

# **Simulator Kohlearnega Implantata**

**Nikolaj Semenič<sup>1</sup>, Amor Chowdhury<sup>1</sup>, Andrej Sarjaš<sup>2</sup>, Rajko Svečko<sup>2</sup>**

**Margento R&D<sup>1</sup>, Gosposvetska c. 84, 2000 Maribor**

**Fakulteta za elektrotehniko računalništvo in informatiko<sup>2</sup>**

**Smetanova ul. 17, 2000 Maribor**

**nikolaj.semenic@margento.com, amor.chowdhury@margento.com**

**andrej.sarjas@uni-mb.si, rajko.svecko@uni-mb.si**

## ***Cochlear Implant Simulator***

Cochlear implants are one of the greatest achievements of modern medicine. Cochlear implant is an electronic device that is inserted into a patient's inner ear, which provides a sense of sound to a person who is profoundly deaf or severely hard of hearing.

Testing of new developed processing strategies for cochlear implants is a very demanding task. Tests have to be performed on many patients. Aim of a simulator is to simulate signal processing that takes place inside a cochlear implant and to transform its effect to patient to appropriate sound signal. In such way a normal hearing can estimate the effect of specific processing parameters.

In this work we have build Cochlear Implant simulator. We have also convolved biological auditory nerve models into the simulator. So it is possible to visualize the effect of electrical and acoustical stimulation of auditory nerves as a train of spikes.

## ***Kratek pregled prispevka***

Kohlearni implantati so eden izmed največjih dosežkov moderne medicine v zadnjem času. Kohlearni implantat je elektronska naprava, kirurško vstavljena v pacientovo notranje uho, ki gluhih pacientom omogoča zaznavo zvoka.

Testiranje novih strategij procesiranja kohlearnih implantatov je dokaj otežena in dolgotrajna naloga. Teste je namreč potrebno izvesti na čim več pacientih. Namen simulatorja je simulirati metode procesiranja, ki se odvijajo v kohlearnem implantatu in učinek implantata na pacienta transformirati v ustrezen zvočni signal. S tem je mogoče določene nastavitve parametrov evaluirati s pomočjo normalno slušočih.

V tem delu predstavljamo simulator kohlearnih implantatov. V simulator smo integrirali tudi biološke modele nevrona. S tem je mogoče vizualizirati efekt tako električne stimulacije kot tudi akustične stimulacije avditornega nevrona v obliki vlaka pulzov.

## 1 Uvod

Kohlearni implantat je kompleksna elektronska naprava, kirurško vstavljena v pacientovo notranje uho, ki omogoča delno do dobro povračilo sluha gluhim ljudem. Primerna je za zdravljenje sensorineuralne naglušnosti, pri kateri imajo pacienti težave v notranjem ušesu pri mehansko-kemično-električni transformaciji zvoka. To pomeni, da so celice (notranje dlakaste celice) v notranjem ušesu, ki običajno skrbijo za takšno transformacijo, poškodovane ali manjkajo. Tako avditorni nevroni, ki so povezani z dlakastimi celicami, ne dobijo ustrezne informacije in je tudi ne morejo posredovati v višje centre avditornega sistema [1-3]. Kot posledica se pojavi naglušnost. Kohlearni implantat nadomesti delovanje notranjih dlakastih celic v obliki direktne električne stimulacije avditornih nevronov preko vrste elektrod, ki se kirurško vstavijo v notranje uho oz. polž. Elektrod je lahko različno število, le te so lahko vstavljene različno globoko v notranje uho [4], [5]. To je odvisno od števila preostalih dlakastih celic predvsem v vrhu notranjega ušesa, ki je namenjeno prenosu nizkih frekvenčnih komponent. V primeru, da ni preostalih dlakastih celic v notranjem ušesu se elektrode vstavijo po celotni dolžini polža. Tako elektrode stimulirajo posamezne frekvenčne pasove v odvisnosti od položaja posamezne elektrode [1], [5]. V primeru, da pa so pri pacientu še normalno delujoče dlakaste celice, ponavadi v zgornjem, notranjem delu notranjega ušesa, se elektrode vstavijo le v spodnji oz. zunanji del notranjega ušesa. Tako delujoče dlakaste celice pripomorejo k zaznavi nizkih frekvenčnih komponent po naravni poti preko zunanjega in srednjega ušesa. Takšnim pacientom se doda še običajni slušni aparat, ki ojačuje v zunanje uho vstopajoči zvok. Takšen kohlearni implantat je tako kombiniran z električno in akustično stimulacijo (EAS – elektro-akustična stimulacija). Pacienti z EAS kohlearnimi implantati dosegajo veliko boljše rezultate v primeru razpoznavanja govora [4, 5].

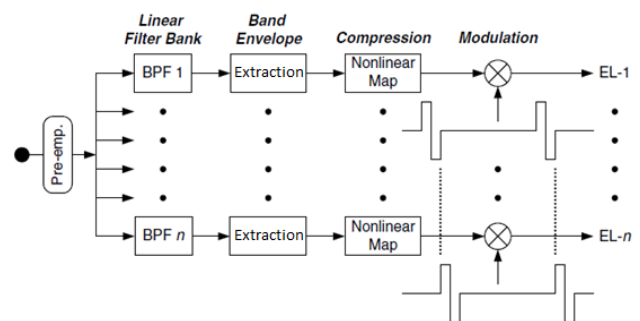
Kohlearni implantat zraven, v notranje uho vstavljenih elektrod, sestavlja še dva

pomembna sklopa, mikrofona s procesorjem in sistem za brezžični prenos informacij od mikrofona s procesorjem, ki sta nameščena za ušesom, do elektrod, ki so nameščene v notranjem ušesu.

Namen tega dela je bil zgradba simulatorja, ki do potankosti povzema metode oz. strategije procesiranja vgrajene v signalnem procesorju, katerih namen je natančen izračun ovojnice oz. amplitud toka na posameznih elektrodah v določenih časovnih kvantih. Te ovojnice pa se nato uporabijo za sintetizacijo zvočnega signala. Uporaba podobnih simulatorjev je omenjena v [6-12]. Naš simulator je nadgradnja omenjenih v smislu vizualizacije aktivnosti na nivoju avditornega nevrona. Simulator smo razširili v smislu podpore večine strategij procesiranja, ki so vgrajene v kohlearne implantate, ki so trenutno na tržišču [4, 5]. Z integracijo modelov srednjega ušesa, Bazilarne membrane, dlakaste celice ter avditornega nevrona smo v simulator integrirali strategijo procesiranja, ki temelji na teh bioloških modelih [5, 13].

## 2 Preprost Simulator (Vocoder)

Najpreprostejša oblika Simulatorja je zgrajena po principu Vocoderja kot prikazuje Slika 1. Ta oblika Simulatorja nam je služila kot osnova, ki smo jo nato nadgrajevali. Zvočni signal zajet z mikrofonom se s pomočjo bank filtrov, katerih centralne frekvence se sorazmerno povečujejo, rezdela na določeno število kanalov.



Slika 1: Analiza zvočnega signala

Število kanalov je odvisno od števila vgrajenih elektrod. Vsaka elektroda namreč stimulira določen frekvenčni spekter. FIR ali IIR banki filtrov sledi ekstrakcija ovojnice, ki je

izvedena bodisi s Hilbertovim transformom, bodisi z usmerjanjem signala in nizkopasovnim filtriranjem. Sledi kompresija ovojnica po nelinearni funkciji, enačba 1.

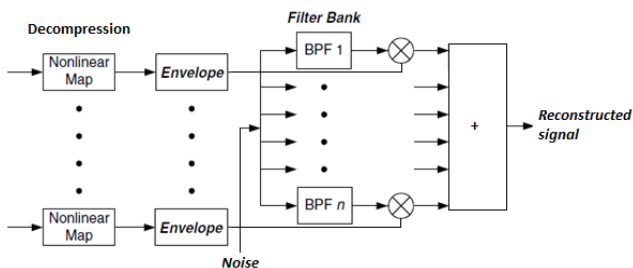
$$p(z_i) = \begin{cases} \log 1 + p \left( \frac{a(z_i) - s}{m - s} \right) & s \leq a(z_i) \leq m \\ 0 & a(z_i) < s \\ 1 & a(z_i) \geq m \end{cases} \quad (1)$$

Kjer je  $p(z_i)$  faktor med 0 in 1, ki preslika vrednosti ovojnice  $s$  in  $m$  vsakega kanala  $a(z_i)$ , v minimalne ( $T$ ) in maksimalne ( $C$ ) vrednosti tokovne ovojnice po enačbi 2.

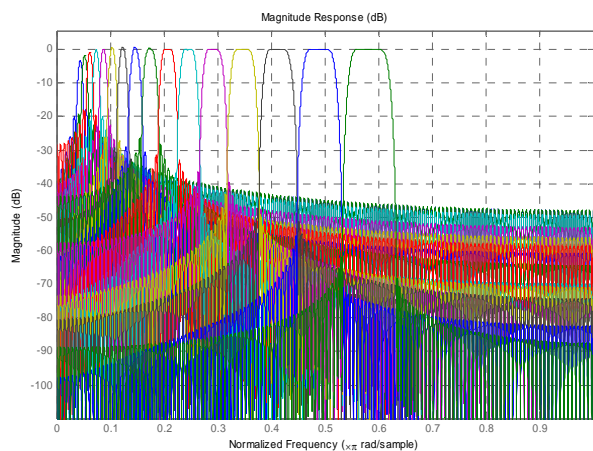
$$l_i = T + (C - T)p_i \quad (2)$$

Tokovne ovojnice amplitudno modulirajo bifazne pulze na elektrodah. Pulzi pa se ne prožijo sočasno temveč zaporedno, tako namreč pride do veliko manjše interference med kanali. To je značilno za strategijo procesiranja *CIS* (*Continuous Interleaved Sampling*) in *NofM* [5].

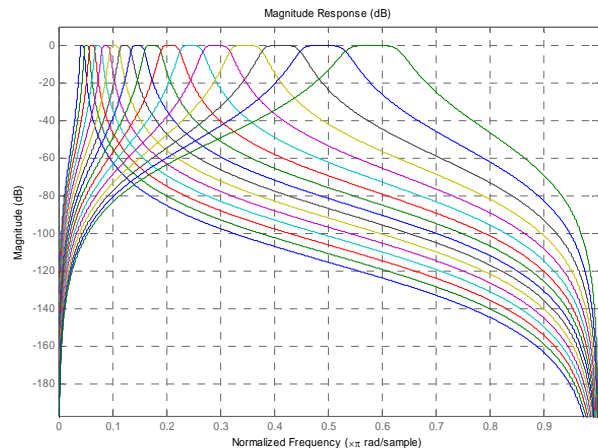
Sinteza signala poteka z moduliranjem dekomprimiranih tokovnih ovojnic s filtriranim Gaussovimi belim šumom kot prikazuje slika 2. Šum se filtrira z isto banko filtrov kot prej.



Slika 2: Sinteza zvočnega signala



Slika 3: Banka FIR filtrov



Slika 4: Banka IIR Filtrov

Glede na to, da je razmerje med specifičnim položajem vzdolž notranjega ušesa in frekvencami, ki vzbuja pretok informacij na tem mesu, logaritemsko, morajo biti tudi posamezni filtri v banki filtrov ločeni logaritemsko [1, 2]. FIR filtre smo načrtovali v Matlabu z metodo *firls*. IIR filtre pa z metodo *butter*.

### 3 Dodane metode

K predstavljenemu osnovnemu tipu simulatorja smo dodali še druge funkcionalnosti.

#### 3.1 Uporaba STFT

Pri novejših strategijah procesiranja je uporaba kratko časovne Fourierove transformacije nadomestila banke filtrov. Po izračunu FFT določenega časovnega segmenta vhodnega signala, se spekter razdeli na pasove, ki so v logaritemskem merilu, podobno kot v primeru bank filtrov. Iz posameznih pasov se ekstrahira ovojnica kot prikazuje enačba 5.

Moč posameznega segmenta spektra:

$$r^2 = x^2(j) + y^2(j), \quad j = 0, \dots, L - 1 \quad (3)$$

Kjer je  $L$  dolžila FFT. Moč posameznega pasa spektra:

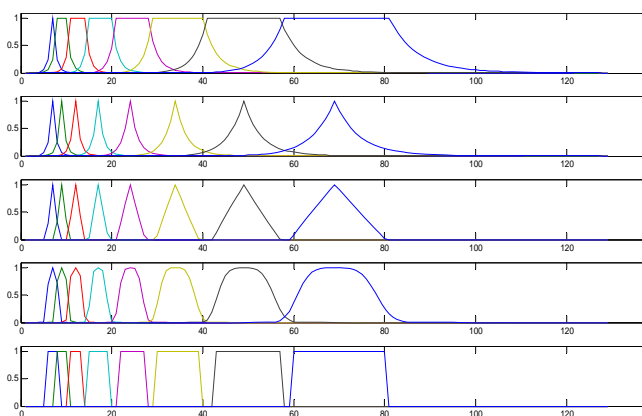
$$a^2 = \sum_{j=0}^{L/2} g_z(j)r^2(j), \quad z = 1, \dots, M \quad (4)$$

Kjer je  $M$  število pasov. Ovojnica se izračuna po enačbi 5:

$$a(z) = \sqrt{\sum_{j=0}^{L/2} g_z(j)r^2(j)}, \quad z = 1, \dots, M \quad (5)$$

Izračunane ovojnice se uporabijo za nadaljnji izračun tokovnih ovojníc s kompresijo, ki se uporabljajo za modulacijo bifaznih pulzov.

Pri sintezi se tokovne ovojnice najprej dekomprimirajo. Edino informacijo o prvotnem signalu predstavlja  $M$  ovojníc oz. amplitudnih potekov določenih frekvenčnih komponent. Glede na to, da za uspešno rekonstrukcijo signala potrebujemo celoten spekter, da lahko iz tega dobimo časovni potek signala, moramo spekter ustvariti na podlagi informacij ovojníc. Ustvarjen spekter nato z inverzno *STFT* pretvorimo v časovni signal. Do spektra z  $L/2$  frekvenčnih komponent pridemo, da vsako točko vsake ovojnice nadomestimo z ustrezno porazdelitveno funkcijo. Na sliki 5 so porazdelitvene funkcije, kjer je število frekvenčnih komponent spektra  $L = 256$  in število kanalov  $M = 8$ .



Slika 5: Rekonstrukcijske funkcije

Moduliranje posameznih ovojníc s takšnimi rekonstrukcijskimi funkcijami je na mestu, saj kot so pokazale meritve se porazdelitev toka na mestu elektrode, po sprožitvi bifaznega pulza na tej elektrodi izkaže za zelo podobno [14].

### 3.2 Časovno-frekvenčne distribucije (Time-Frequency Distributions)

Časovno-frekvenčne distribucije predstavljajo alternativo *STFT* pri predstavitvi časovnih signalov v frekvenčni domeni. Gre za kvadratično transformacijo, ki preslika časovni signal v časovno-frekvenčno predstavitev. Kvadratična časovno-frekvenčna distribucija ima naslednjo obliko:

$$\rho_z(t, f) = W_z(t, f) * * \gamma(t, f) \quad (6)$$

Kvadratično distribucijo dobimo kot rezultat dvojne konvolucije dvodimenzionalnega jedra  $\gamma$  z Wignere Ville distribucijo (enačba 7).

$$W_z(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} z\left(t + \frac{\tau}{2}\right) z^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j2\pi\tau f} d\tau \quad (7)$$

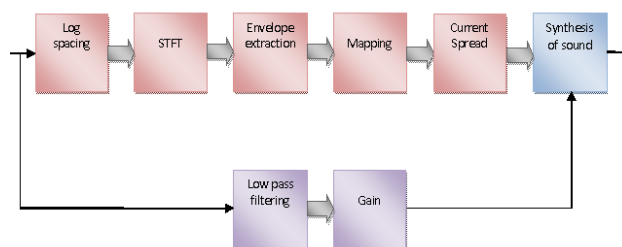
Kvadratične distribucije omogočajo zelo dobro časovno in hkrati tudi frekvenčno ločljivost. V primerjavi s *STFT* lahko z distribucijami dosežemo veliko boljše rezultate [15, 16]. Pri *STFT* dobimo namreč ob boljši časovni ločljivosti slabšo frekvenčno ločljivost in obratno.

Z uporabo različnih jeder, dobimo različne distribucije z različnimi lastnostmi. Z uporabo orodja [17] smo implementirali naslednje distribucije: qwigher, binomial, born-jordan, margenau-hill, rihaczek.

V simulatorju lahko uporabimo distribucije za transformacijo signala iz časovne v frekvenčno domeno. Ekstrakcija ovojnice in kompresija ter sinteza signala poteka enako kot v primeru *FFT*.

### 3.3 Akustična stimulacija

Kot ena izmed zelo uspešnih metod se je pokazala EAS oz. elektro-akustična stimulacija. V tem primeru pacientu zraven implantata v notranjem ušesu, na zunanje uho namestijo tudi klasičen slušni aparat, ki je namenjen ojačenju predvsem nizkih frekvenc.



Slika 6: Blokovna shema Simulatorja z akustično stimulacijo

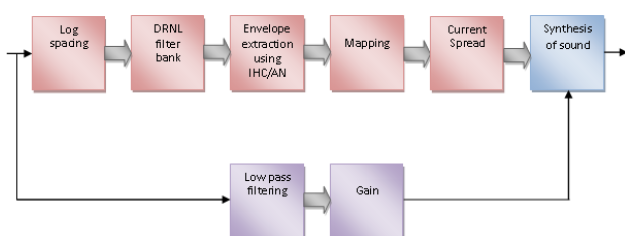
V simulatorju smo akustično stimulacijo simulirali z nizko pasovno filtracijo vhodnega signala. Ta filtriran signal pa smo dodali sintetiziranemu signalu. Za filtriran signal smo

dodali še ojačenje, s katerim lahko prilagodimo vpliv akustične stimulacije.

### 3.4 Biološka strategija procesiranja

Na podlagi [13] smo integrirali strategijo procesiranja, ki temelji na podlagi bio-fizikalnih modelov, ki opisujejo procese, ki se odvijajo pri naravni transformaciji zvoka oz. vibracij tlaka v električne signale na avditornih nevronih, ki prenašajo kompleksne informacije zvoka v višje centre avditornega sistema.

Strategija procesiranja temelji na naslednjih bio-fizikalnih modelih: Model zunanega in srednjega ušesa, model Bazilarne membrane, model dlakaste celice in model avditornega nevrona.



Slika 7: Blokova shema biološke strategije procesiranja

Modele avditornega sistema smo prevzeli po [13], [18-20]. V simulator smo modele vključili kot prikazuje slika 7. Model zunanega in srednjega ušesa je realiziran v obliki treh pasovno prepustnih Butterworth-ovih filtrov, ki po množenju s konstanto  $1.4 \cdot 10^{-10} \text{ ms}^{-1} \mu\text{Pa}^{-1}$ , vhodni zvočni signal v obliki sprememb tlaka pretvorijo v hitrost stremenca. Hitrost stremenca vpliva na model Bazilarne membrane, ki je realizirana z banko DRNL (Dual Resonance Nonlinear Filter) filtrov. Določene frekvence stremenca povzročijo izrazitejša nihanje membrane na točno določenih mestih vzdolž notranjega ušesa. Nihanja membrane povzročijo nihanje potenciala dlakastih celic na teh mestih. Potencial dlakastih celic pa se odraža na količini sproščenega neurotransmiterja. Ta pa vpliva na proženje avditornih nevronov, ki so v stiku z dlakasto celico.

Glede na to, da lahko Bazilarno membrano smatramo kot biološki sistem, ki različne frekvenčne komponente pretvori v gibanja membrane na različnih mestih, tako avditorni

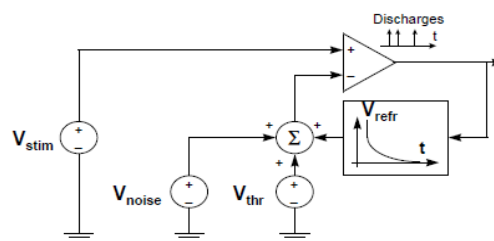
nevroni, ki so odvisni od gibanja membrane na teh mestih, prenašajo informacije o teh frekvenčnih komponentah v višje centre avditornega sistema. Kot informacijo o določenih frekvenčnih komponentah smo uporabili hitrost izločanja neurotransmiterja. Pri izračunu smo uporabili mesta na Bazilarni membrani, ki odgovarjajo enakim frekvenčnim komponentam, ki jih uporablja metoda FFT ali TFD. Za ekstrakcijo ovojnice, kompresijo in sintezo signala smo uporabili enake metode kot pri FFT.

## 4 Modeliranje avditornih nevronov

V simulator smo vključili tudi modele avditornih nevronov, ki omogočajo vizualizacijo dogajanja na nivoju avditornih nevronov.

### 4.1 Električna stimulacija avditornih nevronov

Model nevrona, ki predvideva tokovno proženje smo prevzeli iz [21] in [22]. Ta model je bil potrjen z meritvami avditornega nevrona mačke. Model prikazuje slika 8.

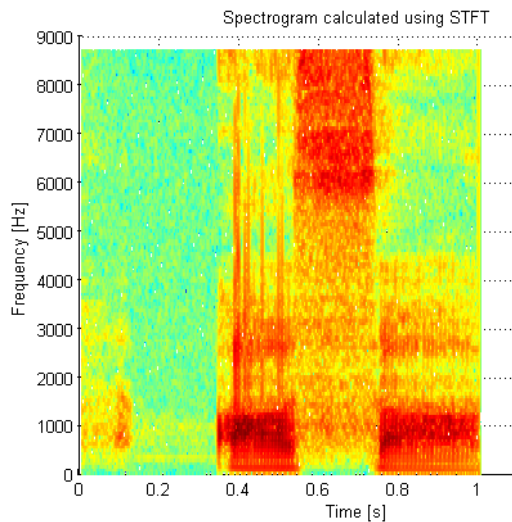


Slika 8: Model avditornega nevrona

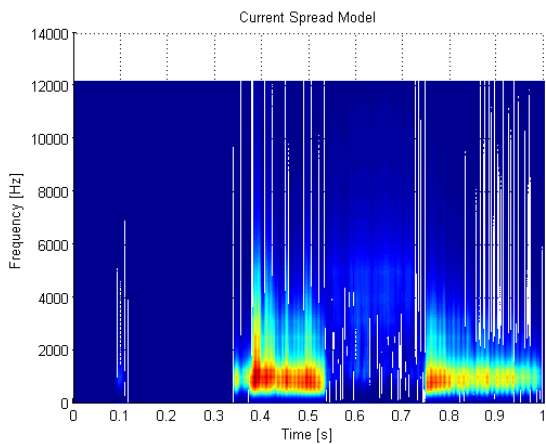
Model sproži pulz na izhodu v primeru, če vhodna napetost ( $V_{stim}$ ) preseže pragovno napetost ( $V_{noise} + V_{thr} + V_{ref}$ ). Pragovna napetost pa ni odvisna le od šuma in neke konstantne pragovne napetost, temveč tudi od časa, ki je minil od predhodne sprožitve. Po sprožitvi nevrona je absolutna refrakcijska doba, to je čas v katerem ne more priti do ponovne sprožitve. Po absolutni refrakcijski dobi sledi relativna refrakcijska doba, to je čas v katerem lahko pride do sprožitve vendar je ta otežena.

Slika 9 prikazuje frekvenčni spekter govornega signala "Asa". Iz tega spektra se izločijo ovojnice, nato se s kompresijo pretvorijo v tokovne ovojnice, ki modulirajo

bifazne pulze. Slika 10 prikazuje porazdelitev toka bifaznih pulzov vzdolž notranjega ušesa. Ta informacija služi kot vhod avditornega modela. Rezultat avditornega modela prikazuje slika 11.



Slika 9: Spektrogram govornega signala "Asa"

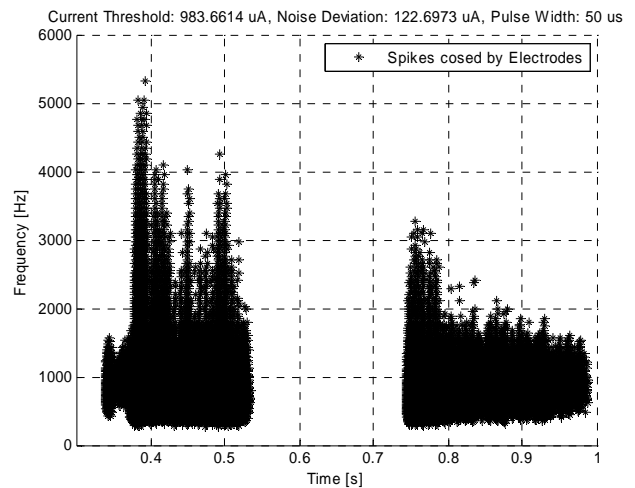


Slika 10: Model porazdelitve toka vzdolž notranjega ušesa.

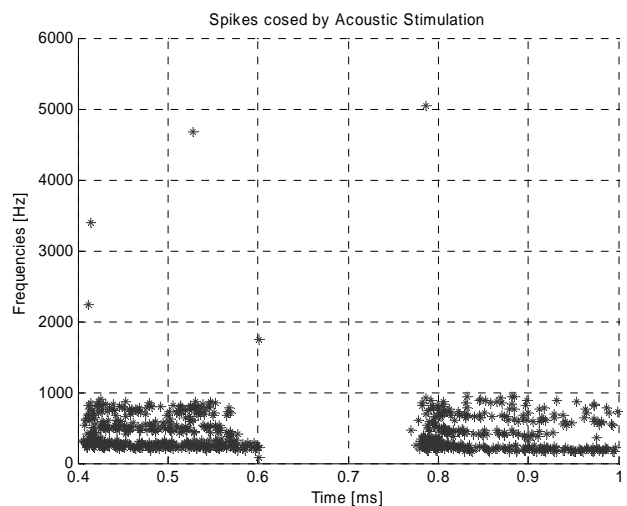
#### 4.2 Akustična stimulacija avditornih nevronov

Z integracijo bioloških modelov, ki smo jih uporabili pri biološki strategiji procesiranja, se nam odpre možnost vizualizacije aktivnosti avditornih nevronov tudi v primeru akustične stimulacije.

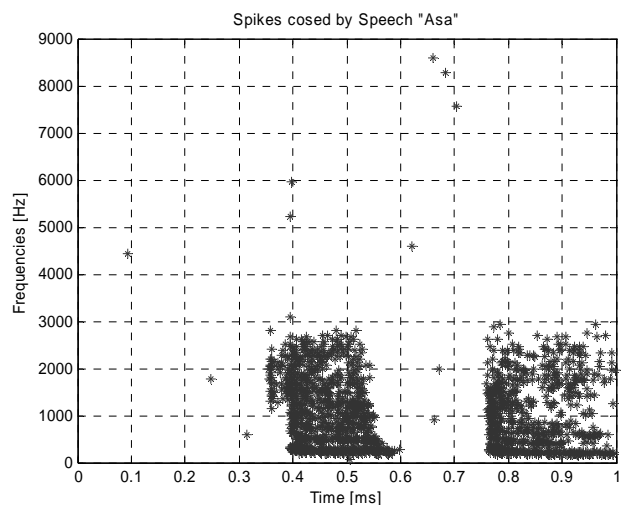
Slika 12 prikazuje odziv avditornih nevronov na nizko pasovno filtriran vhodni govorni signal "Asa".



Slika 11: Sprožitve nevronov vhodnega govornega signala "Asa"



Slika 12: Akustična stimulacija avditornih nevronov



Slika 13: Odziv avditornih nevronov na govorni signal "Asa"

Slika 13 pa prikazuje odziv avditornih nevronov na vhodni govorni signal "Asa". V primerjavi s sliko 12, je na sliki 13 aktivnost nevronov višjih frekvenčnih komponent občutno nižja, saj gre za filtriran vhodni signal.

Če primerjamo odzive avditornih nevronov električne in akustične stimulacije, opazimo podobnosti pri aktivnosti nevronov na časovni osi. Višjo aktivnost nevronov je moč opaziti ob časovnih kvantih in na mestih vzdolž notranjega ušesa, ki ustrezajo frekvenčnim komponentam z višjo amplitudo v spektru (slika 9). Pri odzivih avditornih nevronov električne stimulacije zaznamo višjo aktivnost pri višjih frekvencah. Aktivnost višjih frekvenčnih komponent je pri akustični stimulaciji omejena, saj je za dlakasto celico značilna nizko pasovna filtracija.

## 5 Sklep

Razvili smo dokaj vsestranski simulator, saj je možno z različnimi nastavitvami različnih parametrov simulirati različne strategije procesiranja oz. situacije pacienta. V simulatorju se nismo omejili le na sintezo govora, ki predstavlja slušno zaznavo pacientov, temveč smo omogočili tudi vizualizacijo aktivnosti avditornih nevronov.

Predvsem pri modeliranju bioloških procesov, ki so nepogrešljivi pri procesu zaznave zvoka, je še veliko prostora za izboljšave. Največja težava je predvsem pomanjkanje dovolj dobrih in zanesljivih meritev, ki so ključen dejavnik pri validaciji modelov. Pri modeliranju višjih centrov avditornega sistema pa je še veliko neznanj, predvsem zaradi kompleksnosti avditornega sistema. Z izboljšanimi modeli avditornega sistema se bo ponudila tudi možnost za izboljšanje simulatorjev kohlearnih implantatov.

Z izboljšanimi modeli in z boljšim poznavanjem predvsem višjih centrov avditornega sistema bi namreč bilo možno zgraditi simulator, kjer bi bilo moč zvok sintetizirati na podlagi informacij avditornih nevronov oz. višjih centrov. S tem bi dobili veliko natančnejši sistem za pregled nad

dogajanjem pri slušni zaznavi pacientov kohlearnih implantatov.

## 6 Literatura

- [1] B. C. J. Moore, *An Introduction to the Psychology of Hearing*, The Art of Computer Programming-Academic-Press, 1989.
- [2] A. R. Møller, *Hearing: Anatomy, physiology, and disorders of the auditory system*, Second Edition, School of Behavioral and Brain Sciences University of Texas at Dallas Texas, Elsevier, 2006.
- [3] Paul Van de Heyning, Andrea Kleine Punte, *Cochlear Implants and Hearing Preservation*, Karager, 2010.
- [4] Blake S. Wilson, Michael F. Dorman, *Cochlear implants: A remarkable past and a brilliant future*, Hearing Research, 242, 2008.
- [5] Blake S. Wilson, Michael F. Dorman, *Cochlear implants: Current designs and future possibilities*, Journal of Rehabilitation Research & Development, 45, 2008.
- [6] Nathaniel A. Whitmal III, Sarah F. Poissant, Richard L. Freyman, and Karen S. Helfer, *Speech intelligibility in cochlear implant simulations: Effects of carrier type, interfering noise, and subject experience*, J. Acoust. Soc. Am. 122, October 2007.
- [7] Qian-Jie Fub) and Robert V. Shannon, *Effects of amplitude nonlinearity on phoneme recognition by cochlear implant users and normal-hearing listeners*, J. Acoust. Soc. Am. 104, November 1998.
- [8] Leonid M. Litvaka, Anthony J. Spahr, Aniket A. Saoji, Gene Y. Fridman, *Relationship between perception of spectral ripple and speech recognition in cochlear implant and vocoder listeners*, J. Acoust. Soc. Am. 122, August 2007.
- [9] Lendra M. Friesen, Robert V. Shannon, Deniz Baskent, and Xiaosong Wang, *Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: Comparison of acoustic hearing and cochlear implants*, J. Acoust. Soc. Am. 110, Aug. 2001.
- [10] Johan Laneaua, Marc Moonen, Jan Wouters, *Factors affecting the use of noise-band vocoders as acoustic models for pitch perception in cochlear implants*, J. Acoust. Soc. Am. 119, January 2006.
- [11] Ning Zhou, Li Xu, and Chao-Yang Lee, *The effects of frequency-place shift on consonant confusion in cochlear implant simulations*, J. Acoust. Soc. Am. 128, July 2010.

- [12] *Jong Ho Won, Steven M. Schimmel, Ward R. Drennan, Pamela E. Souza, Les Atlas, and Jay T. Rubinstein, Improving performance in noise for hearing aids and cochlear implants using coherent modulation filtering*, *Hear Res.* 2008 May.
- [13] *Maddis, Lopez-Poveda, Popper, Fay, Computational Models of the Auditory System*, Springer, 2010.
- [14] *Waldo Nogueira, Automatic Speech Recognition with a Cochlear Implant Auditory Nerve Model*, Hannover, January 2008.
- [15] *Leon Cohen, Time-Frequency Distributions - a review*, *Proceedings of IEEE*, vol. 77, No. 7, July, 1989.
- [16] *John M. O' Toole, Discrete Quadratic Time-Frequency Distributions: Definition, Computation, and a Newborn Electroencephalogram Application*, Perinatal Research Centre, University of Queensland Centre for Clinical Research, and School of Medicine, March, 2009.
- [17] <http://tfd.sourceforge.net/>
- [18] *E. A. Lopez-Poveda, A- Eustaquio-Martin, A Biophysical Model of the Inner Hair Cell: The Contribution of Potassium Currents to Peripheral Auditory Compression*, *JARO*, 2006.
- [19] *Sumner CJ, Lopez-Poveda EA, O'Mard LPO, Meddis R, A revised model of the inner hair cell and auditory nerve complex*. *J Acoust Soc Am* 3: 2178-2188.
- [20] *Meddis R, Auditory-nerve first-spike latency and auditory absolute threshold: a computer model*. *J Acoust Soc Am* 119:406-417.
- [21] *I.C. Bruce, M.W. White, L.S. Irlicht, S. J. O'Leary, S. Dynes, E. Javel, G.M. Clark, "A stochastic model of the electrically stimulated auditory nerve: Singlepulse response"*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(6):617-629, 1999.
- [22] *I.C. Bruce, M.W. White, L.S. Irlicht, S. J. O'Leary, S. Dynes, E. Javel, G.M. Clark, " A Stochastic Model of the Electrically Stimulated Auditory Nerve: Pulse-Train Response"*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(6):617-629, 1999.