

NUCLEUS MATLAB TOOLBOX PRO KOCHLEÁRNÍ IMPLANTÁTY

Martin Vondrášek

Katedra teorie obvodů, Fakulta elektrotechnická ČVUT Praha

Abstrakt

Předkládaný článek se zabývá využitím Nucleus Matlab Toolboxu pro kochleární implantáty [1]. Kochleární implantát je elektronické zařízení nahrazující sluch u pacienta s těžkou sluchovou vadou. Nefunkční vláskové buňky jsou nahrazeny přímou stimulací sluchového nervu proudovými pulsy. Nucleus Matlab Toolbox [3,4] je soubor funkcí umožňující komunikaci řečového procesoru, kochleárního implantátu a standardního počítače. Umožňuje vytvořit z obsažených funkcí stejný algoritmus, který je použit v řečovém procesoru pacienta. Tento algoritmus je možno libovolně měnit a tím vytvářet nové algoritmy umožňující lepší srozumitelnost řeči a hudby pro pacienty s kochleárními implantáty.

1 Nucleus Matlab Toolbox

Nucleus Matlab Toolbox [3,4] vyvinula australská firma Cochlear l.t.d [6] původně pro svou vlastní potřebu. V současnosti tento nástroj poskytuje i výzkumným centřům zabývajícím se výzkumem kochleárních implantátů.

Nucleus Matlab Toolbox je soubor funkcí umožňující vzájemnou komunikaci řečového procesoru, kochleárního implantátu a standardního počítače. Dále obsahuje soubor funkcí realizujících jednotlivé bloky řečových strategií SPEAK, ACE a CIS v současnosti používaných v řečových procesorech pacientů. Jednotlivé bloky řečových strategií tak lze jednoduše zaměňovat, editovat či vyvíjet zcela nové. Sekvence stimulačních pulsů lze samozřejmě vytvořit i s použitím standardních funkcí Matlabu. Z Nucleus Matlab Toolboxu se v tomto případě použije jen funkce, která danou sekvenci odstimuluje v kochleárním implantátu.

Při výzkumu a vývoji nových řečových strategií je tak k dispozici univerzální nástroj umožňující libovolnou stimulaci. Limitováni jsme jen možnostmi hardwaru: maximálním a minimálním stimulačním kmitočtem, rozsahem amplitud stimulačních proudů a omezenou volbou šířky stimulačních proudů. V případě testování s pacienty je především nutno dodržet maximální hodnoty stimulačních proudů, při kterých je sluchový vjem pro pacienta ještě příjemný. Během testování musí být možnost stimulaci pacienta okamžitě ukončit. Samozřejmostí je informovaný souhlas pacienta před začátkem testování. Samotný výzkum musí být podle právních norem EU schválen etickou komisí.

2 Virtuální elektrody

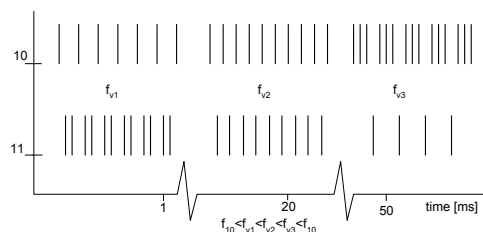
Na katedře teorie obvodů je Nucleus Matlab Toolbox využíván pro výzkum vzniku a využití virtuálních elektrod.

Stimulace do vybrané intrakochleární elektrody způsobí sluchový vjem u pacienta [1]. Kmitočet slyšeného tónu je určen polohou vybrané elektrody v kochleě pacienta, hlasitost pak velikostí dodaného náboje. Implantát Nucleus® CI24 obsahuje 22 intrakochleárních elektrod. Sluchový vjem je tak u pacienta dán kombinací 22 tónů. Tento počet postačí pro dobrou srozumitelnost řeči. Pro rozpoznání mluvčího nebo pro poslech hudby je ale nedostačující. Řešením by bylo zvýšit počet elektrod v nových typech implantátů. Pro pacienty, kteří již kochleární implantát mají, by to znamenalo znovu podstoupit operaci s rizikem poškození sluchového nervu a s možností, že by s novým typem implantátu slyšeli buď hůře nebo vůbec. V potaz musíme brát i cenu implantátu, řečového procesoru a vlastní operace, která se v současnosti blíží ke dvěma milionům Kč. Implementace virtuálních elektrod a úprava stávajícího algoritmu zpracování řeči se současným zachováním vlastního implantátu by znamenala jen upgrade softwaru či výměnu řečového procesoru.

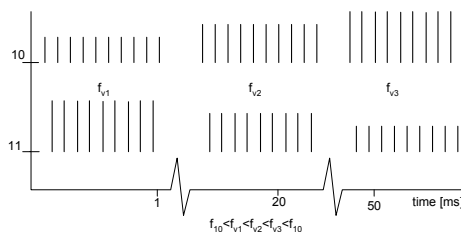
Současnou stimulací do dvou sousedních elektrod můžeme dosáhnout sluchového vjemu s kmitočtem, který je dán poměrem stimulačních kmitočtů a amplitud proudových pulsů přiváděných do těchto elektrod [5]. Kochleární implantát Nucleus® CI24 obsahuje jen jeden výstupní zesilovač, který je cyklicky přepínán mezi všchny elektrody. Proudové pulsy stimulované do dvou sousedních

elektrod tak jsou vždy časově posunuty. Naším úkolem bylo zjistit, zda lze virtuální elektrody vytvořit i s tímto typem stimulace.

Existují dva způsoby stimulace virtuální elektrody: konstantní amplitudy stimulačních pulsů (obr. 1) a konstantní stimulační kmitočet (obr. 2). V prvním případě můžeme měnit frekvenci vnímaného tónu zvýšením stimulačního kmitočtu v jedné z elektrod. V druhé elektrodě je nutno stimulační kmitočtet snížit kvůli zachování konstantní hlasitosti. Při druhém způsobu stimulace (obr. 2) je frekvence vnímaného tónu dána poměrem amplitud stimulačních proudů. Stimulační kmitočtet zůstává konstantní.



Obrázek 1: virtuální elektroda, konstantní amplituda proudových pulsů



Obrázek 2: virtuální elektroda, konstantní stimulační kmitočtet

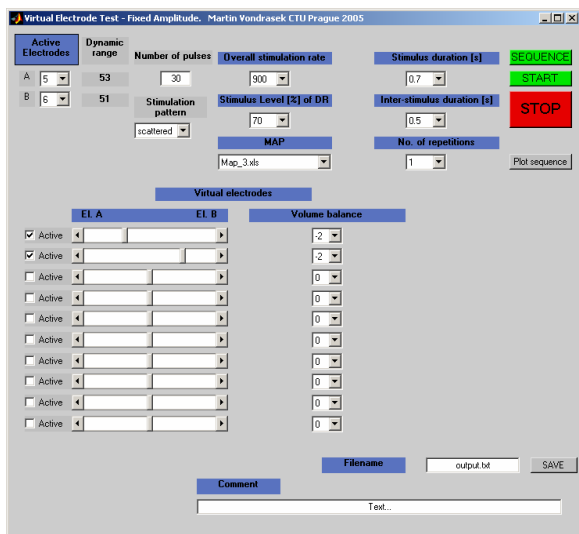
Teoretický kmitočtet sluchového vjemu je dán poměrem náboje rozděleného mezi vybrané elektrody podle vzorce:

$$f_v = f_i + (f_j - f_i) \frac{Q_j}{Q_j + Q_i}, f_i < f_j$$

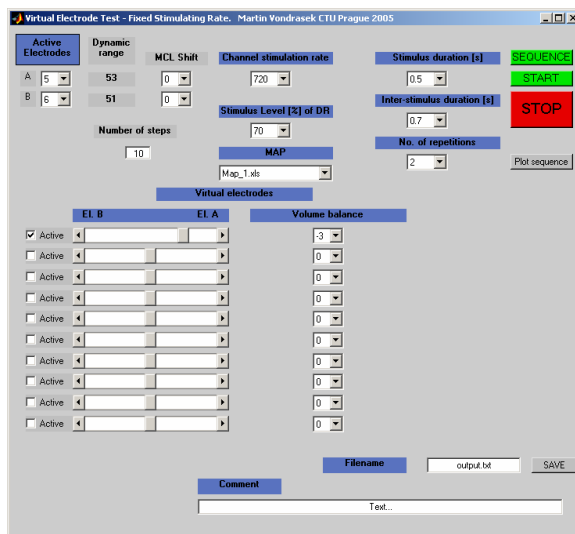
kde f_i a f_j představují kmitočtet vnímaných tónů při stimulaci jen do elektrody i , j . Q_i a Q_j jsou náboje dodané do příslušných elektrod.

3 Testování pacientů

Obě výše uvedené metody byly naimplementovány s pomocí Nucleus Matlab Toolboxu [3, 4] a ověřeny na šesti pacientech. Pro každou z metod (obr. 3, 4) byl vytvořen zvláštní program umožňující výběr libovolné dvojice elektrod, nastavení hlasitosti a individuální nastavení až 12 virtuálních elektrod odpovídající vybrané dvojici elektrod fyzických. Na vybraných pacientech pak byly porovnány vlastnosti obou způsobů stimulace z hlediska vnímání pacienta, možností nastavení a změny vnímaného tónu a v neposlední řadě i výpočetní náročnost daného algoritmu.



Obrázek 3: Ověření virtuálních elektrod, metoda konstantní amplituda proudových pulsů.

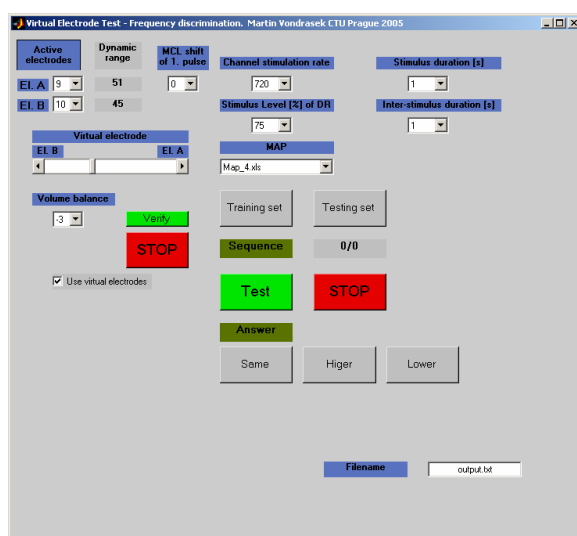


Obrázek 4: Ověření virtuálních elektrod, metoda konstantní stimulační kmitočtet.

V obou výše uvedených případech bylo možno vytvořit virtuální elektrodu. Pacient slyšel vždy jen jeden tón. Bohužel dva z testovaných pacientů nedokázali spolehlivě popsat sluchový vjem. První pacient nedokázal postřehnout rozdíl mezi stimulací do jedné a následně do druhé fyzické elektrody v testované dvojici. Oba tóny mu připadaly stejné. Proto také nedokázal rozlišit stimulaci do virtuální elektrody. Druhý z pacientů sice byl schopný slyšet rozdíly při stimulaci do různých elektrod i do samotné virtuální elektrody, měl ale problémy s rozlišením změny frekvence a hlasitosti vnímaných tónů. Další čtyři pacienti již byli schopni rozlišit a spolehlivě popsat jednotlivé vnímané tóny.

Porovnáme-li vlastnosti obou metod vytvoření virtuální elektrody, pak metoda konstantních amplitud umožňuje omezené nastavení virtuálních elektrod a je výpočetně náročnější. V případě, že stimulační frekvence v jedné z fyzických elektrod poklesne pod cca 200 Hz, pacient slyší tón o tomto kmitočtu nezávisle na poloze elektrod v kochle. Metoda konstantního stimulačního kmitočtu nemá žádné omezení, kmitočet tónu vytvořeného virtuální elektrodou lze měnit s malým krokem a samotná implementace je jednoduchá. Proto jsme se v následujících testech soustředili jen na metodu konstantního stimulačního kmitočtu.

Po základních testech byla ověřena spolehlivost rozpoznání tónů generovaných standardními a virtuálními elektrodami (obr. 3).



Obrázek 3: Frequency discrimination test.

Pro každého testovaného pacienta jsme vybrali 4 dvojice elektrod reprezentující vysoké, střední, nižší a nízké kmitočty. Pro každou vybranou dvojici elektrod byla nastavena příslušná virtuální elektroda, dostali jsme tak trojici různých tónů. Z této trojice tónů jsme permutací určili 9 možných dvojic, každou dvojici jsme desetkrát zopakovali v náhodném pořadí. Pacientovi byly dané dvojice postupně přehrávány a jeho odpovědi zaznamenány (oba tóny stejné, první tón vyšší nebo nižší). Všechny odpovědi byly vyhodnoceny a procentuální úspěšnosti jsou uvedeny v následující tabulce:

Pacient	Procentuální úspěšnost rozlišení [%]			
	hluboké frekvence	hlubší frekvence	vyšší frekvence	vysoké frekvence
A	63	86	79	98
B	79	70	73	70
C	98	94	63	86
D	91	82	91	85

Tabulka 1: Procentuální úspěšnost rozlišení.

4 Závěr

Z předchozích výsledků je zřejmé, že virtuální elektrody mohou být vytvořeny i s použitím implantátu Nucleus® 24. Metoda konstantních stimulačních kmitočtů je jednodušší z hlediska implementace, frekvenci generovanou virtuální elektrodou lze snadněji a přesněji nastavit. Metoda konstantních amplitud představuje omezené možnosti nastavení frekvence virtuální elektrody a je výpočetně náročnější. Z tabulky 1 je zřejmé, že rozpoznání virtuálních a standardních elektrod je závislé na pacientovi a také na místě stimulace. Procentuální úspěšnost je ale dostatečně vysoká na to, aby mohly být virtuální elektrody použity pro vývoj nové strategie zpracování řeči v kochleárních implantátech. Použití virtuálních elektrod by tak mohlo přinést přesnější určení frekvence vnímaného tónu a tím zvýšení srozumitelnosti vnímání řeči a hudby.

Poděkování

Tato práce vznikla za podpory výzkumného záměru “Transdisciplinární výzkum v biomedicíně inženýrství 2” č. MSM 6840770012 a grantem “Modelování biologických a řečových signálů”, č. 102/03/H085 Českého vysokého učení technického v Praze.

Literatura

- [1] G. Clark: Cochlear implants, fundamentals and applications. Springer NY 2003.
- [2] P.C Loizou: Mimicking the Human Ear. IEEE signal processing magazine, 1998, Pp. 101-129.
- [3] Nucleus Reference manual, Cochlear Ltd. 2001.
- [4] Nucleus Implant Communicator software, Cochlear Ltd. 2004.
- [5] Poroy O., Loizou P. C.: Pitch Perception Using Virtual Cannels, University of Texas at Dallas, Richardson, TX 75083.
- [6] www.cochlear.com.