C$ ) a inertance ( $L$ )) tvořících arteriální a venózní řečiště, hemodialyzačních filtrů reprezentujících kapilární část řečiště, membránového čerpadla zastávajícího funkci srdce, elektromagnetických ventilů jakožto chlopní a dalších hydraulických prvků. Kapalným médiem kolujícím soustavou je čistá voda ohřívaná na teplotu lidského těla. Model simuluje proudění kapaliny jednotlivými částmi velkého krevního oběhu tak, aby bylo obdobné proudění krve ve fyziologickém krevním oběhu. Na modelu lze měřit „krevní“ tlaky ( $BP$ ) klinicky používanými katétry pro invazivní měření krevního tlaku. Dále model umožňuje měření průtoku, resp. minutového („srdečního“) výdeje ( $CO$ ), různými klinicky používanými metodami (termodilucí, Dopplerovskou echografií, popř. barvivovou dilucí). [4] [5]



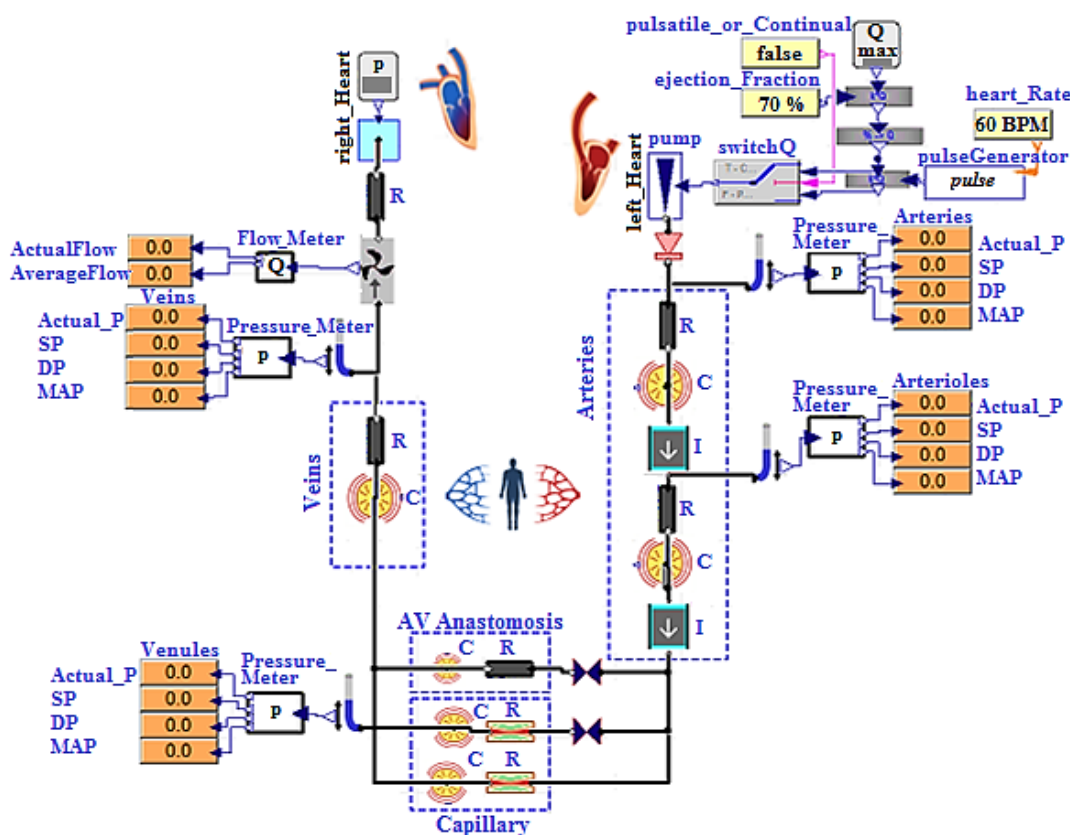
Obr. 1: Mechanický model kardiovaskulárního systému

## 2.2. Matematické modelování kardiovaskulárního systému

Velmi rozšířené matematické modelování je založeno na popisu vlastností systému a vztahů mezi nimi matematickými rovnicemi. Matematický popis je vždy pouze aproximací fyzikální reality. Matematické modely se dělí na dvě hlavní kategorie, modely s koncentrovanými (soustředěnými) a distribuovanými (rozloženými) parametry. [3] [6]

### 2.2.1. Matematický model kardiovaskulárního systému

Vyvinutý matematický model kardiovaskulárního systému (viz obr. 2), implementovaný v modelovacím jazyku Modelica, je modelem s koncentrovanými parametry (0D). Model se opírá o analogie mezi hydrodynamickou a elektrickou doménou. Jednotlivé části řečiště jsou reprezentovány sériovou kombinací prvků rezistence, compliance a inertance (v elektrické doméně odporu, kapacity a indukčnosti). Pulsatilní tok obdobný fyziologické pulsni vlně je realizován pomocí skládání harmonických vlnění.



Obr. 2: Matematický model kardiovaskulárního systému

## 3. Řízení a monitorace hemodynamických parametrů modelů kardiovaskulárního systému

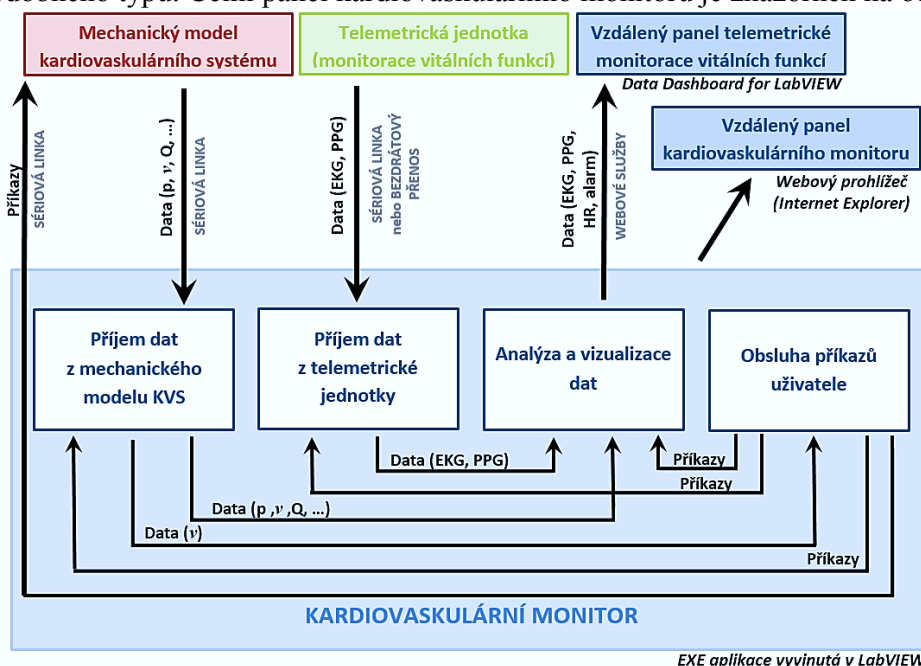
Řízení a monitorace parametrů modelů je zcela klíčovou částí modelování. Možnost modifikace parametrů modelů, možnost sledování s tím navozených změn a schopnost zpětné interpretace výsledků simulací je podmínkou užitnosti modelů. Různé metody modelování často vyžadují odlišný přístup k problematice řízení a monitorace. Řešení této problematiky pro výše pospaný mechanický a matematický model kardiovaskulárního systému je popsáno v následujících oddílech této kapitoly.

### 3.1. Řízení a monitorace hemodynamických parametrů mechanického modelu kardiovaskulárního systému

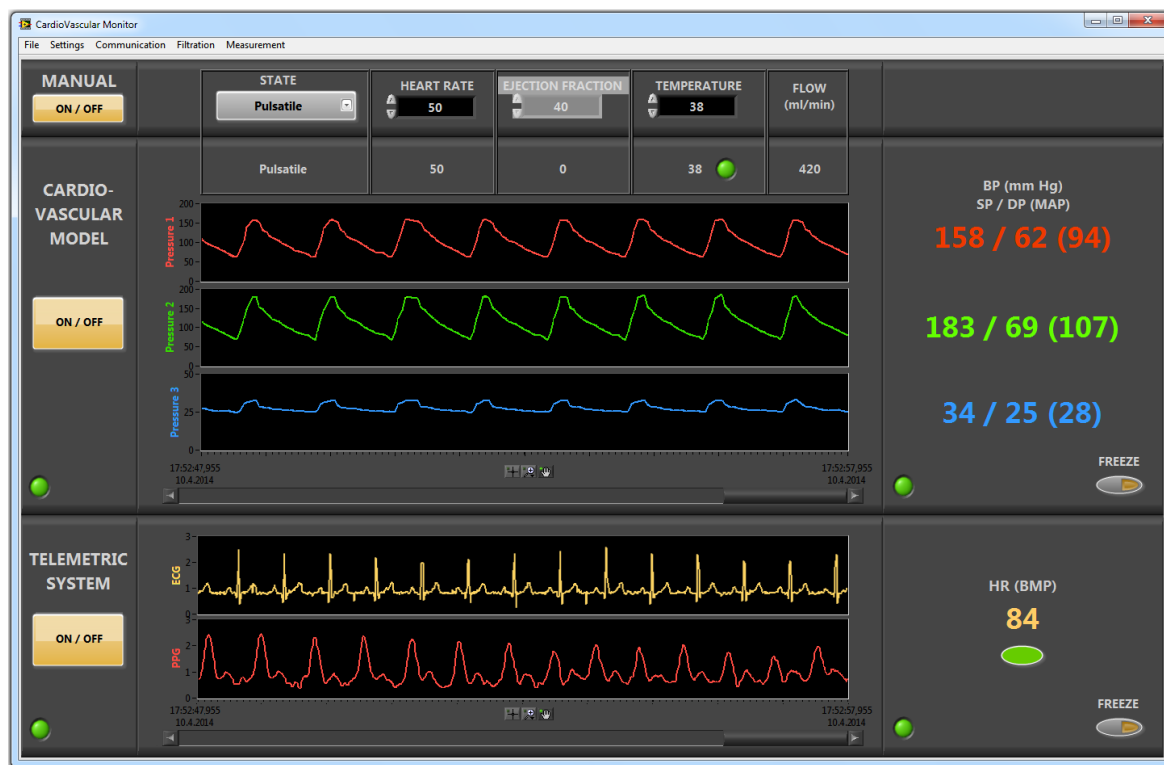
Řízení a monitorace hemodynamických parametrů výše popsaného mechanického modelu kardiovaskulárního systému jsou řešeny na více úrovních. Rezistence ( $R$ ), compliance ( $C$ ) a inertance ( $L$ ) jednotlivých částí řečiště je definována samotnými konstrukčními prvky systému (parametry použitých hadic), lze je tedy ovlivňovat mechanickým zásahem do komponent modelu. Řízení ostatních hemodynamických parametrů a jejich monitoraci zprostředkovává vyvinutý kardiovaskulární monitor (viz pododдіl 3.1.1). Kardiovaskulární monitor komunikuje s řídicí elektronikou mechanického modelu kardiovaskulárního systému.

#### 3.1.1. Kardiovaskulární monitor

Kardiovaskulární monitor (dále jen monitor) je virtuálním přístrojem vyvinutým v grafickém programovacím prostředí LabVIEW spuštěným na běžném osobním počítači. Monitor slouží jako hlavní řídicí a monitorovací jednotka mechanického modelu kardiovaskulárního systému (dále jen modelu) a také jako monitorovací jednotka zařízení pro telemetrické sledování vitálních funkcí monitorované osoby. Model může být řízen manuálně nebo automaticky (na základě analyzovaných vitálních signálů sledované osoby). Kardiovaskulární monitor umožňuje v reálném čase sledovat, zobrazovat a analyzovat vybrané hemodynamické parametry, např. provádět analýzu srdeční frekvence ( $HR$ ) z elektrokardiogramu, analýzu systolických, diastolických a středních arteriálních tlaků ( $SP$ ,  $DP$  a  $MAP$ ) v různých místech krevního řečiště, analyzovat srdeční výdej ( $CO$ ) a tepový objem ( $SV$ ). Dále poskytuje funkci automatizovaného měření srdečního výdeje ( $CO$ ) klinicky používanou termodiluční metodou. Monitor disponuje vzdálenými panely pro řízení a monitoraci z přenosných zařízení typu tablet či chytrý telefon. Pro účely řízení, monitorace a synchronizace více zařízení (zde modelu a telemetrické jednotky) v reálném čase byla vyvinuta programová struktura umožňující efektivní časovou synchronizaci různě rychlých a výpočetně náročných dějů s různými prioritami. Struktura je založena na distribuci jednotlivých úloh do paralelních asynchronně vykonávaných vláken (viz obr. 3) komunikujících pomocí nástrojů pro synchronizaci procesů. Tyto a další použité programovací techniky podporují modulárnost, flexibilitu a adaptibilitu celého systému tak, aby se mohl stát prototypem pro další aplikace podobného typu. Čelní panel kardiovaskulárního monitoru je znázorněn na obr. 4.



Obr. 3: Blokové schéma kardiovaskulárního monitoru



Obr. 4: Čelní panel kardiovaskulárního monitoru

### 3.2. Řízení a monitorace hemodynamických parametrů matematického modelu kardiovaskulárního systému

Řízení a monitorace hemodynamických parametrů výše popsaného matematického modelu kardiovaskulárního systému se odehrává výhradně na matematické úrovni prostřednictvím matematických rovnic (změnou jejich parametrů a matematickou analýzou signálů) bez nutnosti použití fyzických senzorů, analogově-digitálních převodníků, řídicí elektroniky apod. U vyvinutého matematického modelu lze tímto způsobem řídit srdeční frekvenci ( $HR$ ), ejekční frakci srdce ( $EF$ ) a parametry jednotlivých částí řečiště, jako jsou cévní rezistence ( $R$ ), compliance ( $C$ ) a inertance ( $L$ ). V modelu jsou počítány okamžité hodnoty tlaků a systolické, diastolické a střední arteriální tlaky ( $SP$ ,  $DP$  a  $MAP$ ), okamžité hodnoty průtoku a střední hodnoty průtoku (odpovídající srdečnímu výdeji ( $CO$ )) v různých částech řečiště.

## 4. Závěr

Modelování kardiovaskulárního systému hraje důležitou roli jak v klinickém výzkumu, tak v edukaci odborníků a studentů. Byla diskutována a řešena problematika řízení a monitorace hemodynamických parametrů modelů kardiovaskulárních systémů. Pro dostupný mechanický model kardiovaskulárního systému byl vyvinut dosud chybějící systém pro monitoraci a analýzu hemodynamických parametrů a pro komplexní řízení tohoto mechanického modelu. Systém mimo jiné umožňuje přenos vitálních parametrů z reálného kardiovaskulárního systému na mechanický model, který tak adaptivně mění své chování na základě analýzy vitálních funkcí telemetricky monitorované osoby. Pro porovnání různých modelovacích metod vč. demonstrace snazší monitorace a řízení hemodynamických parametrů matematických modelů byl vyvinut matematický model kardiovaskulárního systému založený na analogiích mezi hydrodynamickou a elektrickou doménou.



## Reference

- [1] **SILBERNAGL, S. - DESPOPOULOS, A.** *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd. Praha : Grada, 2004. 448 s. ISBN: 80-247-0630-x.
- [2] **WESTERHOF, N. - STERGIOPULOS, N. - NOBLE, M.** *Snapshots of Hemodynamics*. 2. vyd. New York : Springer Science + Business Media, 2010. 200 s. ISBN 978-1-4419-6362-8.
- [3] **COBELLI, C. - CARSON, E.** *Introduction to modeling in physiology and medicine*. Academic Press series in biomedical engineering. Boston : Academic Press, 2008. 324 s. ISBN 9780121602406.
- [4] **LOŽEK, M. – HAVLÍČKOVÁ, N. – HAVLÍK, J.** *Adaptive Mechanical Model of Cardiovascular System* In: 19th International Conference on Applied Electronics 2014. Pilsen: University of West Bohemia, 2014, . ISSN 1803-7232. ISBN 978-80-261-0276-2.
- [5] **LOŽEK, M. - HAVLÍK, J.** Mechanický model kardiovaskulárního systému. *Zborník konferencie Trendy v biomedicínskom inžinierstve 2013*. Košice : Technical University of Kosice, 2013. ISBN 978-80-8086-208-4.
- [6] **SHI, Y. – LAWFOR, P. – HOSE, R.** Review of Zero-D and 1-D Models of Blood Flow in the Cardiovascular System. *BioMedical Engineering OnLine*. [Online] 2011. [Citace: 01. 03. 2014.] Dostupné z: <<http://www.biomedical-engineering-online.com/content/10/1/33>>. DOI: 10.1186/1475-925X-10-33.

# Použití telemetrického systému pro monitorování transgenních mini prasat

Matouš POKORNÝ<sup>1</sup>, školitel specialista Jan HAVLÍK

<sup>1</sup>Biomedical Electronics Group, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

matous.pokorny@fel.cvut.cz

**Abstrakt:** Tento text stručně shrnuje problematiku záznamu elektrofyziologických signálů a fyzické aktivity pomocí telemetrického systému u transgenních mini prasat v experimentálním prostředí. Ty se používají jako biomedicínský model ve výzkumu Huntingtonovy choroby, který se v dnešní době zaměřuje především na hlubší pochopení samotné nemoci, vývoj léčiv a léčebných postupů.

Huntingtonova choroba je dědičné neurodegenerativní onemocnění projevující se nejčastěji u lidí v produktivním věku. Nemoc se vyskytuje vzácně, ale má fatální následky. Průběh nemoci vede k závislosti pacienta na péči druhých a končí smrtí. Mezi hlavní příznaky patří poruchy motoriky (mimovolní pohyby), psychiatrické poruchy (úzkost, deprese a agresivita) a úbytek intelektuálních schopností vedoucí k demenci. V současnosti neexistuje úspěšná léčba, je možné pouze potlačit příznaky nemoci.

Použitý telemetrický systém se skládá z mobilní jednotky – vysílače – umístěného na praseti, a stacionární jednotky – přijímače, který data dále přeposílá do počítače, kde jsou průběžně ukládána. Systém umožňuje synchronně zaznamenávat elektrofyziologické signály, zrychlení, teplotu a video. Kamerový systém je stacionární, umístěný nad kotci. Zaznamenaná data lze použít pro další analýzy, především spánkovou analýzu, analýzu elektrokardiografických signálů a pohybovou analýzu.

Elektrokardiogram obsahuje I. a II. svod a respektuje fyziologii mini prasat, která je částečně odlišná od fyziologie lidské. Videozáznam a signály z tříosého akcelerometru se používají pro analýzu pohybu (fyzické aktivity). Dvoukanálový elektroencefalogram levé a pravé hemisféry a dva kanály elektromyogramu jsou základem spánkové analýzy.

Elektrofyziologické signály jsou snímány implantovanými elektrodami. Implantace a následné udržení funkcionality elektrod je složitý proces a dosud se nepodařilo najít způsob, jak jej úspěšně realizovat.

Tato práce je realizována za podpory grantu SGS14/191/OHK3/3T/13 – Pokročilé algoritmy číslicového zpracování signálů a jejich aplikace.

# Využití transgenních mini-prasátek jako modelu pro studium Huntingtonovy nemoci

Tereza TYKALOVÁ<sup>1</sup>, Jan RUSZ<sup>1</sup>, Roman ČMEJLA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[tykalter@fel.cvut.cz](mailto:tykalter@fel.cvut.cz)

**Abstrakt:** Huntingtonova nemoc (HN) je vzácné dědičné neurodegenerativní onemocnění mozku charakteristické nekoordinovanými trhavými pohyby těla a snížením mentálních schopností. Vedle hlavních motorických příznaků se poruchy hlasu a řeči vyskytují až u 90 % pacientů. Pro studium nemoci, lze též využít transgenních mini-prasátek. Ačkoli hlasové a artikulační ústrojí mezi prasátkem a člověkem se liší, dají se očekávat podobné trendy v patofyziologii mezi lidským hlasem a chrochtáním prasátek. Cílem studie je návrh vhodného experimentu, který by umožnil nahrání dostatečně dlouhého záznamu chrochtání prasátek od co největšího počtu jedinců. Testované varianty experimentu byly rozděleny do tří podskupin: (a) pozitivní - jídlo, (b) pozitivní - zvuková stimulace, (c) negativní - ignorace. Z výsledků experimentu vyplývá, že nejvíce se osvědčil experiment s pozitivní stimulací jídlem ve známé nádobě s pomocnou zvukovou stimulací. Získání nahrávek s dostatečným počtem zachrochtání je tedy realizovatelné.

## 1. Úvod

### 1.1 Huntingtonova nemoc

Huntingtonova nemoc (HN) je vzácné dědičné neurodegenerativní onemocnění mozku charakteristické nekoordinovanými trhavými pohyby těla a snížením mentálních schopností. Dědí se autozomálně dominantně, což znamená, že jedinec má 50% šanci, že nemoc zdědí. Odhadovaný výskyt nemoci je 7/100 000 obyvatel a existují místa s častějším výskytem. Mezi hlavní motorické projevy patří nekoordinované trhavé pohyby (chorea), problémy se započítáním pohybu (bradykineze) a v pozdějších stádiích také ztuhlost svalů (rigidita), zkroucení svalů do nepřírodných poloh (dystonie) či problémy se stabilitou. Samotná nemoc není smrtelná, ale výrazně oslabuje imunitní systém, a tak snižuje průměrnou délku života. K nástupu fyzických příznaků dochází postupně a může začít v jakémkoliv věku, i když je statisticky nejběžnější výskyt mezi třicátým a čtyřicátým rokem života.

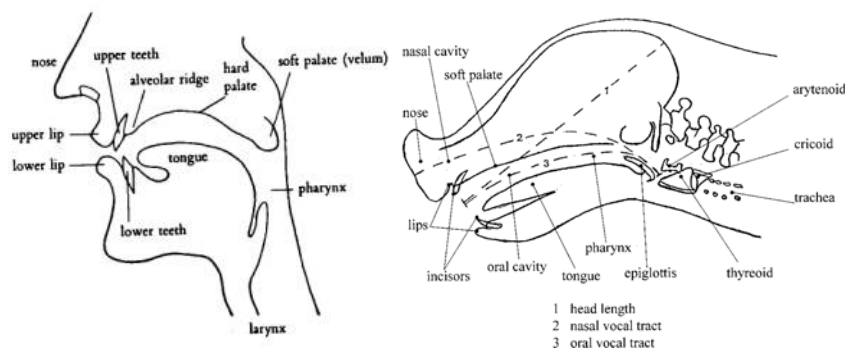
### 1.2 Animální modely HN

Geneticky modifikované zvířecí modely poskytují příležitost pro studium patogeneze lidských chorob. Tyto modely jsou také zásadní při vývoji a testování nových léků. Ačkoli klasický myší model významně přispěl k porozumění HN, myši a člověka se liší v mnoha ohledech. Myší modely HN tedy nemohou dostatečně napodobovat charakter lidského onemocnění HN a použití velkých zvířecích modelů je tudíž nadále nezbytné [1]. Prasata byla v poslední době používána jako modely pro mnoho lidských onemocnění, protože oproti myším jsou podobnější lidem nejen z pohledu anatomie a genetiky, ale také neurobiologie,

vlastností srdečních cév či, gastrointestinálního traktu [2]. Použití transgenních mini-prasátek s je také ekonomicky výhodnější a vzbuzuje méně etické otázek v porovnání s primáty.

### 1.3 Poruchy hlasu a řeči u HN, motivace výzkumu

Poruchy hlasu a řeči, známé jako hyperkinetické dysartrie, jsou dalším běžným projevem HN rozvíjejícím se v průběhu onemocnění až u 90 % pacientů [3]. Mírné změny v řeči byli navíc pozorovány již v preklinických stádiích [4], tj. před rozvinutím motorických příznaků a oficiálním stanovením diagnózy. Poruchy hlasu a řeči mají tedy potenciál sloužit jako cenný ukazatel pro brzkou diagnostiku neurodegenerativních nemocí a stanovení vhodné doby pro zahájení intervence v klinických studiích zaměřených na výzkum neuroprotektivní léčby. Další důležitou motivací je také možnost porovnání podobnosti prasečího modelu HN s lidskou formou a přispět tak k ověření jeho vhodnosti pro další výzkum. Ačkoli hlasové a artikulační ústrojí mezi prasátkem a člověkem se liší (Obr. 1), dají se očekávat podobné trendy v patofyziologii mezi lidským hlasem a chrochtáním prasátek. Je-li tedy nepřesná artikulace samohlásek u pacientů s HN charakteristická centralizací formantových frekvencí, můžeme podobný trend očekávat i v chrochtání, neboť předpokládáme, že artikulační orgány (jazyk, rty, měkké patro, čelist) u obou modelů jsou ovlivněny stejnými motorickými příznaky jako je rigidita, chorea či bradykineze.



Obr. 1: Porovnání artikulačního ústrojí mezi člověkem a prasátkem.

### 1.4 Typy chrochtání

V literatuře se uvádí tři typy chrochtání: (a) *single grunts* - spojovány s průzkumným chováním a s kontaktním voláním a chováním ve skupině, (b) *single squeals* - mají obdobnou funkci jako single grunts, ale většinou vychází z emocí (určitá forma pozitivního nebo negativního vzrušení), (c) *rapidly repeated grunts* - předpokládá se, že mají vítací nebo výhrůžnou funkci [5].

### 1.5 Cíle studie

Cílem studie je návrh vhodného experimentu, včetně jeho detailního provedení, který by umožnil nahrání dostatečně dlouhého záznamu chrochtání prasátek od co největšího počtu jedinců. Druhotným cílem je pak vyhodnocení použitelnosti nahrávek.

## 2. Metodika

V dříve publikované literatuře se pro získání nahrávek používalo pouze tzv. laktačního experimentu, kdy prasnice je nahrávána ve chvíli kdy kojí malá selátka. Tento experiment z technických důvodů bohužel nebylo možno provést a proto se navrhly a následně testovaly jiné varianty. Testované varianty experimentu byly rozděleny do tří podskupin:

(1) Pozitivní - jídlo:

- mísa s krmením přinesená známou osobou do místnosti,
- mísa s krmením položená na nedostupném místě,
- mísa s krmením schovaná pod velký děrovaný předmět,
- drobný pamlssek - například 10 rozinek - různě schovaný po místnosti či v hromadě slámy.

(2) Pozitivní - zvuková stimulace:

- nahraný zvuk jiného prasátka puštěný z reproduktorů,
- nahraný zvuk štěkajícího psa či jiného zvířete puštěný z reproduktorů.

(3) Negativní:

- známá osoba vstoupí do místnosti postaví se čelem ke zdi a bude 5 minut bez hnutí stát,
- prasátko se ponechá v místnosti po 5 minut samotné zatímco za dveřmi se budou hlasitě bavit lidé,
- prasátko se ponechá v místnosti po 5 minut samotné zatímco za dveře se přivede jiné prasátko či vlastní selátko,
- prasátku se bude bránit v pohybu po místnosti pomocí velkých červených desek
- prasátka se bude různě drbat, mírně tahat za uši a podobně.

(4) Další modifikace dle získaných zkušeností.

### 3. Výsledky a diskuze

Na žádný z navrhovaných experimentů zmíněných v metodice prasátka nereagovala optimálně. Na přinesení misky s krmením do místnosti či položení misky na nedostupné místo prasátka nereagovala vůbec. Hledání pamlsků po místnosti vyústilo v soustavné mlaskání avšak ne chrochtání. Mísa s krmením schovaná pod velkou děrovanou bedýnku prasátka velmi zaujala, avšak příležitostné chrochtání bylo též doprovázeno rušivými artefakty v podobě nárazů do bedny ve snaze jí nadzvednout, mlaskáním, škrábáním kopýtek a podobně, které znemožnili praktické použití nahrávek. Bedna též byla prasátku velmi rychle zdemolována. Pozitivní zvukové stimulace v podobě chrochtání jiných prasátek či štěkání psa prasátka také velmi zaujala, avšak výsledná reakce byla pouze v podobě nastavení hlavy a uší a zaposlouchání se do zvuků. Navíc se ukázalo, že prasátka se o zvuky zajímají pouze dočasně, pokud slyší stejný záznam po třetí či po čtvrté, tak už na něj nereagují.

Negativní stimulace dopadly o něco lépe ačkoli prasátka nereagovala na ignoraci od známé osoby ani na přivedení jiného prasátka/selátka za dveře, tj. nesnažili se k němu dostat ani s ním komunikovat. Při bránění pohybu prasátkům po místnosti a při dráždění prasátek nepříjemnými dotyky se opravdu podařilo nahrát záznamy chrochtání. Prasátka nejvíce dráždili dotyky související s plácáním, drbáním, či mačkáním v oblasti pod krkem a uší. Při následné akustické analýze se však ukázalo, že u experimentu s deskami se většinou jedná o single squeals, které jsou pro analýzu méně vhodné z důvodu velkého rozsahu hlasitosti (časté přebuzení mikrofonu) a zjevné souvislosti s negativními emocemi. Při dráždění dotyky, se krom single squeals též poměrně často vyskytovali single grunts, které by byli pro analýzu vhodnější avšak jejich počet nebyl dostatečný.

Z důvodu neuspokojivých výsledků z prvních experimentů se v druhé části přikročilo k různým modifikacím. Jako nejlepší se nakonec osvědčil experiment při němž je prasátko po nasazení nahrávacího zařízení ponecháno několik minut o samotě v místnosti a následně do

místnosti vstoupí osoba a nabízí prasátku krmivo a zároveň před ním couvá. Krmivo je nutné nabízet za pomoci pomůcek na které je prasátko zvyklé z každodenního života, tj. v našem případě kovový kbelík a plastová lopatka hranatého tvaru (Obr. 2). K zvýšení intenzity chrochtání lze též využít zvuků, konkrétně cinkání kovového ucha kbelíku o hlavní část nádoby. Pro další zvýšení účinnosti je vhodné nechat prasátka vyhladovět (vynechání dvou krmných dávek) a jako osobu použít krmiče/krmičku od kterého jsou prasátka zvyklá jídlo dostávat, nicméně experiment fungoval uspokojivě i bez těchto podmínek. Takto navržený experiment vedl zejména na rapidly repeated grunts a sigle grunts vhodné pro analýzu.



**Obr. 2: Provedení experimentu.**

#### **4. Závěr**

S pomocí pozitivní motivace jídlem a vhodné vizuální a zvukové stimulace je možné získat akustický záznam chrochtání (cca 30 chrochtnutí). Dostatečně dlouhý a čistý záznam se podařilo nahrát u zhruba 80% prasátek. Prasátka dobře snášela připevnění nahrávacího zařízení popruhem kolem břicha i nalepení mikrofону na vršek hlavy (Obr. 2).

#### **Reference**

- [1] Li, X.J., Li, W. Beyond mice: genetically modifying larger animals to model human diseases. *J. Genet. Genomics* 2012; 39: 237-238.
- [2] Bendixen, E., Danielsen, M., Larsen, K., Bendixen, C. Advances in porcine genomics and proteomics e a toolbox for developing the pig as a model organism for molecular biomedical research. *Brief Funct. Genomics* 2010; 9: 208-219.
- [3] Rusz J, Klempíř J, Tykalová T., Baborová E, Čmejla R, Růžička E, Roth J. Characteristics and occurrence of speech impairment in Huntington's disease: possible influence of antipsychotic medication. *J. Neural Trans.*, 2014; 12: 655-664.
- [4] Rusz J, Saft C, Schlegel U, Hoffman R, Skodda S. Phonatory Dysfunction as a Preclinical Symptom of Huntington Disease. *PLoS One*. 2014; 9: e113412.
- [5] Marchant JN, Whittaker X, Brooma DM. Vocalisations of the adult female domestic pig during a standard human approach test and their relationships with behavioural and heart rate measure. *Applied Animal Behaviour Science* 2001; 72: 23-39

# Vplyv ztrátovej kompresie v úlohe rozpoznávania spojitej reči.

Michal Borský<sup>1</sup>, Petr Pollák<sup>1</sup>, Petr Mizera<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[borskmic@fel.cvut.cz](mailto:borskmic@fel.cvut.cz)

*Abstrakt:* Automatické rozpoznávanie reči komprimovanej ztrátovými kodekmi predstavuje výzvu pre súčasné systémy. Ztrátová kompresia nenávratne zkrasluje akustický signál a z neho extrahované rečové príznaky, čím vo výsledky zvyšuje pravdepodobnosť na chybnú klasifikáciu. Tento článok sa zaoberá špecifikami jednotlivých typov zkraslení zanesených do signálu MP3 kompresiou, analyzuje ich vplyv na chybovosť a predstavuje možné riešenia.

V súčasnosti sú bežne používané príznaky v úlohe rozpoznávania reči založené na krátkodobom odhade spektra. Systémy využívajúce tieto príznaky sa vyznačujú nízkou chybovosťou v situácii s vysokou kvalitou nahrávok a nízkym zkraslením. Pokiaľ je však signál zkraslený, napr. kompresiou, dochádza k rapidnému nárastu chybovosti, čo si vyžaduje použitie kompenzačných techník na úrovni signálu, normlizáciu príznakov, adaptáciu akustického modelu alebo použitie robustnejšej architektúry rozpoznávača.

MP3 kódér patrí do skupiny ztrátových kódérov založených na psychoakustickom modelovaní, ktorý zanáša do signálu niekoľko nelineárnych zkraslení. Ako hlavné zdroje zkraslenia boli identifikované: pásmové obmedzenie signálu a vytvorenie oblastí s nulovou energiou v spektre. Praktické testy využitia MP3 signálov pre rozpoznávanie sa zhodujú, že k výraznému nárastu chybovosti dochádza až pre komprimačné rýchlosti nižšie ako 24kbit/s. V tejto práci sa analyzujem vplyv moderných modelovacích techník. Predstavujem tiež mnou navrhnutý algoritmus kompenzácie, založený na princípe detekcie nulových oblastí a selektívneho zašumovania s automatickým odhadom zisku pridaného šumu [1].

V sérii experimentov som analyzoval úspešnosť ASR systému na MP3 nahrávkach pre rýchlosti: 32, 28, 24, 20, 16 a 12kbit/s. Separátne analýzy oboch zmienovaných typov artefaktov ukázala, že ikeď spektrálne diery sa podieľajú väčšou mierou na celkovej chybovosti, je to kombinácia týchto artefaktov čo spôsobuje rapidný nárast chybovosti. Analýza fonetickej chybovosti ukázala, že prevažnú časť chybných detekcií tvoria chyby pre neznelé hlásky. Z bežne používaných techník zvýšenia robustnosti systému sa ako najprínosnejšia ukázala adaptácia akustického modelu. Dosiahnuté výsledky ukazujú, že v úlohe rozpoznávania spojitej reči s foneticky bohatým obsahom dosahujeme 13.8% WER pre nekomprimované nahrávky a 25.2% pre 12kbit/s. Aplikácia spektrálne selektívneho zašumovania dokázala priniesť ďalších až 1.8% [2].

Táto práca bola realizovaná za podpory grantu SGS14/191/OHK3/3T/13 "Pokročilé algoritmy číslicového zpracování signálů a jejich aplikace".

[1] M. Borský, P. Pollák, and P. Mizera, „Spectrally Selective Dithering for Distorted Speech Recognition“, *Submitted to InterSpeech 2015*.

[2] M. Borský, P. Pollák, and P. Mizera, „The Impact of Discriminative Training on MP3 Compressed Speech Acoustic Modelling“, *Submitted to Eurasip Journal of Acoustic Speech and Music Processing*.

# Implementace LVCSR s nástroji Kaldi v úloze rozpoznávání neformální řeči

Petr Mizera<sup>1</sup>, Petr Pollak<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[mizerpet@fel.cvut.cz](mailto:mizerpet@fel.cvut.cz)

*Abstrakt:* Příspěvek shrnuje dosažené výsledky experimentů na českém korpusu neformální řeči Czech NCCCz a porovnává dosažené výsledky s různými styly české mluvy (čtená či spontánní řeč). První část experimentů byla zaměřena na analýzu robustního akustického modelu, jež porovnává standardní techniky na bázi GMM-HMM s DNN-HMM hybridním systémem. Další část experimentů se zabývala výběrem vhodného jazykového modelu a optimalizací výslovnostních variant ve výslovnostním slovníku s užším zaměřením na pravidla redukované výslovnosti. Nejlepších výsledků bylo dosaženo pro systém na bázi DNN-HMM, pro který byla dosažena chybovost 58% WER.

Úloha rozpoznávání neformální řeči představuje v současné době stále jednu z mnoha dosud nevyřešených úloh hlasových technologií a je jí stále věnována v řečové komunitě velká pozornost. S ohledem na český jazyk je v této úloze dosahováno stále vyšší chybovosti okolo 50% ve srovnání s úlohami diktované, či čtené řeči. Mezi nejvýznamnější problémy výrazně ovlivňující dosahovanou přesnost patří: přítomnost vyšší úrovně šumu, volná struktura českých vět, častý výskyt hovorových/ nespisovných slov či neřečové události. Pro řešení výše uvedených problémů lze prezentované experimenty rozdělit do tří oddělených částí: vytvoření robustního akustického modelu (AM), vytvoření vhodného jazykového modelu (LM) a optimalizace výslovnostního slovníku (přínos pravidel pro redukcii výslovnosti).

Experimenty byly provedeny na českých korpusech: SPEECON (čtená řeč), CZKCCZ (čtená řeč), Czech NCCCz (neformální řeč), CTUTest (čtená řeč), DSPCZLecture (spontánní řeč) a realizovány pomocí nástrojů KALDI. První experimenty zaměřené na vytvoření robustního AM porovnávaly standardní techniky na bázi GMM-HMM s technikou, která se v současné době stává postupně novým “state-of-the-art” v akustickém modelování a je označovaná jako DNN-HMM hybridní systém, ve kterém byl GMM model nahrazen hlubokou neuronovou sítí. Ve všech rozpoznávacích úlohách bylo dosaženo nejlepších výsledků pro DNN-HMM systém, který pro testovací sadu z NCCCz dosáhl 72%, DSPCZLecture 37%, SPEECON 21.1% a CtuTest 15.2% WER pro obecný 2-gram 340k CNC LM. Ve srovnání s bMMI byl absolutní přínos DNN založeného AM okolo 2% WER. Druhá část experimentů analyzovala přínos n-gram LMů vytvořených z různých textových korpusů: CNC, ORAL2006/08/13, WEB1T, NCCCz60 část pro trénování, kde byly uvažovány různé vyhlazovací techniky (WB, KN) a kombinované LM s optimální interpolační vahou ( $\lambda$ ). Zde bylo dosaženo pro kombinace ORALall+NCCCz60 s  $\lambda = 0.75$  zlepšení WER na hodnotu 58.9% pro úlohu NCCCz. V poslední části experimentů byl analyzován přínos manuálně vytvořených pravidel pro redukovanou výslovnost, která přinesla malé zlepšení na hodnotu 58.4% WER [2].

Dosažená chybovost v úloze neformální řeči je stále vysoká ve srovnání s ostatními styly mluvy. Hlavní problém a prostor pro zlepšení WER je zejména v oblasti LM a výslovnostního slovníku, kterému se budou věnovat naše budoucí aktivity.



## Poděkování

Tato práce vznikla za podpory vnitřního grantu ČVUT SGS14/191/OHK3/3T/13 „Pokročilé algoritmy číslicového zpracování signálů a jejich aplikace“.

## Reference

- [1] Mizera, P., Pollak, P., Kolman, A., Ernestus, M. Towards the DNN-HMM Recognition of Czech Casual Speech. *Submitted to INTERSPEECH 2015, March, currently under review.*
- [2] Mizera, P., Pollak, P. Improved Estimation of Articulatory Features Based on Acoustic Features with Temporal Context. *Submitted to Text, Speech, and Dialogue (TSD 2015), March, currently under review.*

# Porovnání výsledků měření neplynulosti pro čtené a spontánní promluvy koktavých

Tomáš LUSTYK, Petr BERGL, Roman ČMEJLA

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická,  
Katedra teorie obvodů

lustyt@fel.cvut.cz

*Abstract:* Příspěvek se zabývá objektivním hodnocením neplynulosti řeči pomocí automatických měření v promluvách koktavých. Objektivní měření neplynulosti řeči by mohly pomoci lékařům při zjišťování tíže poruchy koktavosti, hodnocení výsledků léčby, nebo volbě vhodného léčebného postupu. Charakteristické projevy koktavosti jsou patrné zejména v řečovém projevu, řadí se mezi ně repetice hlásek, slabik a slov, prolongace, tonoklony, četné pauzy a přerušování slov.

Příspěvek je zaměřen zejména na to, jaký efekt má řečový úkol, který mluvčí provádí na jeho plynulost z pohledu automatických měření. Analýzy byly provedeny na četných a spontánních promluvách 92 mluvčích. Osm subjektů jsou zdraví mluvčí bez projevů koktavosti, 84 jsou mluvčí různého věku a tíže neplynulosti. Každý mluvčí z databáze četl standardní text o délce 70 slov a nahrál volně formulovanou promluvu (popis obrázku). Čtyři objektivní měření neplynulosti analyzují průměrnou dobu ticha v promluvě, počet spektrálních změn v nahrávce a počet fonémů označených rozpoznávačem spojitě řeči. Výsledky algoritmů jsou porovnány se subjektivním hodnocením lékařů.

Výsledky měření ukazují, že automatické algoritmy jsou schopny popsat neplynulost projevu v obou typech promluv, jak ve čtených tak volně formulovaných. Korelace automatických měření se subjektivním hodnocením lékařů je 0.82 pro čtené a 0.56 pro spontánní promluvy. Výsledky srovnání plynulosti v obou řečových úlohách také naznačují, že mluvčí s rozdílnou tíží neplynulosti reagují na řečový úkol rozdílně. Zdravý mluvčí bez projevů koktavosti, mluvčí s mírnou a střední neplynulostí zpomalují, mluví více neplynule ve spontánní promluvě ve srovnání se čtením. Zatímco mluvčí s vyššími stupni neplynulosti (těžká a velmi těžká) mluví z pohledu automatických měření na přibližně stejné úrovni v obou řečových úlohách.

# Rychlost a rytmus řeči u Parkinsonovy nemoci

Jan HLAVNIČKA<sup>1</sup>, Roman ČMEJLA<sup>1</sup>, Jan RUSZ<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[hlavnjan@fel.cvut.cz](mailto:hlavnjan@fel.cvut.cz)

**Abstrakt:** Cílem práce bylo zhodnotit rychlost a rytmus mluveného projevu ovlivněného Parkinsonovou nemocí. Vyhodnocení bylo provedeno na databázi vyvážené podle věku i pohlaví. Databáze sestávala z 35 mluvčích s diagnostikovanou Parkinsonovou nemocí a kontrolní skupiny 35 zdravých mluvčích. Každý účastník studie namluvil 2 nahrávky standardizovaného čteného textu a 1 nahrávku monologu. Všechny druhé nahrávky čteného textu byly ručně segmentovány pro účely hodnocení automatické segmentace. Byl navržen automatický algoritmus segmentace řeči založený modelu gausovské směsi řeči. Princip algoritmu spočíval v postupné separaci základních složek řeči pomocí EM-algoritmu. Algoritmus je schopen rozlišit řeč na znělou řeč / neznělou řeč / respirace / pauzy. Na základě výstupu segmentace byla řeč ohodnocena navrženou bankou 12 příznaků. Algoritmus prokázal úspěšnost 60-90%. Účinnost respirace se pohybovala v mezích 80-95%. Navržený detektor respirace je dosud jediný svého druhu. Podařilo se nalézt statisticky významná postižení všech čtyř řečových dimenzí – respirace, fonace, artikulace i prosodie. Byla vyzorována nižší rychlost produkce pauz a zrychlování produkce pauz, doprovázené postupným snižováním kvality artikulace v průběhu promluvy a snižováním poměru řeč a pauza i celkově zhoršenou artikulací, fonací i narušenou respirací.

## 1. Úvod

Parkinsonova nemoc (PD) je neurodegenerativní onemocnění, které se projevuje klidovým třesem, pomalostí pohybu a svalovou ztuhlostí, v pozdějších stádiích též nestabilitou postoje. PD postihuje nejen hybnost kosterního svalstva, ale také jemnou motoriku a koordinaci řečového aparátu. Projevy PD lze tak vysledovat i v řeči v podobě hypokinetické dysartrie. Zkoumat vztah ovlivnění řeči PD má význam pro včasnou diagnostiku [1], monitoring progrese nemoci [2] a medikace [3] a řečovou terapii.

Tato práce zkoumá ovlivnění prosodie, tedy zvukové stránky jazyka, především pak rytmem a rychlostí mluvy; rozvinutou PD. Analýza mluvy byla provedena automatickým segmentačním algoritmem pro rozlišení znělé řeči / neznělé řeči / pauz a respirace. Metoda automatické segmentace řeči byla dosud publikována pouze jedna [4]. Metoda pro detekci respirace dosud nebyla publikována žádná. Na základě výstupu segmentace byla řeč hodnocena navrženou sadou příznaků pro popis všech dílčích rozměrů řeči, které vyúsťují v prosodii – tedy respiraci, fonaci, artikulaci a prosodii.

## 2. Metoda

### 2.1. Databáze

Databáze sestávala ze 70 českých mluvčích. Třiceti pěti účastníkům studie (14 žen, 21 mužů), věk průměrně (mean)  $63 \pm$  směrodatná odchylka (SD) 14 let v rozsahu (41-82) byla diagnostikována idiopatická PD v Hoehn und Yahr (H&Y) škále  $2.1 \pm 0.4$  (1 - 3) a Unified

Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) škále motoriky  $17 \pm 8$  (4 - 36). Onemocnění mělo trvání  $8 \pm 5$  (1 - 24) let. Skupina 35 zdravých (HC) řečníků (17 žen, 18 mužů) byla průměrného věku  $62 \pm 11$  (41-79) let.

Každý účastník potvrdil písemný informovaný souhlas. Studie byla schválena Etickou komisí Všeobecné Fakultní Nemocnice v Praze.

## 2.2. Nahrávky

Nahrávky byly pořízeny v tiché místnosti pomocí náhlavního kondenzátorového mikrofону (Bayerdynamic Opus 55, Heilbronn, Germany) polohovaném 5 cm od úst. Data byla nahrána na vzorkovací frekvenci 48 kHz s 16-bitovým rozlišením. Každý účastník studie provedl dvě úlohy: čtení standartního foneticky nevyváženého textu o 136 slovech (text). Čtení bylo měřeno dvakrát. V druhé úloze mluvčí volně vyprávěl o svých zálibách, koníčcích, rodině a svých činnostech po dobu minimálně 90 s (monolog).

## 2.3. Ruční značení

Všechna druhá měření úlohy čteného textu byla ručně segmentována pomocí software pro analýzu řeči (PRAAT). Výchozí informací pro segmentaci byl spektrogram. Pauzy byly označeny s ohledem na kontext, pokud nenesly řečovou informaci. Respirace byla segmentována jednoduše bez ohledu na nestabilitu v hlasitosti respirace. Přesné hranice značek byly určeny jako místa nejvyšších změn ve spektru. Každý segment byl popsán časovou značkou začátku, konce a původu.

## 2.4. Automatická segmentace

Cílem segmentace bylo rozpoznat v signálu čtyři základní zdroje signálu: znělá řeč, neznělá řeč, respirace (především nádechy) a pauzy. Segmentace slouží jako výchozí informace pro ohodnocení řeči pomocí banky příznaků. Metoda předpokládá gausovskou směs (GMM) řečového signálu. Odhad parametrů směsi v jediném kroku je velmi neefektivní, jelikož odstup všech složek směsi je v rámci jednoho parametrického prostoru nedostatečný. Tímto přístupem by bylo zavedeno nepřiměřené množství chyb prvního i druhého druhu. Proto byla směs rozpoznána postupnou separací. Každý krok separace (rozpoznávací krok) byl proveden v odlišném parametrickém prostoru s odlišným vyhlazením rozhodováním.

### 2.4.1 Preprocessing

Frekvence nad 4kHz byly pro precizní segmentaci nadbytečné. Proto byl signál decimován na 8 kHz vzorkovacího kmitočtu. Rušení napájecí sítě bylo potlačeno horní propustí realizované Čebyševovým filtrem 4. řádu se zlomovou frekvencí 130Hz.

### 2.4.2 Parametrizace

Signál byl parametrizován v klouzavém okně délky 15ms, s krokem 5ms a vážením hammingovým oknem. Výkon signálu ( $PWR$ ), rozptyl autokorelační funkce ( $ACR$ ) a počet průchodů nulou ( $ZCR$ ) byly vypočteny podle následujících vztahů:

$$PWR = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x^2[n],$$

$$R_x[k] = \frac{1}{N \cdot \sigma_z^2} \sum_{n=1}^N (x[n] - \mu_x) \cdot (x[n+k] - \mu_x),$$

$$ACR = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (R_x[k] - \bar{R}_x),$$

$$ZCR = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N-1} | \text{sign}(R_x[n+1]) - \text{sign}(R_x[n]) |,$$

$$\text{sign}(x[n]) = \begin{cases} 1, & x[n] \geq 0 \\ -1, & x[n] < 0 \end{cases},$$

kde  $x$  značí signál o délce  $N$ ,  $R$  je autokorelační funkce, a  $\sigma$  je směrodatná odchylka. Všechny parametry vykazují logaritmicko-normální rozdělení, proto byly vyjádřeny v logaritmické škále. Autokorelační funkce byla zkrácena na 75% délky pro snížení chyby odhadu.  $ZCR$  je určeno z normalizované autokorelační funkce. Tím byla zvýrazněna harmonická složka znělého signálu a zvýšena citlivost detekce znělé řeči. Také tím došlo k potlačení šumové složky znělých konsonant, které díky tomu tvoří spolu se znělými hláskami jednosložkové normální rozdělení.  $ACR$  bylo určeno jako rozptyl normalizované autokorelační funkce neváženého signálu. Signál byl parametrizován též do spektra pomocí *linear frequency cepstral coefficients* ( $LFCC$ ) tvořených bankou 24 trojúhelníkových filtrů s překryvem.

#### 2.4.2 Sekvenční separace

Princip separace spočíval v postupném rozpoznávání vždy dvou nejvíce diferencovaných složek řeči pomocí rozpoznávacího kroku. Nejprve byly odhadnuty znělé složky řeči, poté neznělé konsonanty, nakonec respirace a pauzy.

Pro každý **rozpoznávací krok** byl vždy z příslušné množiny řeči sestaven parametrický prostor. Rozpoznávací krok byl proveden v rámci klouzavého rozpoznávacího okna s pevnou délkou, díky čemuž se segmentace průběžně adaptuje na měnící se kvalitu řečnickova projevu i okolního hluku. V parametrickém prostoru každé polohy rozpoznávacího okna se předpokládají GMM. Odstup jednotlivých složek je nepředvídatelný, proto bylo nutné předem ohodnotit GMM na optimální počet složek GMM. K ohodnocení bylo použito Calinki-Harabaszova indexu [5] pro počet složek směsi 2 až 3. Za optimální počet složek bylo vybráno řešení s nejvyšší hodnotou indexu. Parametry směsi byly odhadnuty pomocí EM-algoritmu. Rozhodování o příslušnosti k třídě bylo provedeno na základě velikosti posteriorní pravděpodobnosti vážené na pravděpodobnost výskytu třídy. Vyhlazení rozhodování vycházelo z předpokladu indoevropské jazykové skupiny, kde neznělá řeč je doprovázena znělou řečí.

**Znělé složky řeči** byly odhadovány v celém signálu v prostoru tvořeném parametry  $PWR$ ,  $ACR$  a  $ZCR$  v rozpoznávacím okně o délce 20s a kroku 6s. Znělá složka byla identifikována podle nejvyššího průměrného  $PWR$ . Rozhodování bylo vyhlazeno mediánovým filtrem 5. řádu a pravidly: minimální délka znělého segmentu 50ms a minimální délka pauzy mezi znělými segmenty 20ms.

**Konsonanty** byly odhadovány v neznělých segmentech kratších než 300ms v prostoru tvořeném prvými pěti koeficienty  $LFCC$  v rozpoznávacím okně o délce 20s a kroku 6s. Konsonanty byly identifikovány podle nejvyššího průměrného  $PWR$ . Rozhodování bylo vyhlazeno pravidly: minimální délka konsonanty 20ms a maximální vzdálenost od znělého segmentu 30ms.

**Respirace** byly odhadovány v segmentech pauz delších než 200ms v prostoru tvořeném prvými pěti koeficienty  $LFCC$  v rozpoznávacím okně o délce 60s a kroku 20s, aby okno pokrylo dostatečné množství pozorování respirace. Respirace byly identifikovány podle nejvyššího průměrného  $PWR$ . Rozhodování bylo vyhlazeno pravidly: minimální délka respirace 40ms a minimální vzdálenost od znělého segmentu 30ms. Pokud tato vzdálenost dodržena nebyla, úsek respirace, byl překlasifikován na konsonantu. Pauzy mezi respiracemi kratší než 400ms byly přijaty jako respirace pro zajištění celistvosti segmentu.

### 2.4.3 Labely

Každý segment byl popsán značkou času začátku segmentu, času konce segmentu a původu.

## 2.5. Banka příznaků

Výpočet příznaků vycházel z labelů automatické segmentace. Účelem příznaků bylo popsat řečový aparát ve čtyřech různých dimenzích: prosodie, fonace, artikulace a respirace.

- Prosodie byla popsána příznaky: rychlost produkce pauz (**SP**), zrychlení produkce pauz (**AP**), progresse řečové aktivity (**VAP**) a zastoupení pauz (**AMP**).
- Fonaci vyjadřují příznaky: rychlost produkce pauz mezi znělými úseky (**GIV**) a střední délka znělých segmentů (**VUL**).
- Artikulaci vystihují příznaky: Střední délka neznělých okluzních konsonant (**OCUL**) a progresse stability artikulace (**ASP**).
- Respiraci zahrnují příznaky: rytmicitata respirace (**RR**), hlasitost respirace (**LR**), zastoupení respirace (**AMR**) a rychlost respirace (**SR**).

Příznaky obou měření čteného textu byly zprůměrovány.

## 2.5. Statistika

Účinnost segmentace byla hodnocena v závislosti na délce pauz, případně respirace podle vztahu:

$$s(l) = 100 \cdot \frac{\sum c(i)}{\sum v(i)},$$

kde  $l$  značí délku trvání,  $c(l)$  správně detekované pauzy. Pokud byl počet detekovaných pauz vyšší než počet očekávaných, pak  $v(l)$  odkazoval na počet detekovaných. V opačném případě  $v(l)$  odkazoval na očekávaný počet pauz. Pro porovnání byla implementována konvenční metoda detektoru aktivity pro dysartrickou řeč [4]. Detektor respirace dosud nebyl publikován, nenabízí se tedy bohužel možnost srovnání úspěšnosti detekce. Účinnosti byly hodnoceny zvlášť pro skupinu HC a zvlášť pro PD.

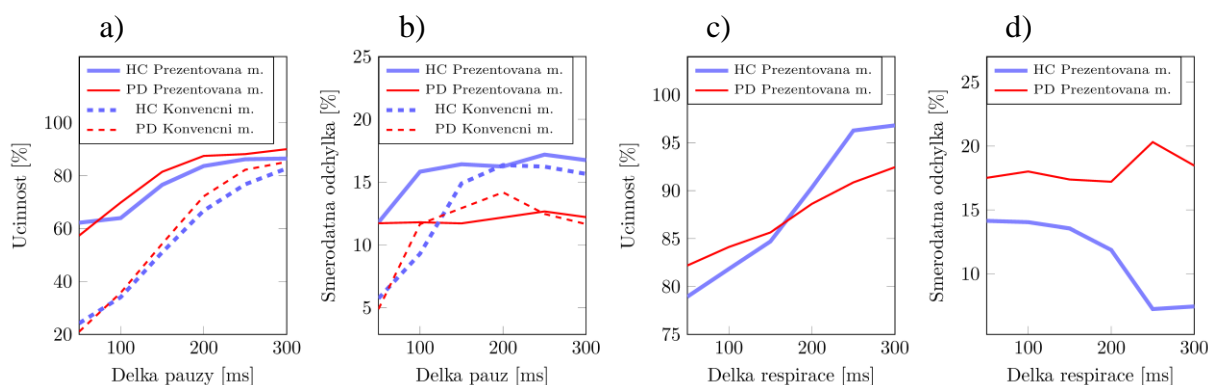
Normálnost rozdělení příznaků bylo testováno pomocí jednovýběrového Kolmogorov-Smirnovova testu. Statistická významnost byla hodnocena nepárovým dvojvýběrovým t-testem.

## 3. Výsledky

Hodnocení algoritmu segmentace je znázorněno na obrázku (1). Navržená metoda projevila podobné průběhy účinnosti pro obě skupiny HC a PD. Účinnost segmentace (řeč / pauza) se pohybovala od 60% pro pauzy od 50ms až k 85-90% pro pauzy delší než 300ms. V porovnání s konvenčním detektorem pauz dosáhla navržená metoda o cca 30-40% vyšší úspěšnosti pro pauzy do 150ms. Od 150ms se úspěšnosti postupně přibližovaly až k hranici k rozdílu 10% pro pauzy 300ms. Z hlediska směrodatné odchylky úspěšnosti dosáhla navržená metoda o 5% vyšších hodnot. Účinnost respirace se pohybovala od 80% pro respirace delší než 50ms až po 92-97% pro respirace delší než 300ms. Směrodatná odchylka se držela pod hranicí 20%. Pro skupinu HC byla směrodatná odchylka od 200ms o 10% nižší, což odpovídá o 5% vyšší úspěšnosti detekce respirace u HC.

Všechny příznaky vykazovaly normální rozdělení ( $p < 0.01$ ). Výsledky příznaků pro úlohu čteného textu jsou shrnuty v tabulce (1). Statistickou významnost ( $p < 0.05$ ) neprojevily pouze respirační příznaky LR, RR a SR. Nejvýznamnějším příznakem ( $p < 0.001$ ) byl artikulační příznak ASP.

Výsledky příznaků pro úlohu monologu zobrazuje tabulka (2). Statistickou významnost ( $p < 0.05$ ) neprojevily respirační příznaky RR, SR a AMR, artikulační příznak ASP, fonační GIV a prosodický VAP. Nejvyšší významnosti ( $p < 0.001$ ) dostaly příznaky artikulační OCUL a prozodické SP a AP.



**Obr. 1: Vyhodnocení segmentace: a) střední účinnost detekce pauz, b) směrodatnou odchytku účinnosti detekce pauz, c) střední účinnost detekce respirace, d) směrodatnou odchytku účinnosti detekce respirace. Výsledky navržené metody jsou ilustrovány plnou čarou, konvenční metoda je vynesena čarou přerušovanou. Skupina HC je prezentována tlustou modrou čarou a PD tenkou červenou čarou.**

**Tab. 1: Vyhodnocení příznaků úlohy čtení textu**

	HC		PD		t-test
	mean	SD	mean	SD	
LR (dB)	5,617	0,759	5,960	0,730	p=0,058
RR (-)	1,577	0,705	1,408	0,689	p=0,315
SR (resp./s)	0,479	0,111	0,506	0,112	p=0,316
AMR (%)	-1,294	0,674	-0,976	0,565	p=0,036
ASP (‰)	0,338	0,140	0,223	0,133	p<0,001
OCUL (ms)	21,314	6,474	27,196	9,764	p=0,004
VUL (ms)	259,642	37,118	288,297	41,087	p=0,003
GIV (pauza/s)	2,781	0,584	2,426	0,575	p=0,012
AMP (%)	4,558	1,484	3,458	1,521	p=0,003
VAP (%)	18,119	16,686	7,671	17,506	p=0,012
SP (pauza/s)	1,572	0,320	1,294	0,363	p=0,001
AP (pauza/s.s)	-1,584	0,316	-1,317	0,357	p=0,001

**Tab. 2: Vyhodnocení příznaků úlohy monologu**

	HC		PD		t-test
	mean	SD	mean	SD	
LR (dB)	5,073	0,716	5,630	0,803	p=0,003
RR (-)	1,694	0,535	1,931	0,883	p=0,187
SR (resp./s)	0,511	0,109	0,487	0,138	p=0,419
AMR (%)	-0,953	0,474	-0,888	0,447	p=0,561
ASP (‰)	0,001	0,056	0,024	0,079	p=0,161
OCUL (ms)	22,170	4,979	27,477	7,394	p<0,001
VUL (ms)	294,168	47,585	325,096	54,947	p=0,015
GIV (pauza/s)	2,342	0,473	2,129	0,510	p=0,078
AMP (%)	3,133	0,881	2,313	1,342	p=0,004
VAP (%)	22,097	6,132	38,797	7,483	p=0,319
SP (pauza/s)	1,352	0,238	1,123	0,290	p<0,001
AP (pauza/s.s)	-1,362	0,230	-1,126	0,290	p<0,001

## 4. Závěr

Byla navržen algoritmus automatické segmentace. Algoritmus prokázal úspěšnost od 60% pro pauzy od 50ms až k 85-90% pro pauzy delší než 300ms, tedy o 10-40% vyšší úspěšnost než dosud publikované metody. Součástí navrženého algoritmu byl též detektor respirace, který je dosud první svého druhu. Účinnost respirace se pohybovala od 80% pro respirace delší než 50ms až po 92-97% pro respirace delší než 300ms.

Pro účely hodnocení řeči byla navržena sada 12 příznaků, které na základě výstupu automatické segmentace provádí popis fyziologických kvalit řeči. Příznaky měly za úkol vyjádřit nejen rychlost a rytmus řeči - prosodii, ale také i ostatní související projevy: respiraci, artikulaci i fonaci.

Příznaky ASP a VAP jsou do určité míry ovlivněny obsahem promluvy, jejich použitelnost je tedy omezena na úlohu čteného textu, nicméně v této úloze projevily statistickou významnost mezi HC a PD. Respirační příznaky jsou do značné míry ovlivněné kontrolou projevu řečníka a ve výsledcích se projevily odlišnosti úloh čtení textu a monologu z hlediska nejen obsahu promluvy ale i sebekontroly řečníka. Přes tyto odlišnosti se v obou úlohách podařilo nalézt statisticky významná postižení všech čtyř řečových dimenzí – respirace, fonace, artikulace i prosodie.

Z projevů Parkinsonovy nemoci v řeči z hlediska rychlosti a rytmu bylo vyzorována nižší rychlost produkce pauz a zrychlování produkce pauz. Tyto projevy jsou doprovázené postupným snižováním kvality artikulace v průběhu promluvy a snižováním poměru řeč / pauza, jakož i celkově zhoršenou artikulací, fonací i narušenou respirací.

## Poděkování

Tento výzkum byl podpořen granty GAČR 102/12/2230 a SGS 15/199/OHK3/3T/13.

## Reference

- [1] Rusz, J., Čmejla, R., Růžičková, H., and Růžička, E. (2011a). Quantitative acoustic measurements for characterization of speech and voice disorders in early untreated Parkinson's disease. *The Journal of the Acoustical Society of America* 129, 350-367.
- [2] Skodda, S., Rinsche, H., and Schlegel, U. (2009) Progression of dysprosody in Parkinson's disease over time - A longitudinal study. *Movement Disorders* 24, 716-722.
- [3] Rusz, J., Čmejla, R., Růžičková, H., Klempíř, J., Majerová, V., Picmausová, J., and Růžička, E. (2013). Evaluation of speech impairment in early stages of Parkinson's disease: a prospective study with the role of pharmacotherapy. *Journal of Neural Transmission* 120, 319-329.
- [4] Rosen, K., Murdoch, B., Folker, J., Vogel, A., Cahill, L., Delatycki, M., and Corben, L. Automatic method of pause measurement for normal and dysarthric speech. *Clinical Linguistics and Phonetics* 24, 2010, 141 - 154.
- [5] Calinski, T., and J. Harabasz. A dendrite method for cluster analysis. *Communications in Statistics*. Vol. 3, No. 1, 1974, 1-27.



# Hypernazalita v dysartrických promluvách

Michal NOVOTNÝ<sup>1</sup>, Jan RUSZ<sup>1</sup>, Roman ČMEJLA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

novotm26@fel.cvut.cz

*Abstract:* Ačkoli je hypernazalita popisována jako jeden z příznaků hypokinetické i hyperkinetické dysartrie, jedná se o málo prozkoumaný jev. Navíc, studie zaměřené na hypernazalitu v promluvách lidí trpících Parkinsonovou nemocí (PN) (hypokinetická dysartrie) poskytují kontroverzní výsledky a do současné doby neexistují studie popisující hypernazalitu v promluvách pacientů s Huntingtonovou nemocí (HN) (hyperkinetická dysartrie). Z toho důvodu byla na dysartrické promluvy použita třetino-oktávová analýza, která byla dříve vyvinuta pro hodnocení nazality u pacientů s rozštěpem patra. Data použitá pro analýzu byla nahrána od 111 mluvčích rozdělených do tří skupin (PN, HN a zdraví) po 37 účastnících. Pro hodnocení nazality byly použity parametry ukazující na zvýšení nazality ( $F_n$  a  $F_1 - F_2F_3$ ), kolísání nazality v průběhu promluvy ( $\text{std}(F_n)$  a  $\text{std}(F_1 - F_2F_3)$ ), a na vývoj nazality s narůstající únavou v průběhu promluvy ( $\text{trend}(F_n)$  a  $\text{trend}(F_1 - F_2F_3)$ ). Výsledky ukázaly, že nejdistinktivnějším parametrem je kolísavost nazality u pacientů trpících HN. U těchto mluvčích se navíc projevilo i signifikantní zvýšení nazality. Oproti tomu u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí bylo odhaleno pouze mírné, nesignifikantní zvýšení nazality.

## 1. Úvod

Neurodegenerativní onemocnění negativně ovlivňují všechny aspekty pacientova života. Jedním z výrazných aspektů jsou motorické schopnosti. Jako dva příklady neurodegenerativních onemocnění s velmi vážným dopadem na pacientovu motoriku jsou Parkinsonova (PN) a Huntingtonova (HN) nemoc.

Přesto, že obě tyto nemoci postihují bazální ganglia, poškození, které způsobují vyvolávají velice odlišné obtíže související s poškozením jiných mozkových drah. Pro Parkinsonovu nemoc je charakteristická přítomnost 5 Hz klidového třesu, bradykineze, svalová rigidita a shrbený a nestabilní postoj, zatímco Huntingtonova nemoc se projevuje přítomností chorei (nekoordinovaných trhavých pohybů) [1] [2]. V obou onemocněních byla také zaznamenána přítomnost postižení řeči s incidencí vyšší než 90% [3].

Řečové postižení vyvolané neuromuskulárními anomáliemi, nazývané též jako dysartrie, popisuje komplexní postižení, které zahrnuje narušení, fonace, artikulace, prozodie i dýchání [3]. Stejně jako hlavní motorické symptomy, i dysartrické příznaky se liší v závislosti na postižené oblasti mozku. Z toho důvodu byly definovány různé typy dysartrií [4]. Díky tomu je Parkinsonova nemoc spojena výhradně s hypokinetickou dysartrií,

zatímco Huntingtonova nemoc je spojena s dysartrií hyperkinetickou [3]. Zatímco hypokineticá dysartrie zahrnuje zvýšenou rychlost řeči, monopitch, sníženou hlasitostí, hypofonii a snížení důrazu, hyperkinetická dysartrie je charakteristická snížením rychlosti řeči, nepřiměřenou pitch, nepřiměřenou hlasitostí, nechtěnými přerušováními fonace a slyšitelnými nádechy [3].

Výskyt hypernazality jako jedné z poruch dysartrických promluv byl popsán v dřívějších pracích [5][6]. Nicméně v případě Parkinsonovi nemoci poskytují tyto práce poměrně kontroverzní výsledky a ačkoliv některé uvádějí přítomnost hypernazality u více jak 30% promluv [7], jiné uvádějí výskyt výrazně nižší [8]. Tyto nejednoznačné výsledky jsou dány zejména metodikou hodnocení, kdy je jako zlatý standard využíváno subjektivní percepční hodnocení. Subjektivita percepčního hodnocení může být doložena poměrně nízkou shodou mezi hodnotiteli, ale i mezi dvěma hodnoceními jednoho hodnotitele. Hypernazalita jako méně výrazná porucha rezonančního traktu bývá totiž často maskována dalšími výraznějšími postiženími. Dalším předpokladem je, že se hypernazalita může zhoršovat s narůstající únavou, kdy pacient není schopen udržet uzavřený přechod mezi dutinou nosní a dutinou ústní. V případě Huntingtonovi nemoci je kolísavá hypernazalita uváděna, jako jeden z příznaků hyperkinetické dysartrie, nikdy však nebyla studována do větší hloubky [3]. Kolísání hypernazality může být způsobeno neschopností udržet stabilní tonus svalů, které jsou zodpovědné za uzavírání průchodu do nosní dutiny.

Z důvodu vysoké subjektivity percepčních testů, byl využit postup pro hodnocení akustických dopadů hypernazality na promluvu, který byl poprvé prezentován profesorem Kataokou. Tento postup je založen na hodnocení třetího oktávového spektra a hledání jednotlivých příznaků hypernazality [9] a poskytuje objektivní měřítko obsahu hypernazality v řeči. Cílem této práce je provést objektivní hodnocení výskytu hypernazality v parkinsonských a huntingtonských promluvách. Sledovány jsou jak přítomnost zvýšené hypernazality, tak její vývoj v čase s předpokládaným nárůstem únavy a a zvýšení standardní odchylky, které by potvrdilo zvýšené kolísání nazality.

## 2. Metodika

### 2.1. Subjekty

Celkový počet 111 českých rodilých mluvčích sestávající se ze 37 Parkinsonských, 37 Huntingtonských a 37 zdravých účastníků byl použit pro účely této studie. Skupina mluvčích reprezentujících hyperkinetickou dysartrii se skládala z 19 mužů a 18 žen s geneticky potvrzenou HN. Věk HN skupiny byl  $49,1 \pm 12,7$  roku, doba trvání nemoci  $6,1 \pm 3,4$  roku. Skóre udělené na základě hodnocení pomocí Unified Huntington's Disease Rating Scale (UHDRS) bylo  $25,7 \pm 12,2$  a UHDRS speech item skóre bylo  $0,8 \pm 0,5$  [10]. Žádný z pacientů nevykazoval symptomy, které by omezovaly jejich řeč a nebyli spojené s HN. Skupina reprezentující hypokineticou dysartrii se skládala z 23 mužů a 14 žen jejichž střední věk byl  $63,1 \pm 14,0$  roku a trvání nemoci bylo  $8,0 \pm 4,8$  roku. Všichni pacienti splnili klinická kritéria pro diagnostikování PN a všichni pacienti byli měřeni v

ON stavu při stabilní dlouhodobé medikaci. Závažnost onemocnění byla hodnocena podle Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) a UPDRS III skóre hodnotící řeč bylo  $17.5 \pm 8, 2$  [11]. Žádný z pacientů nevykazoval symptomy, které by omezovaly jejich řeč a nebyli spojené s PN. Skupina kontrolních účastníků se skládala ze 23 mužů a 14 žen a její střední věk byl  $63.1 \pm 8, 7$  let. Všichni kontrolní účastníci byli bez předešlé neurologické nebo řečové patologie. Všichni účastníci poskytli informovaný souhlas s použitím jejich promluv.

## 2.2. Nahrávání

Všechny nahrávky byly pořízeny v tichém pokoji s nízkým šumem za použití hlavo-  
vého mikrofону v přibližné vzdálenosti 5cm od úst. Všichni účastníci byly instruováni aby prováděli prodlouženou fonaci hlásky /i/ tak dlouho a stabilně, jak vydrží a tyto promluvy byly nahrávány se vzorkovací frekvencí 48 kHz a kvantovány 16bit A/D převodníkem. Úloha prodloužené fonace byla součástí širší škály řečových testů kterou pacienti prováděli.

## 2.3. Algoritmus

Pro objektivní analýzu byl implementován algoritmus analýzy třetino-oktávového spektra vyvinutý pro hodnocení promluv pacientů s rozštěpem patra a pacientů, kteří podstoupili maxilektomii. Algoritmus je založen na rozsegmentování prodloužené fonace do jednotlivých 30ms oken s 25ms překryvem. V těchto oknech je pak vypočítáno třetino-oktávové spektrum a jsou určeny parametry popisující rezonanční potíže. Mezi tyto parametry patří poměr energií prvního a druhého a třetího formantu a energie obsažená v pásmu okolo 1 kHz, kde se v případě zvýšené nazality vyskytuje nazální rezonance [12]. Pro hodnocení přítomnosti zvýšené nazality pak byly vypočítány střední hodnoty napříč všemi okny ( $F_n$  a  $F_1 - F_2F_3$ ), pro hodnocení kolísavosti nazality byly vypočítány směrodatné odchylky hodnot napříč okny ( $\text{std}(F_n)$  a  $\text{std}(F_1 - F_2F_3)$ ) a pro hodnocení vývoje hypernazality s časem byl určen trend parametrů v jednotlivých promluvách ( $\text{trend}(F_n)$  a  $\text{trend}(F_1 - F_2F_3)$ ).

## 2.4. Statistika

Pro účely hodnocení statistických rozdílů mezi jednotlivými skupinami byla použita analýza rozptylu (ANOVA). Pro nalezení rozdílných skupin pak byl využit  $t$ -test. Pro hledání spojitosti mezi hypernazalitou a ostatními motorickými symptomy byla použita Pearsonova korelace.

### 3. Výsledky

Porovnání ovlivnění HNR a jitterem a shimmerem ukázalo pouze malou korelaci mezi těmito ukazateli a parametry hodnotícími hypernazalitu. Statisticky významné rozdíly mezi skupinami byly nalezeny u parametrů  $F_n$ : [F(4,130)=6,02, p < 0,001],  $\text{std}(F_n)$ : [F(4,130)=19,75 p < 0,001]  $\text{std}(F_1 - F_2F_3)$ : [F(4,130)=22,89, p < 0,001]. Výsledky  $t$ -testu odhalili, že statisticky signifikantně rozdílná je skupina HN, která při porovnání s kontrolní skupinou dosahovala výsledků  $F_n$ : [t-test(72)=-4,68, p < 0,001],  $\text{std}(F_n)$ : [t-test(72)=-7,22, p < 0,001]  $\text{std}(F_1 - F_2F_3)$ : [t-test(72)=-6,20, p < 0,001]. Hledání souvislostí s hlavními motorickými symptomy odhalilo středně velkou korelaci ( $r > 0,4$ ,  $p < 0,5$ ) mezi hodnocením chorei a oběma parametry poukazujícími na zvýšenou variabilitu ( $\text{std}(F_n)$  a  $\text{std}(F_1 - F_2F_3)$ ).

### 4. Diskuze

Tato práce prezentuje aplikaci třetino-oktávové analýzy s využitím pro komplexní patologii řeči jakou je dysartrie. Práce ukazuje, že kolísavá hypernazalita v případě hyperkinetické dysartrie je častý a velice distinktivní příznak. Z hlediska hypokinérické dysartrie se ukázala pouze nízká přítomnost hypernazality v řeči, která odpovídá dříve publikovaným pracím. Z hlediska srovnání parametrů se ukazují jako spolehlivější parametry založené na hodnocení nazální špičky. Důvodem pro tuto skutečnost je fakt, že dysartrie ovlivňuje rezonanční trakt i jinými způsoby například nedokonalou artikulací polohy jazyka. Tato nedokonalá artikulace také ovlivňuje formantové frekvence a tedy i měření založená na jejich poměru [13]. V případě hlásky /i/ jsou formantové frekvence dostatečně vzdáleny a neovlivňují  $F_n$  [9] [12]. Nevýhodou tohoto přístupu je, že je vázaný na analýzu hlásky /i/ a například při analýze běžnější hlásky /a/ selhává. Z hlediska limitací studie je nezbytné uvést chybějící percepční testy, které jsou v případě hodnocení hypernazality brány jako zlatý standard, nicméně relevantnost těchto testů je diskutabilní i v případě hodnocení rozštěpu patra, natož pak komplexní poruchy jakou je dysartrie. Dalším faktem je, že použitá metodika již tímto hodnocením prošla při vývoji [9], a navíc byla několikrát ověřována [14]. Druhou limitací studie, je nižší věk HN skupiny. Tato skutečnost pramení z faktu, že průměrná doba nástupu a délka života u pacientů trpících PN je výrazně vyšší než u pacientů trpících HN. Z toho důvodu a vzhledem k tomu, že hypernazalita se s věkem zhoršuje, popřípadě se nemění, byla kontrolní skupina zvolena tak, aby věkem a zastoupením pohlaví odpovídala PN skupině.

## 5. Závěr

Tato studie prezentuje výsledky objektivního hodnocení hypernazality u dvou dysartrických profilů. Práce ukazuje, že je možné klasifikovat huntingtonské mluvčí na základě přítomnosti kolísavé hypernazality. Zároveň také poukazuje na existenci korelace mezi kolísavou hypernazalitou a choreou HN pacientů.

## Poděkování

Tato práce byla vytvořena za podpory Českou grantovou agenturou pod grantovým číslem No.102/12/2230.

## References

- [1] Jankovic, J.: Parkinson's disease: clinical features and diagnosis, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.*, 79(4), 368 – 376, 2008.
- [2] Walker, F.O.: Huntington's disease. *Lancet*, 369, (2007), 218–228.
- [3] Duffy, J. R.: *Motor Speech Disorders*. Elsevier Mosby, Missouri, USA, 2013.
- [4] Darley, F., L., Aronson, A., E., Brown, J., R.: Differential diagnostics patterns of dysarthria, *J. Speech. Hear. Res.*, 12, 426 – 496, 1969.
- [5] Theodoros, D., G.; Murdoch, B., E.; Thompson, E., C.: Hypernasality in Parkinson Disease: A Perceptual and Physiological. *Journal of Medical Speech-Language Pathology*, 3 (2), (1995), 73–84.
- [6] Hoodin, R., B.; Gilbert, H., R.: Nasal airflow in Parkinsonian speakers. *J. Commun. Disord.*, 22, (1989), 169–180.
- [7] Chenery, H., J.; Murdoch, B., E.; Ingram, J., C.: Studies in Parkinson's disease; Perceptual speech analyses. *Australian Journal of Human Communication Disorders*, 16, 17 – 29, 1988.
- [8] Logemann, A., J.; Fisher, H., B.; Boshes, B.; Blonsky, E., R.: Frequency and cooccurrence of vocal tract disfunction in the speech of a large sample of Parkinson patients. *J. Speech Hear. Disord.*, 43, 47 – 57, 1978.
- [9] Kataoka, R.; Warren, D., W.; Zajac, D., J.; Mayo, R.; Lutz, R. W.: The relationship between spectral characteristics and perceived hypernasality in children. *J. Acoust. Soc. Am.*, 109(5), (2001), 2181–2189.
- [10] Huntington Study Group: Unified Huntington's Disease Rating Scale: Reliability and consistency. *Mov. Disord.*, 11, (1996), 136–142.

- [11] Stebbing, G.; Goetz, C.: Factor structure of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale: Motor Examination section. *Mov. Disord.*, 13, (1998), 633–636.
- [12] Stevens, K. N.: *Acoustic Phonetics*. MIT Press, Massachusetts, USA, 2000.
- [13] Kent, R., D.; Weismer, G.; Kent, J., F.; Vorperian J.,K; Duffy, J. R.: Acoustic studies of dysarthric speech: Methods, progress, and potential. *J. Commun. Disord.*, 32, (1999), 141–186.
- [14] Vogel, A., P.; Ibrahim, H., M.; Reily, S.; Kilpatrick, N.: A Comparative Study of Two Acoustic Measures of Hypernasality. *Journal of Speech, Language and HEaring Research*, 52, (2009), 1640–1651.

# Statistická analýza promluv dětí s vývojovou dysfázií

Josef VAVŘINA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

[vavrijos@fel.cvut.cz](mailto:vavrijos@fel.cvut.cz)

*Abstrakt: Vývojová dysfázie neboli také specifický narušený vývoj řeči (v zahraniční literatuře Specific Language Impairment - SLI) je časté a v některých případech závažné neurologické onemocnění u dětí. Tato nemoc se projevuje opožděným vývojem řeči, přestože dítě nevykazuje žádné poruchy sluchu, mluvicího ústrojí a jeho ostatní dovednosti nejsou nijak odlišné od dětí stejného věku. Včasná diagnóza je velice důležitá, aby lékaři, různí specialisté a především rodiče věnovali dítěti zvýšenou pozornost v oblasti řeči. Tato práce se zabývá počítačovým zpracováním a analýzou dětské řeči.*

*Cílem práce je statistické zpracování analýzy řečového signálu dětí s vývojovou dysfázií (pacientů) a zdravých dětí (kontrolní skupina). Pro analýzu řečového signálu byly nahrány promluvy dětí ve věku 6 až 10 let, k dispozici jsou nahrávky 41 kontrolní skupiny a 51 pacientů. Promluvy byly vybírány řečovým specialistou a zahrnují izolované hlásky, jednoslabičná slova až mnohoslabičná slova.*

*Tato práce se zabývá statistickým zpracováním především délek jednotlivých promluv a porovnání kontrolní skupiny s pacienty. Analýzou se ukázalo, že pro některé promluvy (například mateřídouška či popelnice) je možné kontrolní skupinu a pacienty statisticky významně odlišit ( $\alpha=0,05$  nebo nižší). Děti s vývojovou dysfázií promluvy významně prodlužují. Celkovou analýzou všech promluv statisticky významných promluv je možné děti s vývojovou dysfázií rozdělit do více skupin (lehký, mírný a vážný stupeň) podle míry onemocnění, což je další cíl této práce.*

*Závěrem se práce zabývá důvody, které způsobují prodloužení promluv. Velkou míru hraje obecná znalost slova, ale také jeho složitost - shluky souhlásek, různé délky slabik atd.*