

# Detekcija otoakustičnih emisij

Žan Tomazini<sup>1</sup>, Samo Beguš<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Laboratorij za metrologijo in kakovost  
E-pošta: zan.tomazini@fe.uni-lj.si

## Abstract

*We design and implement a system for detecting and measuring SFOAE (Stimulated Frequency Otoacoustic Emission). We use OAE25 otoacoustic emissions probe and also our own probe prototype made from commercially available in-ear headphones and a MEMS microphone. Our main algorithm uses nonlinear compression for emission extraction. The measurement system can successfully detect presence of SFOAE inside a healthy human ear.*

## 1 Uvod

Otoakustične emisije so stranski produkt delovanja zunanjih dlačnic v ušesnem polžu pri ojačenju šibkih zvočnih signalov [1]. Brez njihovega delovanja, človeško uho ne bi bilo zmožno zaznavati akustičnih signalov zelo nizkih jakosti. Zaznamo in posnamemo jih lahko neinvazivno z mikrofonom vstavljenim v zunanji ušesni kanal [2]. Pogosto v isto ohišje z mikrofonom namestimo enega ali več zvočnikov, s katerimi generiramo stimulacijske signale. Čeprav je SFOAE (Stimulated Frequency Otoacoustic Emission) bil prvi tip emisij, ki so ga odkrili (Kemp 1978) [3], so najbolj raziskane TEOAE (Transient Evoked Otoacoustic Emission) in DPOAE (Distortion Product Otoacoustic Emission). Ti dve vrsti emisij se že vrsto let uporabljata za hitro odkritje okvar sluha [10].

Pri detekciji in merjenju SFOAE izziv predstavlja predvsem dejstvo, da je tovrstne emisije težko uspešno ločiti od samega stimulacijskega tona, saj le-ta sovпада z emisijo po času in frekvenci. Prav tako gre za zvočne signale zelo nizkih nivojev zvočnega tlaka (SPL). Posledično njihova ločitev od šumnega ozadja ni trivialna [4, 5]. Zasnovali in izdelali smo sistem za detekcijo ki temelji na uporabi lastnosti nelinearne kompresije SFOAE [1].

## 2 Zasnova sistema

Merilno območje sistema, ki ga uporabljamo je moralo zadostiti minimalnim pogojem. SFOAE so najbolj izrazite v frekvenčnem pasu med 1 kHz in 6 kHz. To pa ne pomeni, da se pri višjih frekvencah ne pojavljajo. Omejeni smo pri njihovem merjenju, saj se zaradi dolžine zunanjega ušesnega kanala (približno 2,5 cm) [8] pojavijo resonančne frekvence, ki onemogočajo neinvazivno merjenje z namestitvijo mikrofona na začetek kanala. Prav tako pri nižjih frekvencah emisije niso

izrazite, saj zaradi geometrije in drugih naravnih lastnosti polža nizkih frekvenc ni potrebno toliko ojačati [7]. Sistem za zajemanje in merjenje SFOAE mora tako biti zmožen vzorčenja v človeškem slušnem spektru, kar pomeni od 20 Hz do 20 kHz.

Iz predhodnih raziskav smo razbrali, da je nivo SFOAE pod dobrimi pogoji kvečjemu okrog 20 dB višji od skupnega električnega in akustičnega šuma [6, 7], ki je odvisen tako od neželenega zvoka v okolici, kot tudi vnosa popačenj zaradi merilne opreme. Ključnega pomena pri snemanju sta tako kvaliteta zvočnika in mikrofona v merilni slušalki, kot tudi dober sistem za vzorčenje. To za zvočnik in mikrofona pomeni visoko razmerje signal/šum (SNR), nizka harmonska popačenja ter čim bolj linearno frekvenčno odvisnost na območju merjenja. Pomemben faktor so tudi njune dimenzije, saj morata dopuščati vstavev v kanal zunanjega ušesa. Sistem za zajemanje podatkov mora imeti frekvenco vzorčenja vsaj 48 kHz s čim večjim številom uporabnih bitov za boljšo ločljivost (vsaj 24 bitov). Pri izbiri primerne sistema se za zajemanje podatkov se zahtevajo nizka nelinearna popačenja in intermodulacijska popačenja, kot tudi čim nižji presluh med kanali.

### 2.1 Strojna oprema sistema

Izdelali smo lastni predojačevalnik za ojačanje električnega signala mikrofona na nivoje primernejše za našo napravo za zajem signalov (DAQ, Data Acquisition System). Za namene vzorčenja smo se odločili za NI USB-4431 s 24-bitnim AD pretvornikom, dinamičnim območjem 100 dB in frekvenco vzorčenja 102,4 kHz. Prav tako ima zajemalni sistem zadostne specifikacije glede nelinearnega popačenja in presluha med kanali. Vsebuje tudi en izhodni kanal, ki ga potrebujemo za generiranje vzbujevalnega signala. Na sliki 1 se nahaja osnovna shema strojne opreme našega merilnega sistema.



Slika 1 Osnovna shema strojne opreme merilnega sistema

V prvotni zasnovi merilnega sistema smo uporabili namensko slušalko OAE25 proizvajalca Ineracoustics [11], ki se uporablja za merjenje otoakustičnih emisij tipa TEOAE in DPOAE v sistemu Eclipse TEOAE25 in

Eclipse DPOAE20. Slušalka s predojačevalnikom je na sliki 2.



Slika 2 Predojačevalnik s priključeno OAE 25 sondo. Priključimo lahko signale za dva zvočnika in mikrofona v sondi.

## 2.2 Programska oprema sistema

Obdelava podatkov poteka v razvojnem okolju LabVIEW po shemi na sliki 3.



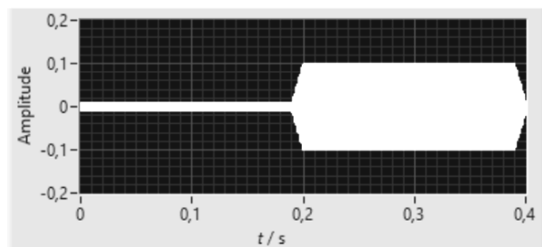
Slika 3 Shema programske opreme merilnega sistema

Sinhronizacija med vhom in izhodom pri merjenju emisij igra pomembno vlogo, saj moramo ločiti vzbujevalni signal od tistega, ki ga generirajo zunanje dlačnice v polžu ušesa. Sledi proizvodnja sinusnega signala v različnih oblikah, glede na izbran algoritem. Ta signal se prenese na zvočnik slušalke, tam pretvori v akustični in potuje naprej po sluhovodu. Vzorčenje poteka v realnem času. Glede na izbran algoritem za ekstrakcijo SFOAE sledijo primerne operacije nad shranjenimi tokomi podatkov. To pomeni, da iz posnetega signala pridemo le do dela, ki vsebuje SFOAE. Nad posnetimi podatki izvedemo hitro Fourierovo transformacijo (FFT, Fast Fourier Transform), da lahko emisijo vidimo na frekvenčnem spektru. Ker so zaporedni posnetki časovno kratki (0,4 s) in signali nizkih amplitud (nekaj mV), je na koncu potrebno izvajati vektorsko povprečenje signala akustične emisije.

## 2.3 Nelinearna kompresija

Pri tej metodi za ekstrakcijo emisij izrabljamo lastnost SFOAE, da ta ne narašča linearno z linearnim večanjem amplitude stimulacijskega akustičnega sinusnega signala [1, 9]. Emisija narašča kompresijsko, graf njene amplitude je tako manj strm. Razmerje amplitud med stimulacijo in emisijo se tako bliža 0 pri višjih nivojih SPL stimulacijskega signala - prispevek emisije je z večanjem SPL vedno manjši. Do ocene SFOAE lahko

tako pridemo z linearnim skaliranjem signala navzdol pri višjih amplitudah in njegovim odštevanjem od skupnega zvočnega signala pri nižjih amplitudah stimulacije. Na sliki 4 se nahaja primer sestavljenega stimulacijskega signala, ki smo ga uporabljali.



Slika 4 Vzbujevalni signal pri uporabi nelinearne kompresije. Sinusni signal določene frekvence postopoma povečamo po amplitudi na njegov 10-kratnik, kar predstavlja 20 dB razlike.

Osnovno delovanje te metode je generiranje intervala v katerem v eni časovni polovici ustvarjamo stimulacijski sinusni signal, ki ga nato povečamo po amplitudi za desetkrat (20 dB). Z mikrofonom nato posnamemo skupni zvočni tlak v ušesu. Posnetek razdelimo na dva kosa in posamezen del zapišemo vsakega v svojo matriko. Po amplitudi višji del nato skaliramo navzdol in ga odštejemo od nižjega. Kar nam ostane bi moral biti le SFOAE. Če je signal še vedno premajhne amplitude nad njim nekaj časa izvajamo vektorsko povprečenje.

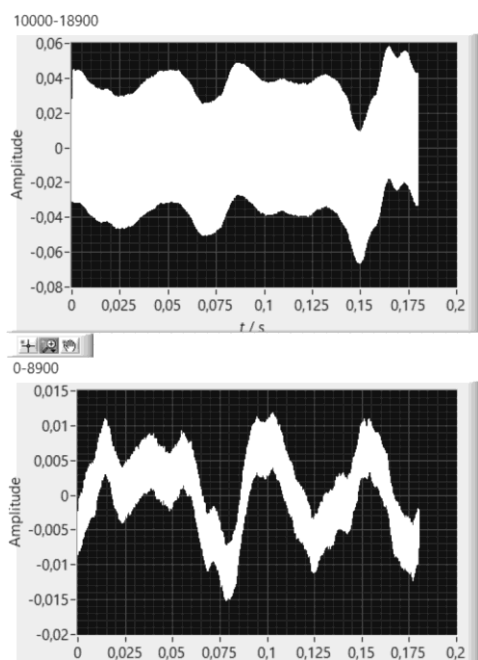
## 2.4 Dvotonska supresija

Prispevek emisije k skupnemu zvočnemu tlaku lahko zmanjšamo tudi z uporabo dodatnega supresijskega tona ob predvajanju stimulacijskega. Ta ton se po navadi nahaja pri bližnji frekvenci in občutno zmanjša oziroma celo eliminira emisijo [1, 6]. Oceno SFOAE lahko dobimo z merjenjem skupnega zvočnega tlaka pri prisotnosti stimulacije z in brez supresije in nato njunim odštevanjem. Za to metodo je ključna uporaba slušalke z dvema zvočnikoma kot je OAE25, da lahko hkrati predvajamo dva tona. Obeh tonov z enim zvočnikom ne smemo predvajati, saj bi pri tem prišlo do intermodulacijskih popačenj že pri generiranju tonov z zvočnikom.

## 3 Meritve in rezultati

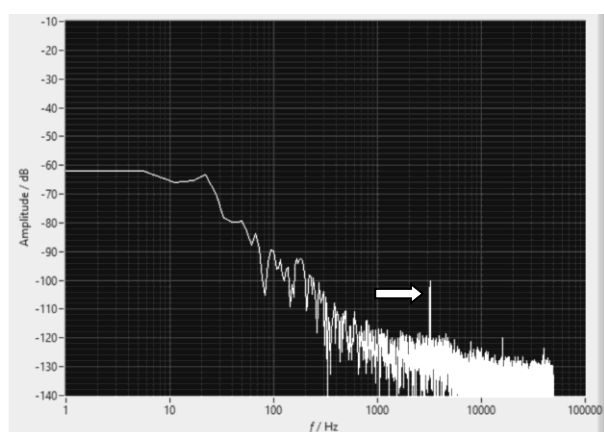
### 3.1 Sonda Interacoustics OAE25

Najprej smo meritve opravljali z uporabo klinične slušalke OAE25, ki se uporablja v profesionalnih TEOAE in DPOAE merilnikih. Slušalka ima vgrajena dva zvočnika in mikrofona. Na sliki 5 sta prikazana oba dela signala posneta z mikrofonom slušalke OAE25 vstavljenim v človeško uho v gluhi sobi.



Slika 5 Oba kosa signala skupnega zvočnega tlaka v ušesnem kanalu posneta z OAE25.

Večji signal (zgoraj) z algoritmom zmanjšamo za 20 dB in odštejemo od nižjega. Nad dobljeno razliko smo opravili FFT z uporabo Blackmanovega okna. Nad spektrom signala nato izvajamo vektorsko povprečenje dokler ne dosežemo zadovoljivega nivoja SFOAE. Uho smo stimulirali s sinusnim signalom frekvence 3200 Hz. To frekvenco smo izbrali, ker se nahaja v območju, kjer človeško uho zelo dobro ojača signale. To pomeni, da so zunanje dlačnice v polžu zelo aktivne in bi morale proizvajati emisije z višjo amplitudo. Na sliki 6 je prikazana uspešna detekcija SFOAE posneta z mikrofonom slušalke OAE25 v gluhi sobi. Amplituda emisije v primerjavi z okoliškim šumom in hrupom znaša okrog 20 dB. Šum pri nizkih frekvencah nas ne moti, saj so pri SFOAE smiselne le meritve nad 1 kHz.



Slika 6 Izmerjen frekvenčni spekter zvočnega tlaka v človeškem ušesnem kanalu z označeno komponento, ki predstavlja SFOAE. Meritev z uporabo OAE25 sonde pri frekvenci 3200 Hz. Amplituda je prikazana relativno.

Da smo se prepričali, da gre res za SFOAE, smo meritev ponovili v umetnem ušesu. Ker se v njem ne nahajajo zunanje dlačnice kot v notranjosti polža, se emisija ni

pojavi. Pri frekvenci 3200 Hz na spektru tokrat ni bilo signala. Podobno pričakujemo, da se bo zgodilo pri merjenju ušesa osebe z okvarjenim sluhom [3, 10].

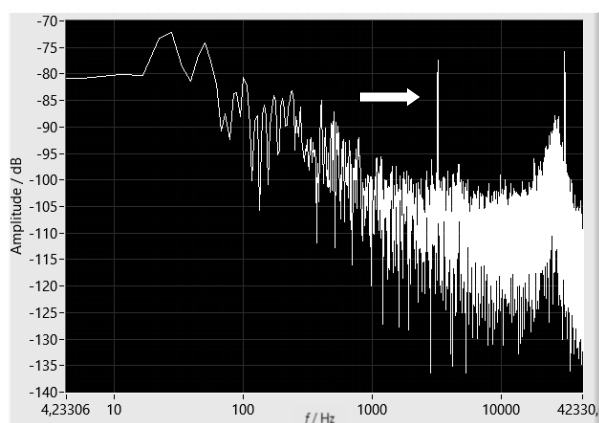
### 3.2 Sennheiser CX100 in ICS-40619

V nadaljevanju smo sestavili lasten sistem za zajemanje SFOAE. Za ohišje in zvočnik smo izbrali Sennheiser CX100 slušalke [11], saj imajo dovolj veliko odprtino in nizko popačenje. V eno izmed slušalk smo vgradili ICS-40619 MEMS mikrofonom [12]. Na sliki 7 se nahaja izdelan prototip.



Slika 7 Sennheiser CX100 slušalka z vgrajenim ICS-40619 mikrofonom. Odprtina je dovolj prostorna, da MEMS mikrofonom ne ovira širjenja zvoka.

ICS-40619 ima v vseh smereh enak odziv, tako da njegova ležeča orientacija ne igra vloge. Ponovili smo snemanje v gluhi sobi, tokrat z MEMS mikrofonom. Dobljeni frekvenčni spekter z označenim SFOAE vrhom je prikazan na sliki 8.



Slika 8 : Izmerjen frekvenčni spekter zvočnega tlaka v ušesnem kanalu. Komponenta pri 3200 Hz predstavlja SFOAE. Meritev z uporabo CX100 slušalke in ICS-40619 MEMS mikrofona. Amplituda je prikazana relativno.

Število vektorskih povprečij spektra in FFT nastavitve so bile enake kot pri uporabi OAE25. Opazimo, da smo dobili ne le primerljive, temveč celo boljše rezultate kot pri uporabi profesionalne slušalke. Razmerje signal/šum SFOAE je v tem primeru okrog 25 dB. Komponenta pri frekvenci 30 kHz je značilnost MEMS mikrofona in je posledica akustične resonance njegovega ohišja, ki je velikosti  $3,50 \times 2,65 \times 0,98$  mm. Vsota šumnih komponent je primerljiva s šumom pri uporabi sonde OAE25.

## 4 Sklep

Izdelan sistem za detekcijo po več prilagoditvah tako strojne kot programske opreme deluje. Z njim smo uspešno zaznali prisotnost SFOAE v človeškem ušesu tako z uporabo OAE25 sonde kot tudi z našim prototipom sestavljenim iz slušalke Sennheiser CX100 in MEMS mikrofona ICS-40619. S slednjim smo dobili celo signale z višjim SNR. Za potrditev ustreznosti tega novega sistema za detekcijo otoakustičnih emisij načrtujemo nadaljnje raziskave in meritve.

V nadaljevanju želimo uporabiti druge naprave za zajemanje. Kombinacija npr. NI-9250 in NI-9260 bi poleg malo boljšega dinamičnega območja in nižjih popačenj v primerjavi z NI-4431 zagotovila tudi 2 izhoda, kar potrebujemo za implementacijo metode merjenja z uporabo supresorja. V namene izboljšanja SNR signala SFOAE predvidevamo tudi izdelavo povsem lastne slušalke z vgrajenima dvema zvočnikoma in mikrofonom v ohišju izdelanem po meri. Po testiranju metode z uporabo supresorja bomo izbrali boljšo, ki jo bomo nato uporabili tudi v klinični preiskavi nad prostovoljci z zdravim in okvarjenim sluhom.

## Literatura

- [1] Kalluri, R., & Shera, C. A. (2007). Comparing stimulus-frequency otoacoustic emissions measured by compression, suppression, and spectral smoothing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 122(6), 3562–3575. doi:10.1121/1.2793604
- [2] Guinan, J. J., Backus, B. C., Lilaonitkul, W., & Aharonson, V. (2003). Medial Olivocochlear Efferent Reflex in Humans: Otoacoustic Emission (OAE) Measurement Issues and the Advantages of Stimulus Frequency OAEs. *JARO - Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 4(4), 521–540. doi:10.1007/s10162-002-3037-3
- [3] Ellison, John & Keefe, Douglas. (2005). Audiometric Predictions Using SFOAE and Middle-Ear Measurements. *Ear and Hearing*.
- [4] Wang, Qi, Yu, Wang, & Chen. (2019). Characteristic of Stimulus Frequency Otoacoustic Emissions: Detection Rate, Musical Training Influence, and Gain Function. *Brain Sciences*, 9(10), 255. doi:10.3390/brainsci9100255
- [5] Charaziak, K. K., & Siegel, J. H. (2015). Tuning of SFOAEs Evoked by Low-Frequency Tones Is Not Compatible with Localized Emission Generation. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 16(3), 317–329. doi:10.1007/s10162-015-0513-0
- [6] Neely, S. T., Johnson, T. A., Garner, C. A., & Gorga, M. P. (2005). Stimulus-frequency otoacoustic emissions measured with amplitude-modulated suppressor tones. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 118(4), 2124–2127. doi:10.1121/1.2031969
- [7] Schairer, K. S., Ellison, J. C., Fitzpatrick, D., & Keefe, D. H. (2006). Use of stimulus-frequency otoacoustic emission latency and level to investigate cochlear mechanics in human ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 120(2), 901–914. doi:10.1121/1.2214147
- [8] Choi, Y.-S., Lee, S.-Y., Parham, K., Neely, S. T., & Kim, D. O. (2008). Stimulus-frequency otoacoustic emission: Measurements in humans and simulations with an active cochlear model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 123(5), 2651–2669. doi:10.1121/1.2902184
- [9] Walsh, K. P., Pasanen, E. G., & McFadden, D. (2010). Properties of a nonlinear version of the stimulus-frequency otoacoustic emission. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(2), 955–969. doi:10.1121/1.3279832
- [10] Schairer, K. S., Fitzpatrick, D., & Keefe, D. H. (2003). Input-output functions for stimulus-frequency otoacoustic emissions in normal-hearing adult ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114(2), 944–966. doi:10.1121/1.1592799
- [11] Sennheiser CX100 Black. Dostopno na: <https://en-us.sennheiser.com/earbuds-cx-100>
- [12] InvenSense ICS-40619. Dostopno na: <https://invensense.tdk.com/products/ics-40619/>