

Univerzitet u Beogradu  
Elektrotehnički fakultet

Miško Z. Subotić

**Uticaj akustičkog i biološkog šuma na kvalitet  
merenja signala otoakustičke emisije**

Doktorska disertacija

Beograd, 2013

Univerzitet u Beogradu  
Elektrotehnički fakultet

Miško Z. Subotić

**Uticaj akustičkog i biološkog šuma na kvalitet  
merenja signala otoakustičke emisije**

Doktorska disertacija

Beograd, 2013

Belgrade university  
School of electrical engineering

Miško Z. Subotić

**The influence of acoustic and biological noise  
on signal quality measurements of  
otoacoustic emissions**

PhD dissertation  
Belgrade, 2013

## **Mentor:**

dr Slobodan Jovičić, redovni profesor Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu

## **Članovi komisije:**

dr Miomir Mijić, redovni profesor Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu

dr Dragana Pavlović Šumaracdocent Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu

dr Zoran Šarić viši naučni saradnik Centra za unapređenje Životnih aktivnosti u Beogradu

dr Jovan Radunović, redovni profesor Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu

*"Bio jednom jedan lav...*

*Kakav lav,*

*Staršan lav....."*

Duško Radović

Sve što radimo u životu, mogao bi biti "STRAŠNI LAV", da smo prepušteni sami sebi. Na našu sreću postoje ljudi koji imaju dobrotu i plemenitost da i najstrašnijeg lava pripitome. Zahvaljujem se svim drugovima, prijateljima i mnogim dobrim ljudima u mom životu koji mi pomažu da sa manje ili više uspeha gumicom brišem "STRAŠNE LAVOVE".

Doktorat posvećujem svojim roditeljima i svojoj deci.

# REZIME

Biološka osnova nastanka signala otoakustičke emisije (**OAE**), akustička priroda njegovog nastanka i izuzetna maskiranost raznim oblicima smetnji jesu polazna osnova razvoja raznih metoda detekcije, obrade i interpretacije signala **OAE**, odnosno samog efekta otoakustičke emisije u svetlu karakterizacije funkcionisanja kohlee. Metode merenja **OAE** se razlikuju po načinu generisanja stimulusa, mehanizmima generisanja odziva kao i po načinima obrade signala i statističkog tumačenja dobijenih rezultata.

Postojeće metode merenja i obrade signala **OAE** jesu osnova savremenih sistema za merenje **OAE**, koji su našli široku primenu u kliničkoj praksi. Međutim, nisu iscrpljene sve mogućnosti, pre svega teorijske a zatim i metodološke prirode, prvenstveno u domenu ekstrakcije signala **OAE** iz šuma.

Poboljšanjem uslova merenja smanjuje se uticaj spoljašnje buke (šumova) na mogućnost ekstrakcije signala otoakustičke emisije i biološki šum postaje dominantan izvor smetnji. Istraživanje karakteristika bioloških šumova je jedan od preduslova za uspešno rešavanje problema detekcije **OAE** u prisustvu biološkog šuma. Na pažljivo odabranom uzorku, u skladu sa potrebama istraživanja, analizirani su biološki šumovi snimljeni u ušnom kanalu. Pokazalo se da postoji značajna korelacija bioloških šumova u levom i desnom uhu i da koeficijent korelacije raste sa porastom intenziteta bioloških šumova. Ovakvo ponašanje bioloških šumova predstavlja povoljnu okolnost sa stanovišta primene adaptivnih metoda filtriranja i adaptivnih metoda potiskivanja šuma.

U disertaciji su analizirane karakteristike najznačajnijih bioloških smetnji koje su prisutne kod merenja signala **OAE**. Ova saznanja su omogućila izbor optimalane adaptivne metode za detekciju **TEOAE** u prisustvu biološkog šuma. Osnovna ideja za potiskivanje biološkog šuma sastojala se u korišćenju biološkog šuma iz drugog ušnog

kanala za adaptivno potiskivanje biološkog šuma u ušnom kanalu u kome se meri **OAE** signal. Pošto je signal **OAE** duboko uronjen u šum, neophodno je bilo kombinovati nekoliko postupaka u toku predobrade signala kako bi se postiglo dobro potiskivanje šuma. Primenjeni su postupci adaptivnog filtriranja, ponderisanog usrednjavanja i oduzimanja procenjene vrednosti signala **OAE** od signala odziva snimljenog u ušnom kanalu.

Da bi se na objektivnan način procenio doprinos postupka za potiskivanje šuma zasnovanog na korišćenju dve sonde, postavljene u oba ušna kanala, posebna pažnja je posvećena eksperimentalnim uslovima snimanja **TEOAE**, biološkog šuma i formiranja zašumljenog signala **TEOAE**. Kao mera uspešnosti predloženih postupaka korišćeni su **SNR**, reproduktivnost i trajanje merenja **TEOAE**. Parametri dobijeni u toku detekcije **OAE**, kada su korišćeni postupci za potiskivanje šuma (predobrada), poređeni su sa parametrima dobijenim u toku detekcije **OAE** bez predobrade signala. Najveće potiskivanje šuma ostvaruje se u najnižim frekvencijskim opsezima i ono opada sa porastom frekvencije. Potiskivanje šuma na frekvencijama iznad 3500 Hz je zanemarljivo. Ovo je u skladu sa teorijskim očekivanjima kada se ima u vidu spektralna gustina snage bioloških šumova.

Dobijeni rezultati pokazuju da postoji statistički značajna razlika između rezultata dobijenih postupkom predobrada + detekcija signala **OAE** i rezultata dobijenih postupkom detekcija signala **OAE** bez predobrade. Ova značajnost je za **SNR** na nivou  $p = 0.009$ , a za reproduktivnost na nivou  $p = 0.002$ . Pri tome se trajanje merenja **TEOAE** smanjuje za 9.72 %.

Zbog statističke prirode postupka detekcije signala **OAE** neophodno je bilo proveriti da li predloženi postupci predobrade signala dovode do detekcije nepostojećih **TEOAE**. U namenski izvedenom eksperimentu izvršena su merenja **OAE** u pasivnim komorama zapremine  $1\text{cm}^3$  i  $2\text{cm}^3$ . Analiza dobijenih rezultata je pokazala da postupci predobrade signala u toku detekcije **TEOAE** ne dovode do detekcije nepostojećih otoakustičkih emisija.

Ključne reči: **OAE**, **TEOAE**, biološki šum, ambijentalni šum, adaptivni filter, adaptivno potiskivanje šuma, oštećenje sluha, skrining program.

# ABSTRACT

Biological basis of the otoacoustic emission signal (**OAE**), acoustic nature of its generation and exceptional masking with various forms of interference are the starting point for the development of various methods of detection, signal processing and interpretation of **OAE** signal, or the effect of otoacoustic emission in light of the characterization of the cochlea functioning. **OAE** measurement methods differ in the way of stimulus generation, response generation mechanisms and the methods of signal processing and statistical interpretation of results.

Existing methods of measurement and **OAE** signal processing are the basis of modern systems for **OAE** measurement, which have found wide application in clinical practice. However, all possibilities are not exhausted, especially the theoretical and methodological nature approaches, primarily in the field of **OAE** signal extraction from the noise.

Improvement of the measuring conditions reduces the influence of external noise on the possibility of extraction of otoacoustic emissions, and biological noise becomes the dominant source of interference. The study of characteristics of biological noise is one of the prerequisites for successful troubleshooting **OAE** detection in the presence of biological noise. In carefully selected sample, in accordance with the needs of research, we analyzed the biological noise recorded in the ear canal. It turned out that there was a significant correlation of biological noise in the left and right ear and the correlation coefficient increases with the intensity of biological noise. This behavior of biological noise is a favorable circumstance from the point of application of adaptive filtering methods and adaptive noise suppression method.

The dissertation analyzes the characteristics of the most important form of biological interference that are present during **OAE** measurement. These findings have enabled the selection of optimal adaptive methods for the detection of **TEOAE** in the presence of biological noise. The basic idea of suppressing biological noise consisted in



the use of biological noise from the other ear canal for adaptive suppression of biological noise in the ear canal in which **OAE** signal is measured. Since the **OAE** signal is deeply immersed in the noise it was necessary to combine several steps during preprocessing the signal to achieve good noise suppression. The applied methods are adaptive filtering, weighted averaging and estimated value of **OAE** signal subtraction from the signal response recorded in the ear canal.

In order to objectively assess the contribution of the procedure for noise suppression based on the use of two probes, placed in both ear canals, particular attention was paid to experimental conditions for recording **TEOAE** and biological noise and the formation of noisy **TEOAE** signals. As a measure of the goodness of the proposed procedures **SNR**, reproducibility, and duration of **TEOAE** measurements were used. The parameters obtained during the **OAE** detection methods when used to suppress noise (preprocessing), were compared with parameters obtained during the detection of **OAE** signals without preprocessing. The greatest noise suppression is achieved in the lowest frequency bands, and it decreases with increasing frequency. The suppression of noise at frequencies above 3500 Hz is negligible. This is consistent with theoretical expectations when we consider the power spectral density of biological noise.

The results show a statistically significant difference between the results obtained with preprocessing + **OAE** signal detection and the results obtained with **OAE** signal detection procedure without preprocessing. The statistically significant difference of the **SNR** is at the level of  $p = 0.009$ , and for the reproducibility is at the level of  $p = 0.002$ . At the same time it reduces the **TEOAE** measurement duration for 9.72%.

Due to the statistical nature of **OAE** signal detection procedure it was necessary to verify that the proposed methods of preprocessing don't produce false **OAE** signal detection. In a dedicated experiment **OAE** measurements were performed in passive chambers with volumes  $1\text{cm}^3$  and  $2\text{cm}^3$ . Analysis of the results showed that signal preprocessing procedure in the detection of **TEOAE** not lead to detection of non-existent otoacoustic emissions.

**Keywords:** **OAE**, **TEOAE**, biological noise, ambient noise, adaptive filter, adaptive suppression of noise, hearing loss, screening program.

# SADRŽAJ

|  |             |
|--|-------------|
| <b>Zahvalnost</b>  |             |
| <b>Rezime</b>  | <b>b</b>    |
| <b>Abstract</b>  | <b>d</b>    |
| <b>Spisak slika</b>  | <b>IV</b>   |
| <b>Spisak tabela</b>   | <b>VIII</b> |
| <b>1. Uvod</b>   | <b>1</b>    |
| <b>1.1. Priroda otoakustičke emisije (OAE)</b>               | <b>2</b>    |
| 1.1.1. Fiziološke osnove OAE                                 | 2           |
| 1.1.2. Mehanizmi nastajanja povratnih talasa                 | 4           |
| <b>1.2. Vrste OAE</b>  | <b>5</b>    |
| 1.2.1. Spontana OAE (SOAE)                                   | 6           |
| 1.2.2. Tonski izazvana OAE (SFOAE)                           | 7           |
| 1.2.3. Impulsno izazvana OAE (TEOAE)                         | 8           |
| 1.2.4. OAE kao proizvod distorzija (DPOAE)                   | 10          |
| <b>2. Metode merenja OAE</b>                                 | <b>13</b>   |
| <b>2.1. Merenja SOAE</b>                                     | <b>15</b>   |
| <b>2.2. Merenje SFOAE</b>                                    | <b>16</b>   |
| <b>2.3. Metode merenja dvotonski stimulisane OAE (DPOAE)</b> | <b>17</b>   |
| <b>2.4. Metode merenja TEOAE</b>                             | <b>18</b>   |
| 2.4.1. Predobrada signala TEOAE                              | 19          |
| 2.4.2. Detekcija signala TEOAE u šumu                        | 21          |
| 2.4.3. Estimacija spektra signala TEOAE i signala šuma       | 22          |
| 2.4.4. “Chirp” izazvana OAE                                  | 23          |
| 2.4.5. OAE izazvana MLS sekvencom impulsa                    | 24          |
| <b>2.5. Jedno rešenje merenja TEOAE i DPOAE</b>              | <b>27</b>   |

|  |           |
|--|-----------|
| 2.5.1. Modul za merenje TEOAE  | 28        |
| 2.5.2. Modul za merenje DPOAE  | 30        |
| <b>3. Sadržaj istraživanja</b>   | <b>33</b> |
| 3.1. Formulacija problema  | 33        |
| 3.2. Cilj istraživanja   | 35        |
| 3.3. Metodologija istraživanja   | 36        |
| <b>4. Analiza akustičkih šumova i njihovog uticaja na OAE</b>                                | <b>39</b> |
| 4.1. Karakterizacija spoljašnjih maskirajućih šumova   | 39        |
| 4.1.1. Karakteristike šumova merne opreme  | 40        |
| 4.1.2. Karakteristike ambijentalnih akustičkih šumova  | 42        |
| 4.1.2.1. Izvori ambijentalnih akustičkih šumova  | 42        |
| 4.1.2.2. Uticaj prostora u kome se snima OAE na karakteristike ambijentalnih akustičkih šuma | 44        |
| 4.1.3. Uticaj spoljašnjih maskirajućih šumova na merenje OAE                                 | 46        |
| 4.2. Karakterizacija bioloških šumova  | 47        |
| 4.2.1. Fiziološki šumovi nastali usled protoka krvi  | 48        |
| 4.2.2. Fiziološki šumovi nastali usled disanja   | 52        |
| 4.2.3. Ostali fiziološki šumovi  | 55        |
| 4.2.4. Uticaj mesta snimanja na karakteristike fiziološkog šuma                              | 56        |
| 4.2.5. Uticaj bioloških šumova na merenje OAE  | 57        |
| <b>5. Potiskivanje šuma u signalu OAE</b>  | <b>61</b> |
| 5.1. Pristupi u potiskivanju šuma pri merenju OAE  | 61        |
| 5.1.1. Klinički pristupi potiskivanju šuma   | 62        |
| 5.1.2. Inženjerski pristupi u potiskivanju šuma  | 64        |
| 5.2. Višekanalno potiskivanje šumova u signalu OAE   | 65        |
| 5.2.1. Adaptivno potiskivanje šuma   | 66        |
| 5.2.2. LMS algoritam   | 70        |
| 5.2.3. Modifikacije LMS algoritma  | 73        |
| 5.2.4. Adaptivno potiskivanje šuma pri detekciji OAE   | 74        |
| <b>6. Eksperimentalna istraživanja biološkog šuma</b>  | <b>78</b> |

|   |            |
|---|------------|
| <b>6.1. Prikupljanje eksperimentalnih podataka</b>  | <b>79</b>  |
| <b>6.2. Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali usled protoka krvi</b>                               | <b>81</b>  |
| <b>6.3. Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali usled disanja</b>                                    | <b>85</b>  |
| 6.3.1. Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali pri eksperimentalnim uslovima "diše na nos"           | 85         |
| 6.3.2. Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali pri eksperimentalnim uslovima "diše na usta"          | 90         |
| 6.3.3. Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali pri eksperimentalnim uslovima "duboko diše na usta"   | 91         |
| 6.3.4. Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali pri eksperimentalnim uslovima "pomera glavu" i "guta" | 94         |
| <b>7. Dvokanalno-adaptivno potiskivanje bioloških šumova</b>  | <b>98</b>  |
| <b>7.1. Novi pristup u potiskivanju biološkog šuma</b>  | <b>98</b>  |
| 7.1.1. Struktura sistema  | 99         |
| 7.1.1.1. TEOAE detekcija  | 99         |
| 7.1.1.2. TEOAE preprocesiranje  | 100        |
| 7.1.2. Model signala  | 101        |
| <b>7.1.3. Adaptivno filtriranje</b>   | <b>102</b> |
| 7.1.3.1. Metod sumacije registara   | 102        |
| 7.1.3.2. Eliminacija TEOAE estimata   | 103        |
| 7.1.3.3. Algoritam adaptivnog filtriranja   | 104        |
| 7.1.3.4. Potiskivanje rezidualnog šuma  | 105        |
| <b>7.1.4. Kompletan algoritam potiskivanja biološkog šuma</b>                                       | <b>106</b> |
| <b>7.2. Eksperimentalno testiranje predloženog algoritma</b>  | <b>107</b> |
| 7.2.1. Metod testiranja   | 107        |
| 7.2.2. Eksperimentalna analiza biološkog šuma disanja   | 108        |
| 7.2.3. TEOAE analiza  | 110        |
| 7.2.4. Komparativna statistička analiza više adaptivnih algoritama                                  | 112        |
| 7.2.5. Kliničke implikacije novog pristupa  | 116        |
| <b>8. Zaključak</b>   | <b>119</b> |
| <b>Literatura</b>   | <b>124</b> |

# Spisak slika

| Naziv slike   | Strana |
|---|--------|
| Slika. 1.1 Anatomski prikaz organa sluha.   | 3      |
| Slika 1.2 Šematski prikaz mehanizama nastajanja <b>OAE</b> a) linearne, i b) nelinearne.  | 4      |
| Sl. 1.3 Spektar signala <b>SOAE</b> .   | 6      |
| Slika 1.4. Snimak <b>SFOAE</b> izazvan čistim tonom intenziteta 20dB SPL koji se sporo menjao (150s) u frekvencijskom opsegu od 0.4 do 2kHz.                | 8      |
| Sl. 1.5 Signal <b>TEOAE</b> .   | 9      |
| Slika 1.6 Spektar odziva <b>DPOAE</b> normalno čujuće osobe.  | 11     |
| Slika 2.1 Opšti postupak merenja signala <b>OAE</b> .   | 13     |
| Slika 2.2 Stimulacija i merenje signala <b>OAE</b> .  | 14     |
| Slika 2.3 Ilustracija spektralnih estimacija signala <b>SOAE</b> .  | 15     |
| Slika 2.4 Blok šema nelinearne adaptivne estimacije <b>DPOAE</b> signala.   | 18     |
| Slika 2.5 Paket od četiri impulsna stimulusa u postupku nelinearno-diferencijalnog usrednjavanja.   | 19     |
| Slika 2.6 a) Talasni oblik signala u ušnom kanalu, b) talasani oblik signala nakon predobrade (znatno uvećan po intenzitetu) i c) signal nakon filtriranja. | 20     |
| Slika 2.7 Primer signala <b>TEOAE</b> i šuma.   | 22     |
| Slika 2.8 Spektri signala <b>TEOAE</b> i šuma kod jednog zdravog odraslog uha.  | 23     |
| Slika 2.9 " <i>Chirp</i> " signal sa uniformnom raspodelom spektra na barkovoj skali.   | 23     |
| Slika 2.10 <b>TEOAE</b> sa a) impulsnom stimulacijom i b) sa " <i>chirp</i> " stimulacijom.   | 24     |
| Slika 2.11 Princip generisanja <b>MLS</b> sekvence impulsa.   | 25     |
| Slika 2.12 Proces dekonvolucije za <b>MLS</b> sekvencu sa $n=3$ .   | 26     |

|            |   |    |
|------------|---|----|
| Slika 2.13 | Dijagram toka osnovnih operacija u obradi signala <b>TEOAE</b> .                              | 28 |
| Slika 2.14 | Izgled ekrana <b>COCHLEE</b> u toku merenja <b>TEOAE</b> .                                    | 29 |
| Slika 2.15 | Izgled ekrana <b>COCHLEE</b> po završetku skrining testa.                                     | 29 |
| Slika 2.16 | Prozor modula za merenje <b>DPOAE</b> .   | 30 |
| Slika 2.17 | Konstruktivno rešenje sonde <b>COCHLEE</b> .  | 31 |
| Slika 4.1  | Shema elektret mikrofona sa predpojačavačem.  | 40 |
| Slika 4.2  | Izvori i vrste šumova instalacija u objektu.  | 43 |
| Slika 4.3  | Teoretski impulsni odziv sobe.  | 46 |
| Slika 4.4  | Vremenski sled događaja u toku srčanog ciklusa (Wartak, 1972).                                | 48 |
| Slika 4.5. | Spektar srčanih zvukova S1,S2,S3,S4.  | 49 |
| Slika 4.6  | Spektar zvuka pri protoku krvi u prisustvu srčanih šumova.                                    | 50 |
| Slika 4.7  | Pluća i disajni putevi.   | 52 |
| Slika 4.8  | Šematski prikaz usvojene podele respiratornih zvukova (Sovijärvi et al., 2000).               | 53 |
| Slika 4.9  | Relativni intenzitet srčanih zvukova u funkciji mesta snimanja.                               | 56 |
| Slika 4.10 | Relativni intenzitet zvukova disanja u funkciji mesta snimanja.                               | 57 |
| Slika 4.11 | Nivo biološkog šuma u ušnom kanalu pri uslovima otvorenog polja.                              | 58 |
| Slika 4.12 | Poprečni presek uha.  | 59 |
| Slika 5.1  | Primeri efekata različito postavljenih sondi u ušnom kanalu.                                  | 63 |
| Slika 5.2  | Principijelna shema <b>ANC</b> korišćenjem referentnog signala.                               | 66 |
| Slika 5.3  | Principijelna šema adaptivnog filtra.   | 67 |
| Slika 5.4  | Grafik funkcije greške.   | 68 |
| Slika 5.5  | Adaptacija i praćenje promene jednog od parametara ( $w_i^{(n)}$ ) nestacionarnog signala.    | 72 |
| Slika 5.6  | Konfiguracija sistema za merenje <b>DPOA</b> zasnovanog na <b>ANC</b> (Delgado et al., 2000). | 75 |

|   |     |
|---|-----|
| Slika 5.7 Spektar šuma signala odziva uha pri merenju <b>TEOAE</b> na ulazu i izlazu iz <b>ANC</b> (Kompis et al., 2000).   | 76  |
| Slika 6.1 Shema povezivanja opreme za merenje bioloških šumova.   | 79  |
| Slika 6.2 Talasni oblik signala snimljenog u levom i desnom ušnom kanalu pri uslovima snimanja "ne diše".   | 82  |
| Slika 6.3. Niskopojasni filter propusnik opsega do 50 Hz. Slabljenje na 50Hz je -35dB.  | 83  |
| Slika 6.4 Talasni oblik snimljenog signala u ušnom kanalu pri uslovu eksperimenta "ne diše" filtriranog filtrom propusnikom niskih učestanosti.                           | 84  |
| Slika 6.5 Autokorelacija (a) i kroskorelacija (b) snimljenog signala u ušnom kanalu pri uslovu eksperimenta "ne diše" filtriranog filtrom propusnikom niskih učestanosti. | 84  |
| Slika 6.6 DUS faze ekspirijuma i faze inspirijuma pri slabom (a) i jakom (b) intenzitetu "disanja na nos".  | 87  |
| Slika 6.7 DUS signala "diše na nos" (N) i signala "diše na usta" (U) za ispitanika D.M.   | 90  |
| Slika 6.8 Talasni oblik disajnog ciklusa pri eksperimentalnim uslovima "duboko diše na usta" za subjekta M.V.   | 91  |
| Slika 6.9 Normalizovani <b>DUS</b> inspirijuma i ekspirijuma tri subjekta.  | 92  |
| Slika 6.10 Normalizovani DUS inspirijuma i ekspirijuma subjekta M.V.  | 93  |
| Slika 6.11 Normalizovani <b>DUS</b> inspirijuma pri uslovima "duboko diše na usta" i "duboko diše na nos" subjekta D.M.   | 94  |
| Slika 6.12 Signali gutanja snimljeni u ušnom kanalu subjekta K.B.   | 95  |
| Slika 6.13 Signali nastali pomeranjem glave snimljeni u ušnom kanalu subjekta Z.Š.  | 95  |
| Slika 6.14 Prenosna karakteristika sistema sonda ušni kanal na početku, u sredini i na kraju eksperimenta.  | 96  |
| Slika 7.1. Blok dijagram sistema sa dve sonde za detekciju <b>TEOAE</b> sa modulom za preprocesiranje.  | 99  |
| Slika 7.2. Tukey-ov prozor.   | 100 |
| Slika 7.3. Modul za adaptivno filtriranje prilagođen u skladu sa <b>DNLR</b> postupkom.   | 105 |
| Slika 7.4 Algoritam za potiskivanje šuma.   | 106 |

|   |     |
|---|-----|
| Slika 7.5. Dugovremeni spektar gustine snage ( <b>PSD</b> ) disajnog ciklusa snimljenog u levom i desnom uhu tipičnog subjekta.                                       | 108 |
| Slika 7.6. Funkcija koherence bioloških šumova sa slike 7.5.  | 108 |
| Slika 7.7. Maximal potential noise suppression: a) continuous $NS_{\max}(f)$ , and b) $NS_{\max}(f)$ in frequency bands.  | 109 |
| Slika 7.8. Primer procenjene <b>TEOAE</b> snimane u tihoj sobi sa zanemarljivim biološkim šumom a) talasni oblici bafera "A" i "B", i b) spektri <b>TEOAE</b> i šuma. | 110 |
| Slika 7.9. Talasni oblici usrednjenih bafera "A" i "B" u prisustvu bioloških šumova a) bez preprocesiranja, i b) sa preprocesiranjem.                                 | 111 |
| Slika 7.10. Primer procene <b>PSD TEOAE</b> (crvena) i šuma (plava) u prisustvu biološkog šuma a) bez preprocesiranja, i b) sa preprocesiranjem.                      | 112 |



# Spisak tabela

| Naziv tabele   | Strana |
|--|--------|
| Tabela T4.1 Preporučeni nivo buke u bolnicama i klinikama (Schaffer 2005).   | 42     |
| Tabela T4.2 Srednji nivo intenziteta buke u ušnom kanalu (i spoljašnjoj sredini) beba koje su se nalazile u intenzivnoj nezi (Surenthiran et al 2003).                                       | 44     |
| Tabela T4.3 Karakteristike srčanih zvukova snimljenih na grudima (Wartak 1972).  | 51     |
| Tabela T5.1 Potiskivanje šuma <b>DPOAE</b> na frekvenciji 1500 Hz.   | 74     |
| Tabela T6.1 Vrednosti F i p pojedinih disajnih faza dobijene <b>ANOVA single factor</b> analizom.  | 86     |
| Tabela T6.2 Rezultati <b>ANOVA single factor</b> analize zavisnosti intenziteta i trajanja inspirijuma i ekspirijuma od subjekta.  | 93     |
| Tabela T7.1. <b>SNR</b> [dB] usrednjen za devet subjekata.   | 113    |
| Tabela T7.2. Reproductivnost [%] usrednjena za devet subjekata.  | 114    |
| Tabela T7.3. Srednje vrednosti <b>SNR</b> i Reproductivnosti za definisani frekvencijski opseg.  | 115    |
| Tabela T7.4. Statistička značajnost poboljšanja <b>SNR</b> i Reproductivnosti dobijenih predloženim postupcima predobrade u odnosu na slučaj kada nema predobrade signala ( $\alpha=0.01$ ). | 115    |
| Tabela T7.5. Poboljšanje <b>SNR</b> <sub>mean</sub> i (Reproductivnosti) <sub>mean</sub> primenom postupka predobrade AF+TEOAEsub+WA za devet subjekata.                                     | 116    |

# 1. Uvod

Otkriće *otoakustičke emisije* (**OAE**) dovelo je do radikalnih promena u razumevanju procesa koji se odvijaju u kohlei i omogućilo drugačiji pristup u analizi njenog funkcionisanja. Akustički signal snimljen u spoljašnjem ušnom kanalu, nastao kao rezultat funkcije kohlee, naziva se **OAE**. **OAE** je omogućila objektivno i neinvazivno posmatranje funkcionisanja kohlee. Neinvazivni metod merenja signala **OAE** dozvoljava ponovljena merenja u dužem vremenskom intervalu bez narušavanja normalne funkcije kohlee čime postaje značajna istraživačka metoda u izučavanju auditornih mehanizama i funkcija.

Klinički značaj **OAE** brzo je uočen. Korišćenjem **OAE** metoda dobijaju se objektivne informacije o mikromehaničkoj aktivnosti specifičnoj za preneurane ili senzorske elemente Kortijevog organa, koje su od značaja u kliničkoj dijagnostici i terapiji. Ova činjenica dodatno dobija na značaju ako se zna da većina slušnih problema (izazvanih bukom, ototoksicima, hereditarni gubici sluha) upravo potiče od senzornih komponenti kohlee. Svega oko 2% slušnih oštećenja su retrokohlearnog tipa. Za razliku od drugih metoda, za **OAE** se može reći da meri odgovor samo senzornog dela kohlee.

Istraživanje otoakustičke emisije našlo je svoje mesto u različitim oblastima kao što su: audiologija, akustika, fiziologija, ćelijska biologija, psihoakustika, fizika i tehnika. Aspekti istraživanja **OAE** su različiti: anatomija uha (Geisler, 1998), raspodela akustičkog polja u ušnom kanalu (Stevens et al., 1987, Siegel, 1994), međuzavisnost **OAE** i oštećenja sluha (Kemp, 1986; Kemp, 1997), korelacija **OAE** sa drugim merenjima (Rhodes et al., 1999), primena **OAE** u kliničkim uslovima (Marco et al.,

1995; Perez, 1997), OAE testiranje beba, dece, odraslih, životinja, vodozemaca i gmizavaca (Probst et al., 1990), uticaj lekova na **OAE** (Stavroulaki et al., 2001; Dreisbach et al., 2006), praćenje stanja sluha u uslovima izloženosti velikoj buci (Mansfield et al., 1999), razumevanje mikromehanike unutrašnjeg uha (Neumann et al., 1997, Shera et al., 2002), biometrijska registracija i verifikacija obzirom da je **OAE** jedinstvena za svaku osobu (Swabey et al., 2009).

U nastavku ovog poglavlja biće detaljnije opisani priroda i način nastajanja, kao i osnovni tipovi **OAE**.

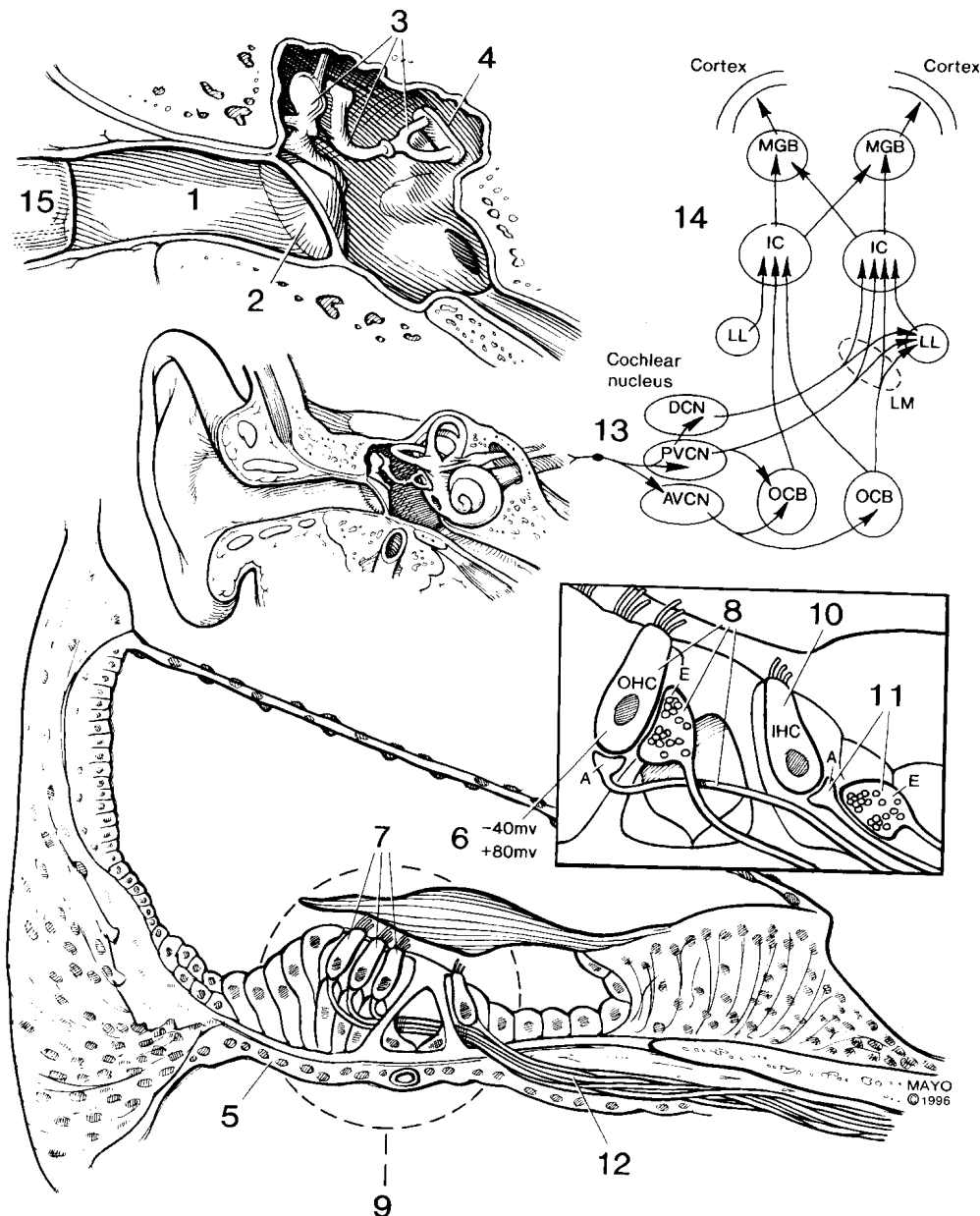
## **1.1. Priroda otoakustičke emisije (OAE)**

Početak izučavanja funkcionisanja kohlee vezuje se za Helmholtz-a koji je u XIX veku postavio hipotezu o kohlei kao zbiru selektivnih rezonatora (Robinette 1997). Von Bekeši je šezdesetih godina prošlog veka, na osnovu niza eksperimentata, postavio teoriju prostorno-vremenskog putujućeg talasa u kohlei i za duži vremenski period učvrstio uverenje u naučnoj javnosti o kohlei kao pasivnom pretvaraču akustičkih u bioelektrične impulse. Međutim, i tada je kod pojedinih naučnika postojala sumnja da jedan pasivni sistem može imati toliku osetljivost i dinamiku, imajući u vidu veliko prigušenje sredine u kojoj se formira putujući talas. Gold je 1948. godine pretpostavio da mora postojati neki aktivni proces u kohlei koji bi nadoknađivao gubitak energije. Kada je Kemp 1978. godine objavio svoj rad o **OAE** (Kemp 1978), bačeno je sasvim novo svetlo na funkciju kohlee i po prvi put je pokazano da se u njoj odvijaju aktivni procesi.

### **1.1.1. Fiziološke osnove OAE**

Anatomska građa ljudskog uha je optimizovana za prijem akustičkih signala iz spoljašnje sredine u oblasti čujućih frekvencija (20-20000Hz). Zvuci iz spoljašnje sredine se preko spoljašnjeg uha i ušnog kanala usmeravaju na bubnu opnu čiji se pokreti preko sistema koščica prenose na ovalni prozor kohlee (Slika 1.1). Odnos površina bubne opne i ovalnog prozora, zajedno sa sistemom poluga koščica srednjeg uha, kompenzuje gubitke koji nastaju pri prelazu akustičkog signala iz spoljašnje - vazdušne sredine u tečnu sredinu kohlee. Na isti način srednje uho funkcioniše i u suprotnom smeru, kao stetoskop, omogućavajući prenos vibracija nastalih u kohlei u

spoljašnju sredinu (Manley et al., 2008). U početku istraživanja **OAE** smatralo se da **OAE** nastaje usled elektropokretljivosti tri reda spoljašnjih slušnih ćelija (*Outer Hair Cells*) (Slika 1.1). Kada se spoljašnje slušne ćelije depolarišu dolazi do njihovog skraćivanja a kada se hiperpolarišu tada se izdužuju (Brownel, 1983). Inervacijom spoljašnjih slušnih ćelija moguće je pomeranje bazilarne membrane a samim tim i formiranje putujućeg talasa u kohlei.



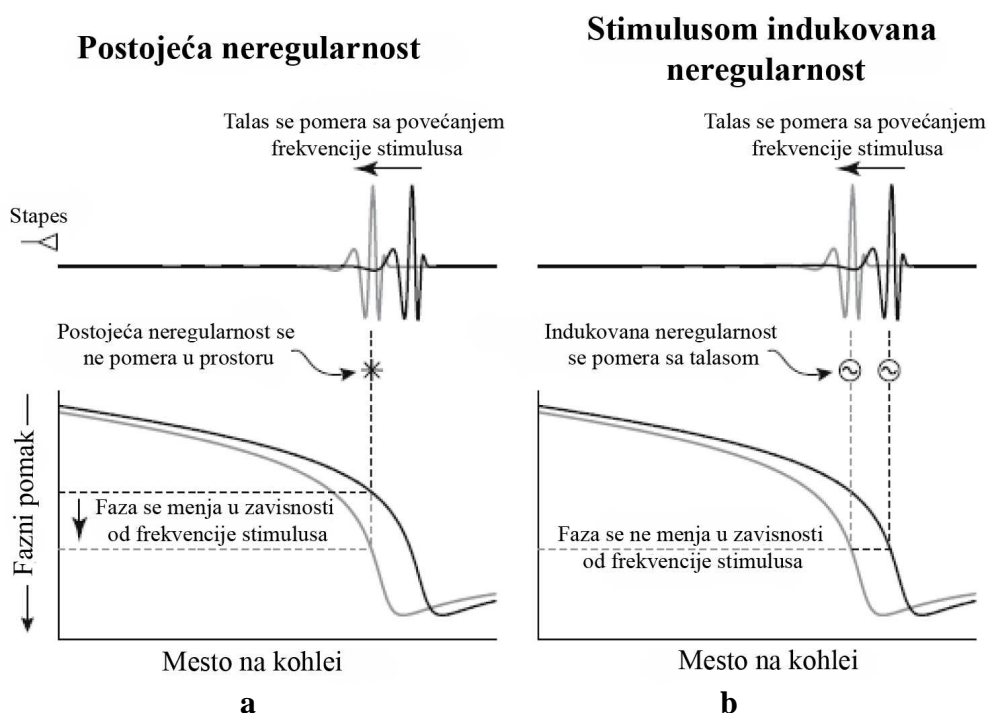
Slika. 1.1 Anatomski prikaz organa sluha.

Ovaj talas se u spoljašnjem uhu javlja kao akustički signal koji je ispod nivoa šuma. U određenim slučajevima, kada je čujan, posledica patološke funkcije kohlee. Da

bi se signal **OAE**, nastao u kohlei, preneo iz kohlee u ušni kanal neophodno je da srednje uho i bubna opna pravilno funkcionišu. Svaka disfunkcija delova srednjeg i spoljašnjeg uha može značajno uticati na detekciju **OAE**.

### 1.1.2. Mehanizmi nastajanja povratnih talasa

Prihvaćeno je mišljenje da postoje dva osnovna mehanizma nastanka **OAE**. Prema podeli koju su predložili Shera and Guinan (Shera, 1999) **OAE** može nastati kao posledica linearne refleksije, nelinearne distorzije ili može biti kombinacija ova dva izvora.



Slika 1.2 Šematski prikaz mehanizama nastajanja **OAE** a) linearne i b) nelinearne.

Linearna refleksija nastaje usled refleksije stimulusa od postojećih mehaničkih neregularnosti u kohlei. Duž kohlee postoje mikromehaničke neregularnosti koje mogu biti posledica broja, geometrije ili mehaničkih karakteristika **OHC**. Ove neregularnosti su fiksne u prostoru.

Sa druge strane nelinearne distorzije su posledica delovanja nelinearnih procesa. Stimulus može na određenom delu kohlee indukovati distorzije koje se ponašaju kao izvori povratnih talasa. Za razliku od postojećih perturbacija (koje su prostorno fiksirane), ove perturbacije (izvori) su indukovane stimulusom i zbog toga se pomeraju

kako se menja frekvencija stimulusa. Indukovani izvori povratnih talasa mogu generisati talase koji sadrže komponente pobudnog talasa i/ili kroz intermodulacijsku distorziju mogu kreirati komponente koje se ne nalaze u pobudnom stimulusu. Na primer, ako se dva stimulusa različitih frekvencija emituju istovremeno tada se intermodulaciona distorzija dešava u oblasti gde se talasi preklapaju. Mehaničke nelinearnosti koje dovode do stvaranja povratnih talasa mogu nastati različitim mehanizmima kao što je, na primer, nelinearno upravljanje stereociliarnim transdukcionim kanalima

Direktna posledica različitih mehanizama nastajanja **OEA** je razlika u faznom stavu pobudnog i povratnog talasa. Kada **OAE** nastaje kao posledica refleksije, postojeće neregularnosti su fiksne u prostoru i fazna razlika između pobudnog i povratnog talasa se menja sa promenom frekvencije pobudnog stimulusa (Slika 1.2 a). Situacija je potpuno drugačija kada **OAE** nastaje kao posledica nelinearne distorzije. Pošto se indukovani izvor povratnog talasa pomera sa pobudnim talasom, faza indukovano i pobudnog talasa ostaje skoro nepromenjena sa promenom frekvencije pobudnog stimulusa (Slika 1.2.b).

Iako je teorija o mehanizmima nastanka **OAE** u kohlei prihvaćena, ostaju još velike nedoumice kako se povratni talas koji nastaje na jedan od dva navedena načina prenosi do ovalnog prozora (Shera et al., 2004).

## 1.2. Vrste **OAE**

Postoji nekoliko logičkih šema na osnovu kojih se mogu klasifikovati **OAE**. **OAE** mogu biti klasifikovane prema: kašnjenju u odnosu na početak stimulusa, stabilnosti dominantnog frekvencijskog oblika odziva, mehanizmu nastanka ili prema vrstama akustičkih stimulusa koji ih najbolje pobuđuju. Podela prema vrstama pobudnih akustičkih stimulusa je danas još uvek najzastupljenija u proučavanju **OAE**.

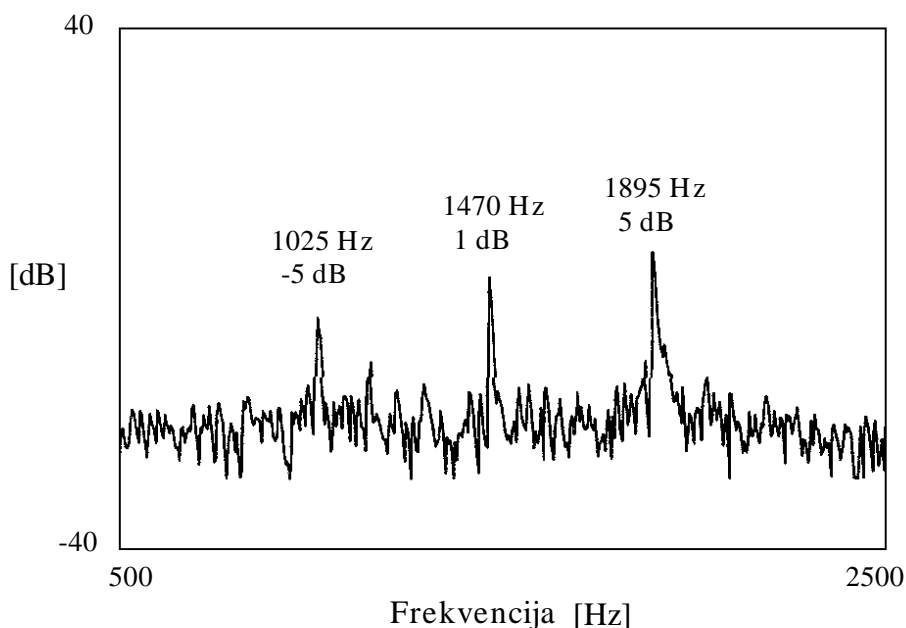
Uređujući **OAE** prema vrstama stimulusa koji ih pobuđuju mogu se uočiti dve osnovne klase. U jednu klasu spadaju emisije koje su konstantno prisutne u odsustvu pobudnog signala - spontana **OAE** (**SOAE**), dok drugoj klasi pripadaju emisije koje su izazvane različitim akustičkim pobudama. Izazvane ili evocirane **OAE** dele se na: tranzijentne (**TEOAE**), tonski izazvane (**SFOAE**) i emisije koje su proizvod distorzija (**DPOAE**).

### 1.2.1. Spontana OAE (SOAE)

Spontane otoakustičke emisije (**SOAE**) su akustički signali slabog intenziteta koji se detektuju u spoljašnjem ušnom kanalu u odsustvu bilo kakvog stimulusa. One su obično nečujne za osobu u čijem uhu nastaju a njihovo prisustvo sugerise da je slušna osetljivost kohlee normalna u okolini frekvencije na kojoj se **SOAE** javlja. Kemp i Manley (Kemp et al., 1986; Manley, 1993) su sugerisali da **SOAE** nastaje usled minornih strukturnih neregularnosti u kohlei koje nisu dovoljne da utiču na audiometrijski prag. Na primer, odstupanja u rasporedu spoljašnjih slušnih ćelija, kao što je četvrta ćelija, mogu izazvati prirodnu refleksiju energije (Lonsbury-Martin et al., 1990).

Nije retka pojava da postoje višestruke **SOAE** (Slika 1.3) na istom uhu, koje mogu biti detektovane na jednom ili oba uha istog subjekta (Bright, 1986). Kod žena je veća verovatnoća pojavljivanja višestrukih emisija u odnosu na muškarce (Bilger et al., 1990; Zurek, 1981; Stickland et al.; 1985, Probst et al.; 1986, Losbury-Martin et al., 1990).

Spektralni nivo SOAE



Sl. 1.3 Spektar signala **SOAE**.

Posmatrana u kratkom vremenskom intervalu (reda sata i manje) frekvencija **SOAE** je prilično stabilna a njena varijacija je manja od 1% (Frick, 1998). Ova stabilnost je uočena i u merenjima sa dužim vremenskim intervalima (reda meseci) i kreće se u granicama od 0,4 do 1% (Penner et al., 1993; Bright, 1986). Takođe su

uočene i dnevne fluktuacije kojoj podleže većina ili gotovo sve **SOAE** pojedinačnog subjekta (Bell, 1992). Izgleda da svaki subjekat ima karakterističan oblik dnevnih i mesečnih fluktuacija frekvencije **SOAE**.

Sa izuzetkom veoma retkih intenzivnih emisija koje se mogu detektovati uhom, najveći broj izmerenih **SOAE** se kreće u granicama od 12 do 20 dB SPL, sa srednjom vrednosti amplitude kod odraslih između 3 i 0 dB SPL dok se kod dece taj nivo kreće oko 10 dB SPL (Burns et al., 1992). Amplituda **SOAE** može varirati i do 10-15 dB u kratkom vremenskom intervalu (Penner et al., 1993), mada su u većini slučajeva prilično stabilne i njihova fluktuacija je manja od 3 dB (Frick, 1998).

**SOAE** predstavlja klasu **OAE** čija klinička primena do kraja nije razjašnjena. S obzirom da se može, ali i ne mora javiti kod osoba sa normalnim sluhom nije pogodna kao skrining metoda za ispitivanje sluha. Sa druge strane potrebno je imati informacije o postojanju **SOAE** jer njeno postojanje može značajno uticati na druge rezultate ispitivanja stanja sluha. Kod osoba kod kojih se javlja, praćenjem promena **SOAE** može se dobiti informacija o uticaju ototoksičnih lekova.

### **1.2.2. Tonski izazvana OAE (SFOAE)**

Kao odgovor na stimulaciju konstantnim akustičkim signalom niskog intenziteta kohlea može generisati akustički signal na frekvenciji pobude. Otoakustičke emisije nastale na ovaj način (Kemp, 1980) nazivaju se tonski izazvane otoakustičke emisije (**SFOAE** - *Stimulus Frequency Otoacoustic Emissions*). Za pobudu **SFOAE** koristi se prost ton koji varira relativno sporo u zatom frekvencijskom opsegu. **SFOAE** se pobuđuje menjajući frekvenciju i/ili amplitudu stimulusa. Promenom frekvencije pobudnog signala, kašnjenje emisije proizvodi fazno zavisne promene između pobudnog ulaznog signala i emisijom pobuđenog izlaznog signala (Slika 1.4). Relativna amplituda je proporcionalna nivou pobudnog signala i generalno nelinearno raste sa porastom intenziteta stimulusa.

Pikovi i doline koji se javljaju u odzivu konstantni su za jedno uho ali se razlikuju od uha do uha kako po frekvenciji, tako i po broju maksimuma i minimuma (Zwicker, 1984; Dallmayr, 1987).

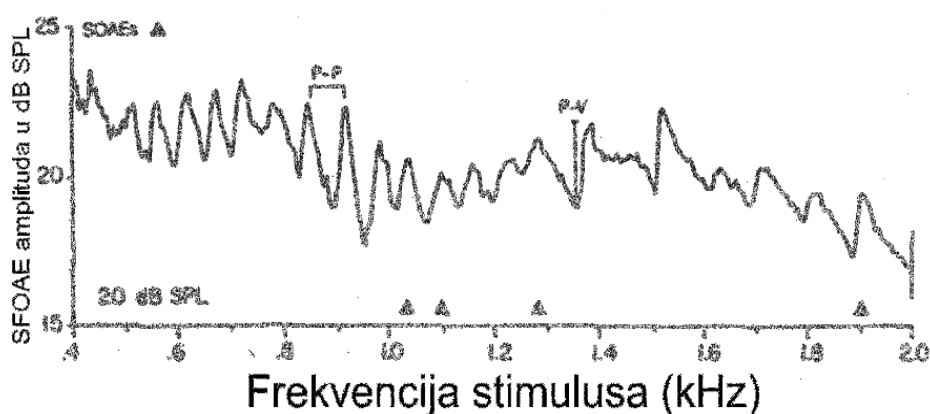
Kašnjenje **SFOAE** može se odrediti merenjima faze zasnovanim na metodama grupnog kašnjenja. U nekoliko studija (Kemp, 1980; Schloth, 1982) dobijene su vrednosti kašnjenja reda 10-12 ms. Dallmayr (Dallmayr, 1987) je merio apsolutno



kašnjenje specijalnim tehnikama usrednjavanja i dobio je vreme pojavljivanja **SFOAE** oko 7 ms, a zatim eksponencijalni porast amplitude sa vremenskom konstantom od 5ms.

Intenzitet **SFOAE** kreće se u granicama između -20 i +10dB SPL (Schloth, 1982). U slučajevima kada postoji **SOAE** amplituda **SFOAE** je generalno nešto veća nego u slučajevima bez **SOAE** odziva. Pored toga amplituda **SFOAE** ima tendenciju blagog pada na višim učestanostima u oblastima gde nema **SOAE** a oblik odziva i brzina porasta **SFOAE** mogu biti različiti (Rutten, 1983).

Problemi u realizaciji merne opreme predstavljaju jedan od bitnih razloga zbog kojih **SFOAE** nije našla svoje mesto u okviru otoakustičkih emisija od interesa za kliničku primenu i naučno istraživački rad.



Slika 1.4. Snimak **SFOAE** izazvan čistim tonom intenziteta 20dB SPL koji se sporo menjao (150s) u frekvencijskom opsegu od 0.4 do 2kHz.

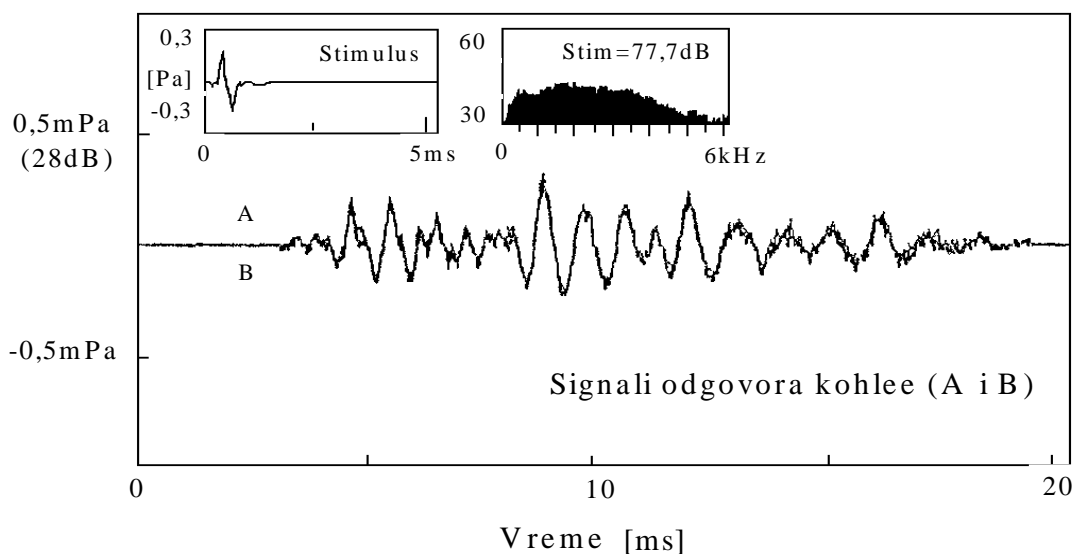
### 1.2.3. Impulsno izazvana OAE (TEOAE)

Tranzijentna otoakustička emisija **TEOAE**, deo je klase evociranih otoakustičkih emisija, koja nastaje kao odziv kohlee, na kratak pobudni signal u ušnom kanalu (Kemp, 1978). Kao i sve ostale **OAE**, **TEOAE** daje sliku stanja senzorskog dela slušnog aparata. Kratak impulsni signal pobuđuje celu bazilarnu membranu, tako da se u odzivu **TEOAE** nalaze različite spektralne komponente (Slika 1.5). Oblik pobudnog signala može biti pravougaoni impuls, impuls gausovskog oblika, sinusoida, polusinusoida ili "tone burst" (tonski impuls). **TEOAE** se javlja kao odziv na pobudni stimulus sa kašnjenjem od nekoliko milisekundi u odnosu na pobudni signal. **TEOAE** se javlja sa određenim kašnjenjem u odnosu na stimulus tako što se prvo javljaju

komponente odziva na višim (oko 3ms za frekvenciju od 6000 Hz do preko 10 ms za frekvencije ispod 1000 Hz), a zatim na nižim frekvencijama (Neumann, 1997).

Spektar **TEOAE** zavisi od nekoliko faktora uključujući spektralne karakteristike stimulusa, trajanje perioda usrednjavanja i karakteristike samog uha. Kada je pobuda širokopolasna i vreme usrednjavanja odziva relativno dugačko, većina **TEOAE** se odlikuje spektrima koji poseduju nekoliko dominantnih frekvencijskih oblasti (Zwicker, 1983). Stabilnost ovih oblasti je velika i slična je sa stabilnošću koju poseduju frekvencije **SOAE** (Kemp, 1978).

Nivo signala TEOAE



Slika 1.5 Signal **TEOAE**.

U određenom broju slučajeva (20-30% ušiju) ne mogu se uočiti dominantna frekvencijska područja u spektru **TEOAE** (Probs et al., 1986). Kod njih se uočava spektar u obliku širokopolasne sinhronizovane kontinuirane frekvencijske oblasti. Bonfils sa saradnicima (Bonfils et al., 1988) pokazao je da se frekvencijski opseg ovih **TEOAE** kreće između 0.5 i 2.5 kHz.

U zavisnosti amplitude **TEOAE** od intenziteta pobudnog signala, uočavaju se dve oblasti: oblast linearne i oblast nelinearne zavisnosti. U oblasti linearne zavisnosti amplituda **TEOAE** linearno raste sa porastom intenziteta pobudnog signala. Pri intenzitetima pobudnog signala od oko 50dB zavisnost postaje nelinearna (Norton, 1993).

Nekoliko grupa istraživača, u odvojenim istraživanjima pokazalo je da amplituda i reproduktivnost **TEOAE** zavise od pola subjekta (Glatke et al., 1994;

McFaden et al., 1998) i da ovi parametri imaju veće vrednosti kod žena nego kod muškaraca.

Signal otoakustičke emisije duboko je uronjen u šum i za njegovo izdvajanje se koriste statistički postupci usrednjavanja velikog broja odziva. Povećanje broja odziva koji se usrednjavaju dovodi do poboljšanja odnosa signal/šum ali istovremeno i do produžavanja vremena potrebnog za snimanje, što u kliničkoj praksi može predstavljati veliki problem posebno kada se radi o maloj deci.

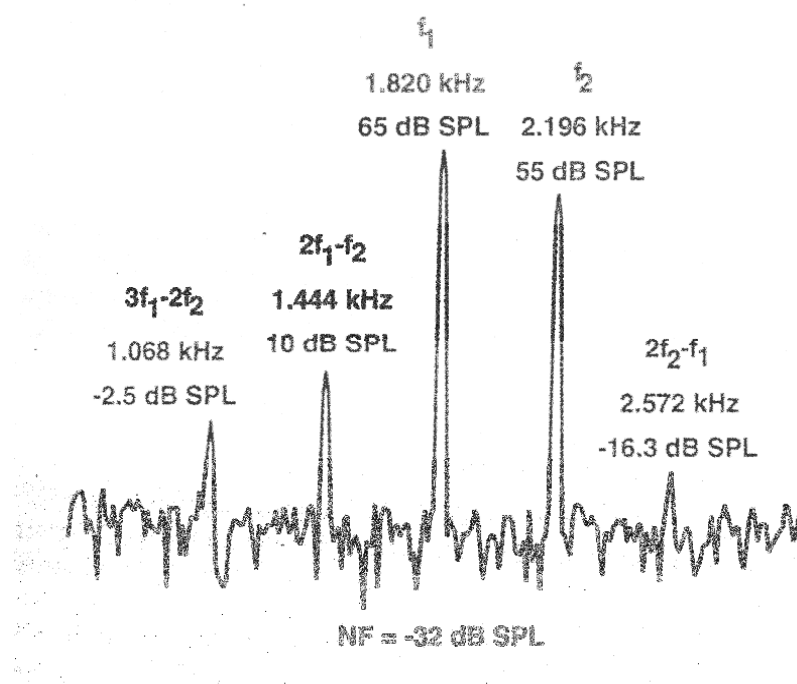
Značaj **TEOAE** leži u činjenici da se može registrovati kod skoro svih osoba sa normalnim sluhom dok kod osoba sa oštećenjem sluha izostaje (Kapadia, 1997). Ovo je čini izuzetno pogodnom, neinvazivnom, objektivnom skrining metodom zbog čega je brzo našla svoju primenu kao skrining metoda za procenu sluha novorođenčadi.

#### **1.2.4. OAE kao proizvod distorzija (DPOAE)**

**DPOAE** predstavljaju klasu izazvanih otoakustičkih emisija koja je pored **TEOAE** našla široku primenu u kliničkoj praksi. Dok **TEOAE** daje uvid u stanje cele kohlee, **DPOAE** je selektivna metoda koja omogućava lokalizovano ispitivanje funkcije kohlee. **DPOAE** predstavlja rezultat intermodulacione distorzije koju generiše kohlea, kao odgovor na istovremeno emitovana dva čista tona bliska po frekvenciji i intenzitetu. Ovaj tip otoakustičke emisije opisuje se kao proizvod distorzije zato što se odziv ne nalazi u pobudnom stimulusu. Uho pobuđeno sa dva čista tona frekvencija  $f_1$  i  $f_2$  usled nelinearnih efekata u kohlei, emituje tonove na različitim frekvencijama (slika 1.6). Najizraženiji produkt distorzije nalazi se na frekvenciji  $2f_1 - f_2$ , pa se on najčešće koristi u kliničkoj praksi za ispitivanje funkcije kohlee. Suštinsko pitanje je ono koje se odnosi na oblast kohlee koja se ispituje pri merenju **DPOAE** (oko frekvencije  $f_1$ , oko frekvencije  $f_2$  ili u okolini frekvencije  $2f_1 - f_2$ ). Istraživanja su pokazala (Brown, 1984; Martin et al., 1987) da odgovor na ovo pitanje nije jednoznačan i da zavisi od odnosa intenziteta  $L_1$  i  $L_2$ . U uslovima merenja kada je  $L_1 > L_2$  i kada su intenziteti mali do umereni ( $L_1 < 70\text{dB}$ ), može se reći da je odziv **DPOAE** povezan sa aktivnošću kohlee u oblasti koja odgovara frekvenciji  $f_2$ . Pri većim intenzitetima pobude  $L_1 = L_2 = 75\text{ dB SPL}$  najvećoj aktivnosti kohlee odgovara mesto geometrijske sredine frekvencija pobudnih stimulusa  $(f_1 \times f_2)^{0.5}$ . Sledi da, iako se odziv kohlee dobija na frekvenciji  $2f_1 - f_2$ , na osnovu njega ne možemo zaključivati o stanju kohlee na toj frekvenciji.

U spektru **DPOAE**, pored spektralne komponente na frekvenciji  $2f_1 - f_2$ , mogu se uočiti i komponente na drugim frekvencijama:  $3f_1 - f_2$ ,  $2f_2 - f_1$  (slika 1.6) ali su one slabijeg intenziteta. Zbog toga se u kliničkoj praksi, kada se govori o odzivu **DPOAE**, misli na proizvod distorzije na frekvenciji  $2f_1 - f_2$ .

Uzimajući u obzir godine starosti i moguće kombinacije vrednosti parametara pobudnih signala, klinički prihvatljiv i efikasan odnos  $f_2/f_1$  je u granicama 1.2-1.23 (Abdal, 1996). Oblast u kojoj se najčešće meri odziv **DPOAE** kreće se od  $2f_1 - f_2 = 300\text{Hz}$  pa do  $2f_1 - f_2 = 6-8\text{ kHz}$ . Kao i kod **TEOAE**, merenje odziva na frekvencijama ispod  $1000\text{Hz}$  otežano je usled prisustva biološkog šuma i buke, dok je merenje na višim frekvencijama od  $6-8\text{kHz}$  ograničeno karakteristikama davača (dolazi do pojave harmonijskih izobličenja).



Slika 1.6 Spektar odziva **DPOAE** normalno čujuće osobe.

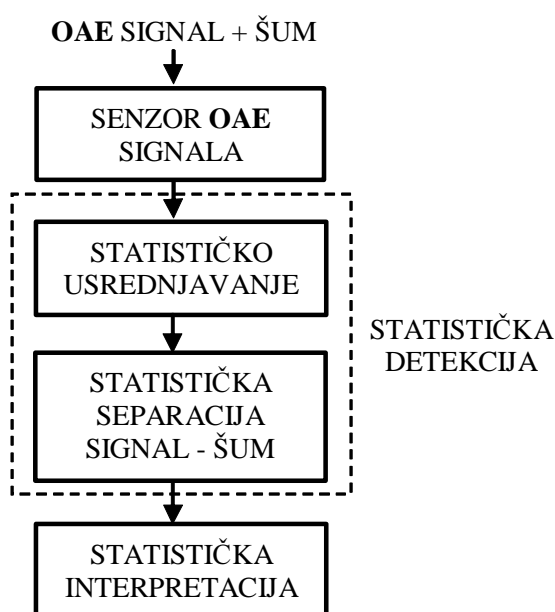
Pri izboru odnosa relativnih intenziteta postoje tri mogućnosti  $L_1 > L_2$ ,  $L_1 = L_2$  i  $L_1 < L_2$ . Poredeći odzive **DPOAE** za moguće relativne odnose intenziteta, dobija se da je amplituda odziva najmanja pri odnosu  $L_1 < L_2$ . Pobudni signali istog intenziteta su u početku (do 1995) većinom korišćeni u istraživanjima i kliničkoj praksi (Lonsbury-Martin et al., 1990; Spektor et al., 1991; Hall, 1993). U poslednje vreme je uočeno da odnos  $L_1 > L_2$  ima određene prednosti i da je pogodniji za korišćenje u kliničkoj praksi. Relativni odnos pobudnih stimulusa  $L_1 > L_2$  daje amplitude odziva veće za oko 3 dB i

povećanu osetljivost **DPOAE** na disfunkciju kohlee za intenzitete do 75 dB (Gaskil, 1990; Whitehead et al., 1995).

Na osnovu dostupnih rezultata u literaturi **DPOAE** pokazuje slične osobine kao i **TEOAE** u odnosu na pol, godine i **L/D** uho ispitanika. Amplituda odziva **DPOAE** veća je kod žena nego kod muškaraca, na desnom nego na levom uhu i ima tendenciju opadanja sa godinama. Ako se pri ispitivanju zavisnosti **DPOAE** od godina, uvede stroži kriterijum normalnog sluha (prag čujnosti < 15dB), tada razlike u odzivu postaju minimalne i nemaju statističku značajnost.

## 2. Metode merenja OAE

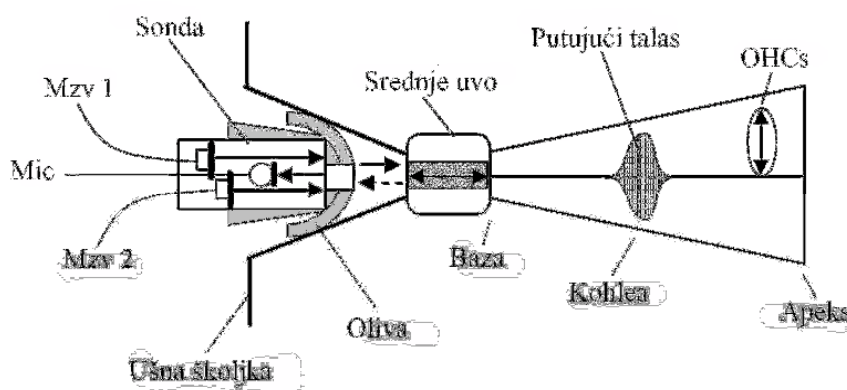
Veoma mali intenzitet signala **OAE**, od 0 do 10 dB iznad praga čujnosti, i prisustvo intenzivnih smetnji, reda 30 – 40 dB, koje potpuno maskiraju signal, direktno utiču na način merenja **OAE**. Nizak nivo signala uslovio je da se prilikom merenja **OAE** mora zatvoriti ušni kanal kako bi se pomeraji bubne opne reda 0.01 nanometar mogli detektovati u maloj zapremini ušnog kanala reda 1 do 2 cm<sup>3</sup>.



Slika 2.1 Opšti postupak merenja signala **OAE**.

Dobra zaptivenost ušnog kanala smanjuje nivo spoljašnje buke ali povećava nivo biološkog šuma pa ukupni nivo buke i dalje ostaje značajno veći od intenziteta **OAE**. Zbog toga je neophodna primena statističkih postupaka za potiskivanje šuma.

Na slici 2.1 prikazana je jedna opšta procedura za detekciju, nezavisno od tipa **OAE**. Prvi korak se bazira na statističkom usrednjavanju koje omogućava značajno smanjenje nivoa smetnji, do ispod nivoa signala **OAE**. U drugom koraku neophodno je statističko izdvajanje korisnog signala (signala **OAE**) iz signala smetnji (signala buke, bioloških signala i signala stimulusa). Konačno, potrebna je ispravna interpretacija dobijenih rezultata merenja, koja takođe ima statističku osnovu jer su i ulazni parametri statističke prirode.



Slika 2.2 Stimulacija i merenje signala **OAE**.

Zavisno od tipa **OAE**, primenjuju se različite metode merenja. Svaka od metoda može imati svoje varijetete koji se ogledaju u izboru različitih pobudnih stimulusa, postupaka predobrade signala, statističke analize i postupaka ekstrakcije korisnih informacija (Subotić i dr., 2003). Opšta šema merenja **OAE** prikazana je na slici 2.2. Signal pobude se računarski generiše i preko **D/A** konvertora akvizicionog modula pretvara u analogne signale koji preko mikrozvučnika (jednog ili dva) pobuđuje kohleu. Povratni talas se preko mikrofona i **A/D** konvertora akvizicionog modula transformiše u digitalni oblik pogodan za statističku obradu u računaru. Do današnjih dana nije standardizovan postupak merenja signala **OAE** te se u kliničkoj praksi koriste uređaji sa specifičnostima u realizaciji koje zavise od proizvođača.

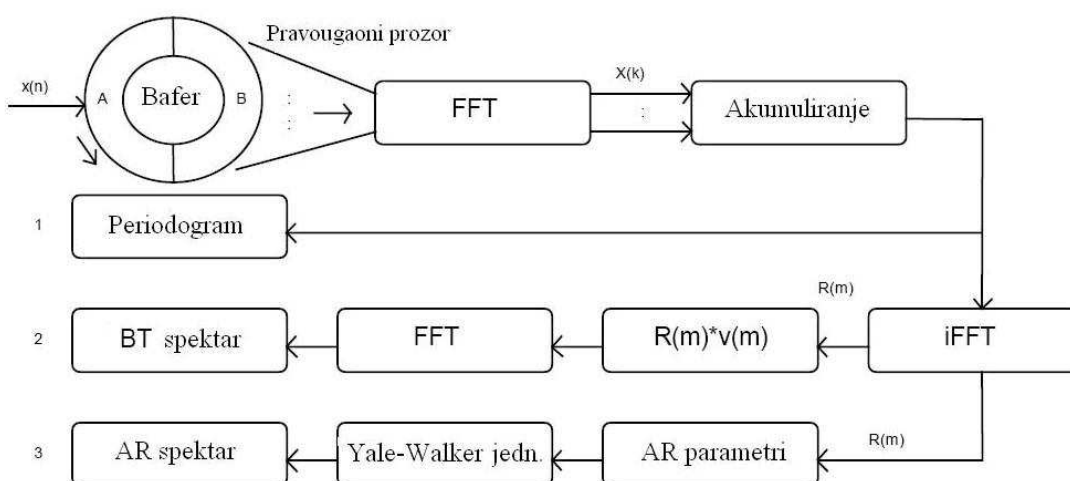
U ovom poglavlju biće opisani postupci koji se najčešće primenjuju u toku merenja **SOAE**, **SFOAE**, **DPOAE** i **TEOAE**. Pored toga, biće u kratkim crtama opisano jedno rešenje uređaja za merenje **TEOAE** i **DPOAE**, razvijeno u okviru Centra za unapređenje životnih aktivnosti, koje je korišćeno u istraživanju.

## 2.1. Merenja SOAE

Signali **SOAE** su kvazi-stacionarne prirode tako da se mogu meriti u dužem intervalu vremena. Za kvalitetno merenje signala **SOAE** potreban je mikروفon maksimalne osetljivosti, minimalnog sopstvenog šuma i minimalnih dimenzija, koji bi sa maksimalnom pažnjom bio postavljen u ušni kanal.

Pošto se mikروفon nalazi u ušnom kanalu on snima, pored signala **SOAE** koji se pojavljuje preko bubne opne i sve ostale akustičke signale koji se pojavljuju u ušnom kanalu. Signali **SOAE** maskirani su i duboko uronjeni u šum pa se njihova detekcija vrši estimacijom celokupnog spektra **SOAE**. Metode za estimaciju spektra mogu biti: *neparametarske* i *parametarske* (slika 2.3).

Neparametarske metode se baziraju na direktnoj primeni brze Fourierove transformacije (**FFT**), gde se usrednjavanjem (akumuliranjem) spektara dobija tzv. *periodogram*, ili se spektralna estimacija dobija indirektnim postupkom preko autokovarijansne funkcije analiziranog signala (tzv. **BT** - Blackman and Tukey metod (Nuttall, 1982)). Na primer: sa redom **FFT**-a 4096, primenom pravougaonog prozora, kvadriranjem magnitude kompleksnih frekvencijskih komponenata **FFT**-a (tzv. periodogram) i usrednjavanjem 32 periodograma, postiže se frekvencijska rezolucija u spektru od 6 Hz. Zatim se inverznom **FFT** određuje autokovarijansna funkcija koja se prozoruje Bartlett-ovim prozorom i ponovo se primenjuje **FFT** da bi se dobio spektar signala **SOAE**. Ovim postupkom redukuje se varijansa spektralne estimacije.



Slika 2.3 Ilustracija spektralnih estimacija signala **SOAE**.



Parametarske metode se baziraju na autoregresivnom (**AR**) modeliranju **SOAE** signala. **AR** model dovoljno visokog reda je aproksimativno ekvivalentan **ARMA** modelu koji dovoljno dobro modelira kohlearni proces generisanja signala **SOAE**. Kao što je na slici 2.3 naznačeno, **AR** koeficijenti se estimiraju iz autokovarijansne funkcije pomoću Levinsonovog rekurzivnog algoritma (Rabiner, 1978). Red **AR** modela se određuje na bazi minimuma predikcione greške i eksperimentalno je pokazano da je red veličine 100 dovoljan za kvalitetnu estimaciju spektra signala **SOAE** (Cheng, 1998). Pomoću Yule-Walker relacije se iz predikcionih koeficijenata dobija direktno estimacija spektralne gustine snage.

## 2.2. Merenje **SFOAE**

**SFOAE** se dobija kao odgovor na pobudu konstantnim tonom određene frekvencije, koja se kontinualno i sporo menja u analiziranom frekvencijskom području (nekoliko Hz/s). To za posledicu ima da oba signala, stimulus i signal **OAE**, postoje u ušnom kanalu istovremeno.

Signal stimulusa i signal **OAE** su iste frekvencije ali različitih faza. Fazna razlika nastaje zbog vremena latencije stimulusa do aktiviranog regiona na bazilarnoj membrani i generisanog signala **OAE** do mikrofona u suprotnom smeru. Zbog nelinearnosti odnosa vremena latencije i frekvencije stimulusa, u ukupnom zbiru dva signala na membrani mikrofona dolazi do variranja zvučnog pritiska, što se u karakteristici spektra **SFOAE** manifestuje kao periodično pojavljivanje maksimuma i minimuma (Slika 1.4).

U separaciji signala stimulusa i signala **SFOAE** iskorišćen je nelinearni odnos amplitude stimulusa i amplitude signala **SFOAE**. Naime, radi se o tome da sa porastom amplitude signala stimulusa nelinearno raste amplituda signala **SFOAE**. Praktično, signali u ušnom kanalu se snimaju pri različitim intenzitetima stimulusa, a zatim se oduzimaju nakon odgovarajućeg skaliranja proporcionalnog razlici u amplitudama stimulusa. Rezidual razlike odgovara signalu **SFOAE**. Sa aspekta obrade signala **SFOAE** veoma je važna i činjenica da se u ušnom kanalu, pored pomenutih efekata, pojavljuju i rezonancije ušnog kanala. One dodatno modulišu spektar **SFOAE**. Ove varijacije signala mogu se tretirati izlazom linearnog sistema i u tom slučaju se, takođe, mogu primeniti prethodno pomenute linearne tehnike skaliranja i oduzimanja.

### 2.3. Metode merenja dvotonski stimulisane OAE (DPOAE)

Kohlea, kao nelinearan sistem, nakon pobuđivanja sa dva tona frekvencija  $f_1$  i  $f_2$ , koji se nazivaju primarnim tonovima, generiše širok skup tonova frekvencija  $nf_1 \pm mf_2$ . Eksperimentalno je utvrđeno da ton frekvencije  $f_d = 2f_1 - f_2$ , pri odnosu  $f_2/f_1$  od 1,2 do 1,22, ima najveću amplitudu u odnosu na sve ostale tonove u spektru. Postupak generisanja stimulusa zahteva određenu pažnju kod projektovanja **DPOAE** mernog sistema. Naime neophodno je da stimulusi pobude nemaju harmonijska izobličenja.

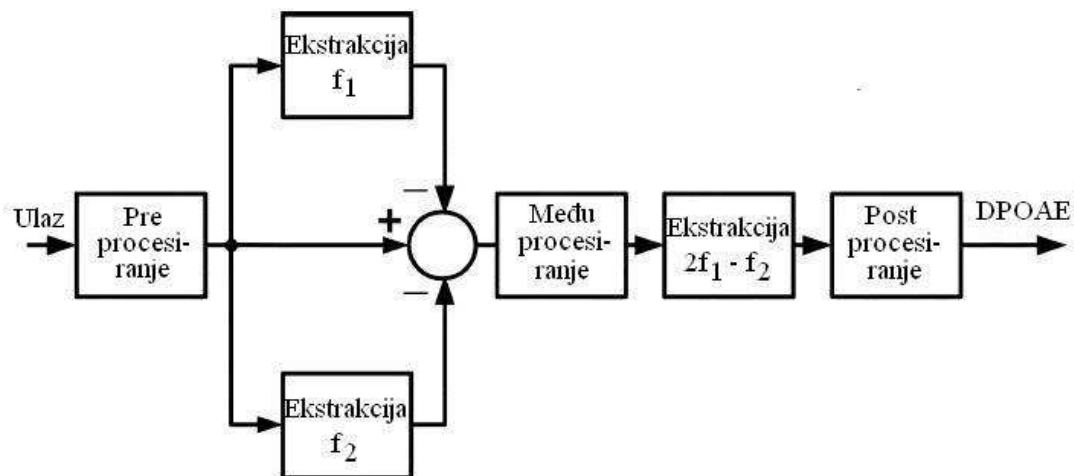
Za određivanje **DPOAE** signala, odnosno intenziteta spektralne komponente frekvencije  $f_d = 2f_1 - f_2$ , najčešće se koristi **FFT** analiza. Poželjno je obezbediti takvu spektralnu rezoluciju **FFT**-a da signal **DPOAE** bude centriran u okviru jednog bina. To se postiže izborom takvih frekvencija stimulusa i dužine prozora analize **DPOAE** signala (**FFT** analize) da u prozor stane celobrojan broj perioda oba stimulusa. U tom slučaju frekvencije  $2f_1 - f_2$ ,  $f_1$  i  $f_2$  postaju harmonici frekvencije čija je perioda jednaka dužini analiziranog prozora, odnosno, cela spektralna analiza se vrši bez nepotrebnih spektralnih izobličenja. S obzirom da je signal **DPOAE** maskiran visokim nivoom šuma, koristi se postupak sinhronog usrednjavanja **FFT** spektara. Tipičan merni sistem koristi **FFT** reda 1024 do 4096 i usrednjavanje 32-128 spektara, što efektivno obezbeđuje spektralnu rezoluciju ispod 0,5 Hz. Za amplitudu **DPOAE** signala uzima se nivo **FFT** bina koji odgovara **DPOAE** frekvenciji.

Pitanje detekcije signala **DPOAE** može se formulisati i ovako: da li odgovarajući bin **FFT**-a sadrži pored šuma i signal **DPOAE**? Za postupak detekcije **DPOAE** signala iskorišćena je činjenica da je najveći broj maskirajućih šumova širokopojan, te da su susedni binovi u **FFT** spektru dobro korelisani. Usrednjavanjem nivoa određenog broja binova sa obe strane **DPOAE** bina (na primer:  $\pm 8$  binova) dobija se estimacija spektralnog nivoa šuma. Ostaje pitanje pažljivog projektovanja kriterijuma za detekciju **DPOAE** signala na mestu **DPOAE** bina, a to je pitanje odnosa varijanse estimacije nivoa šuma i praga za detekciju **DPOAE** signala.

Osnovni nedostatak primene **FFT** spektralne analize jeste dužina merenja signala **OAE** i zahtev za tihim ambijentom sa što manjom bukom, odnosno za kliničkom upotrebom tzv. "gluve" sobe. Očigledna je potreba za razvojem novih robusnijih algoritama obrade **DPOAE** signala.

Na slici 2.4 data je blok šema jednog takvog algoritma (Ziarani, 2004). Postupak je vrlo jednostavan: u prvom koraku se iz ulaznog signala ekstrahuju signali stimulusa frekvencija  $f_1$  i  $f_2$  i oni se oduzimaju od ulaznog signala čime se u idealnom slučaju dobija signal **DPOAE** i signal smetnje. U drugom koraku vrši se ekstrakcija signala **DPOAE** frekvencije  $2f_1 - f_2$ .

Optimizacija ovog algoritma izvršena je pomoću dodatna tri bloka procesiranja signala. U bloku preprocesiranja vrši se pojačanje i normalizacija ulaznog signala u cilju optimalnog postavljanja ostalih parametara algoritma i filtriranje oko DPOAE frekvencije filtrom propusnikom opsega drugog reda. Blok međuprocetiranja eliminiše inicijalni deo signala u kome se vrši adaptivno potiskivanje signala stimulusa  $f_1$  i  $f_2$ , postavljanjem tog dela ulaznog signala na nulu, i vrši dodatno filtriranje i normalizaciju signala. Blok postprocesiranja vrši denormalizaciju **DPOAE** signala kako bi se postigla prava ulazna vrednost. Poredeći ovaj algoritam sa ostalim algoritmima, na bazi srednje kvadratne greške estimacije **DPOAE** signala, postiže se veća robusnost na šum za oko 20 dB.



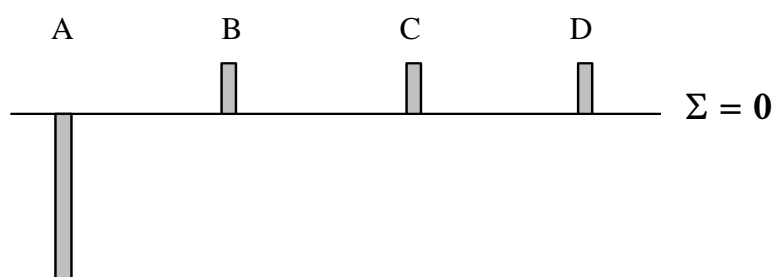
Slika 2.4 Blok šema nelinearne adaptivne estimacije **DPOAE** signala.

## 2.4. Metode merenja TEOAE

Tranzijentna otoakustička emisija predstavlja odziv kohlee na uzan pravougaoni impuls "click stimulus". Impulsna priroda signala dovodi do pobuđivanja i odziva cele kohlee što za posledicu ima pojavu različitih frekvencija u spektru dobijenog signala. Kao i kod ostalih otoakustičkih emisija i signal **TEOA** je duboko uronjen u šum. Za

njegovo izdvajanje iskorišćene su dve karakteristike: (i) **TEOAE** se javlja sa kašnjenjem od nekoliko milisekundi (komponente na višim frekvencijama javljaju se posle 3-5ms) u odnosu na pobudni signal i (ii) amplituda signala **TEOAE** raste nelinearno sa porastom amplitude stimulusa brzinom 0,3 dB/dB i dostiže zasićenje za nivoe stimulusa oko 80 dB.

Za izazivanje **TOAE** najčešće se koristi povorka od 4 pravougaona impulsa od kojih je jedan tri puta veći od ostalih (Slika 2.5). Trajanje pojedinačnih impulsa je oko 80 $\mu$ s a intenzitet je oko 80 dB (što je nivo oko 45dB SPL iznad praga percepcije). Brzina putujućeg talasa u kohlei iznosi 1m/s pa se prvi odziv kohlee javlja sa kašnjenjem od 3ms. Prvo se javljaju komponente spektra viših frekvencija što je uslovljeno strukturom bazilarne membrane, koja je pri ovalnom prozoru osetljiva na visoke frekvencije a ka stapesu ova osetljivost se pomera u pravcu nižih frekvencija. Spektralne komponente najnižih frekvencija javljaju se do 20ms po prestanku stimulusa. Na detekciju ukupnog spektra odziva kohlee utiču prvenstveno šum i "zvonjava" u spoljašnjem ušnom kanalu usled pobudnog signala.



Slika 2.5 Paket od četiri impulsa stimulusa u postupku nelinearno-diferencijalnog usrednjavanja.

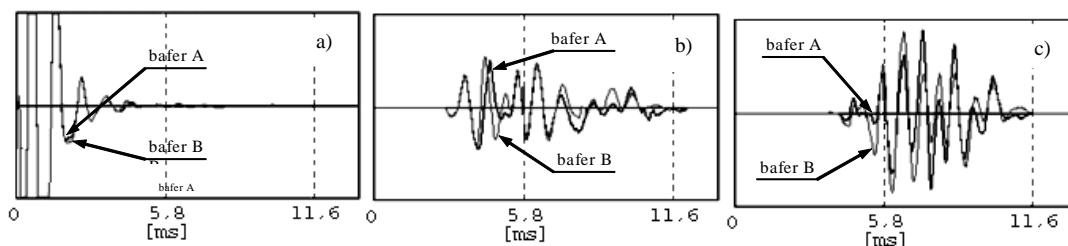
Postupak obrade signala **TEOAE** obuhvata sledeće korake: (i) predobrada signala **TEOAE** (separacija signala stimulusa i signala **TEOAE**), (ii) detekcija signala **TEOAE** u šumu i (iii) estimacija spektra signala **TEOAE** i signala šuma.

#### 2.4.1. Predobrada signala **TEOAE**

Prvi problem u predobradi snimljenog signala u ušnom kanalu jeste separacija signala stimulusa i signala **TEOAE** (mikrofon sonde snima sve signale u ušnom kanalu). Za rešenje ovog problema iskorišćena je činjenica da postoji latencija (kašnjenje) signala odziva kohlee na impulsnu pobudu (Neely et al., 1988).

Kada se uho pobudi kratkotrajnim pravougaonim impulsom (trajanje 100  $\mu$ s i intenzitet 80 dB) signal odziva snimljen u ušnom kanalu izgleda kao na slici 2.6 a) (Šarić i dr., 2001). Na ovakvom signalu primenjuju se sledeća tri koraka predobrade:

- Prvi korak jeste odbacivanje dela signala u prve 2,5 ms gde se najvećim delom nalazi signal stimulusa.
- Preostali segment signala se množi prozorskom funkcijom uzdignutog kosinusa na početnih 2,5 ms i isto toliko krajnjih 2,5 ms. Time se na inicijalnoj poziciji dodatno potiskuje rezidual stimulusa (slika 2.6 b, signal je znatno uvećan kako bi se uočilo prisustvo signala **OAE**).
- Segment signala se zatim filtrira propusnikom opsega od 600 do 5000 Hz. Filtriranjem signala ispod 600 Hz vrši se u značajnoj meri potiskivanje signala smetnji biološkog porekla i delom signala stimulusa (slika 2.6 c). Analiza signala iznad 5000 Hz ne pruža dovoljno informacija o **OAE** i zbog toga se i ovaj deo spektra signala filtrira.



Slika 2.6 a) Talasni oblik signala u ušnom kanalu, b) talasani oblik signala nakon predobrade (znatno uvećan po intenzitetu) i c) signal nakon filtriranja.

Sledeći korak u predobradi signala je *nelinearno-diferencijalno usrednjavanje* (**DNLR – Derived Non Linear Response**) koje se sastoji u sabiranju odziva kohlee na povorku od četiri impulsa. Kohlea pri intenzitetima pobudnih signala reda 80 dB ulazi u zasićenje tako da se sabiranjem poništavaju linearne komponente odziva.

Pri sabiranju dolazi do umanjenja intenziteta signala **TEOAE** za oko 6 dB jer je amplituda **TEOAE** za stimulse A i B (slika 2.5) približno jednaka te se kod usrednjavanja oni potiskuju a u krajnjem zbiru ostaju odgovori kohlee na stimulse C i D. Da bi se ovaj gubitak kompenzovao i dobila realna amplituda **TEOAE**, krajnji rezultat se množi sa dva.

Dve važne činjenice treba imati u vidu kod primene nelinearno-diferencijalnog usrednjavanja: (i) pošto se usrednjavanjem sabiraju snage šumova u sva četiri segmenta unutar jednog paketa stimulusa odnos signal-šum ( $S/N$ ) se pogoršava za 6 dB što je nedostatak ovog postupka i (ii) ukoliko se smanji nivo amplitude stimulusa tada se ulazi u linearnu zonu odnosa amplituda stimulusa i **TEOAE** i dolazi do potpunog poništavanja **TEOAE**, odnosno do nemogućnosti merenja ili pogrešnog merenja **TEOAE**. Zbog toga je veoma važno meriti **TEOAE** sa intenzitetima stimulusa između 80 i 88 dB. Ove vrednosti su se pokazale eksperimentalno optimalnim. Veće vrednosti nisu pogodne pošto nepotrebno opterećuju slušni mehanizam.

#### 2.4.2. Detekcija signala **TEOAE** u šumu

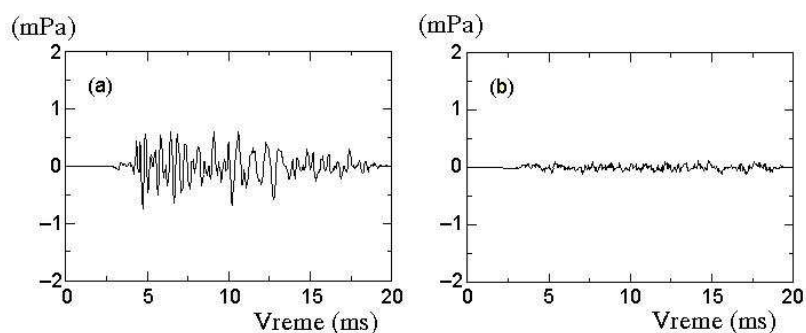
Kod odraslih osoba spektralni nivo signala **TEOAE** je oko 10 dB, dok je kod neonatusa oko 20 dB. Šum u ušnom kanalu je spektralnog nivoa od 35 dB kod odraslih osoba pa do 45 dB kod neonatusa. Ovi podaci govore da je signal **TEOAE** preko 20 dB ispod nivoa šuma i da je izuzetno važna svaka mera preduzeta u cilju smanjenja nivoa šuma.

Prvi korak u detekciji signala **TEOAE** u šumu jeste gruba separacija segmenata na bazi testiranja stacionarnosti nivoa šuma svakog segmenta. Ona se vrši testiranjem kratkovremene energije filtriranih segmenata. Ukoliko ova energija pređe unapred zadati prag, konstatuje se pojava intenzivne smetnje akustičkog ili biološkog porekla i tekući segment se odbacuje iz dalje analize, pošto bilo kakva nestacionarna komponenta šuma (koja prelazi zadati prag) značajno utiče na rezultat detekcije signala **TEOAE**.

U drugom koraku vrši se detekcija signala **TEOAE** u šumu koristeći metod usrednjavanja u vremenu. Nelinearno-diferencijalno usrednjavanje se odvija na nivou paketa od četiri impulsa stimulusa i tako dobijeni signali se naizmenično memorišu u dve bafer-memorije A i B. Aritmetičkim usrednjavanjem  $N$  paketa u bafer-memoriji A i  $N$  paketa u bafer-memoriji B dobijaju se dva veoma slična signala, slika 2.6. Pošto su signali **TEOAE** stabilni i sinhroni sa impulsnom pobudom, usrednjavanjem ne dolazi do njihovih promena. Sa druge strane, šum je od paketa do paketa slučajan i usrednjavanjem dolazi do njegovog smanjenja za faktor  $10 \log(N)$  dB. Na primer: za  $N = 1000$ , smanjenje nivoa šuma je 30 dB. Prema gornjim podacima usrednjavanjem ovakvog tipa postiže se odnos  $S/N \approx 10$  dB. Konačna estimacija signala **TEOAE** dobija se usrednjavanjem signala oba bafera A i B (slika 2.7a), dok se estimacija šuma dobija

oduzimanjem signala oba bafera A i B (slika 2.7b). Kroskorelacija spektara bafera A i B predstavlja meru reproduktivnosti TEOAE merenja. Koristi se kao jedan od kriterijuma za ocenu kvaliteta **TEOAE**.

Izbor broja  $N$  paketa u usrednjavanju direktno utiče na dužinu trajanja merenja **TEOAE**. Na primer, za  $N = 1000$  i trajanje paketa od  $4 \times 15 \text{ ms} = 60 \text{ ms}$ , trajanje merenja, pod uslovom da nema odbačenih paketa usled visokog nivoa šuma, iznosi 60 sekundi.



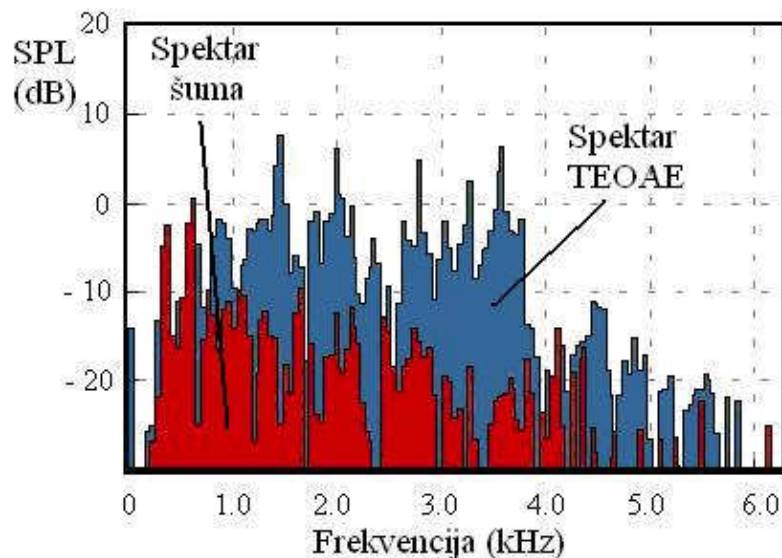
**Slika 2.7** Primer signala TEOAE i šuma.

### 2.4.3 Estimacija spektra signala TEOAE i signala šuma

Estimacija spektra signala **TEOAE** vrši se određivanjem kros-spektra usrednjenih signala u baferima A i B. Kros-spektar daje meru sličnosti spektara signala u baferima A i B i ukoliko su signali identični dobija se prava estimacija spektra signala **TEOAE**.

Razlika u signalima u baferima A i B (slika 2.6 c)) nastaje usled postojanja rezidualnog šuma nakon usrednjavanja. Estimacija ovog šuma dobija se oduzimanjem signala u baferima A i B i delenjem rezultata sa  $\sqrt{2}$  (neophodna korekcija radi očuvanje prave vrednosti nivoa šuma).

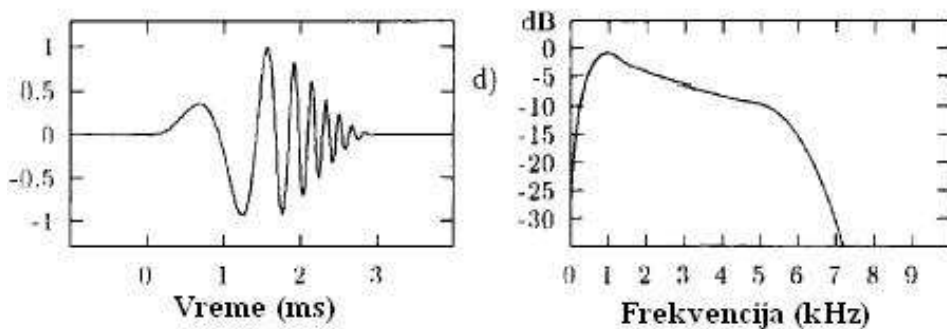
U oba slučaja određivanje spektra se vrši na bazi brze Fourierove transformacije (**FFT**). Red **FFT**-a određuje spektralnu rezoluciju koja se kreće od 10 do 50 Hz. Na slici 2.8 prikazan je jedan primer estimiranih spektara signala **TEOAE** i šuma.



Slika 2.8 Spektri signala **TEOAE** i šuma kod jednog zdravog odraslog uha.

#### 2.4.4. “Chirp” izazvana OAE

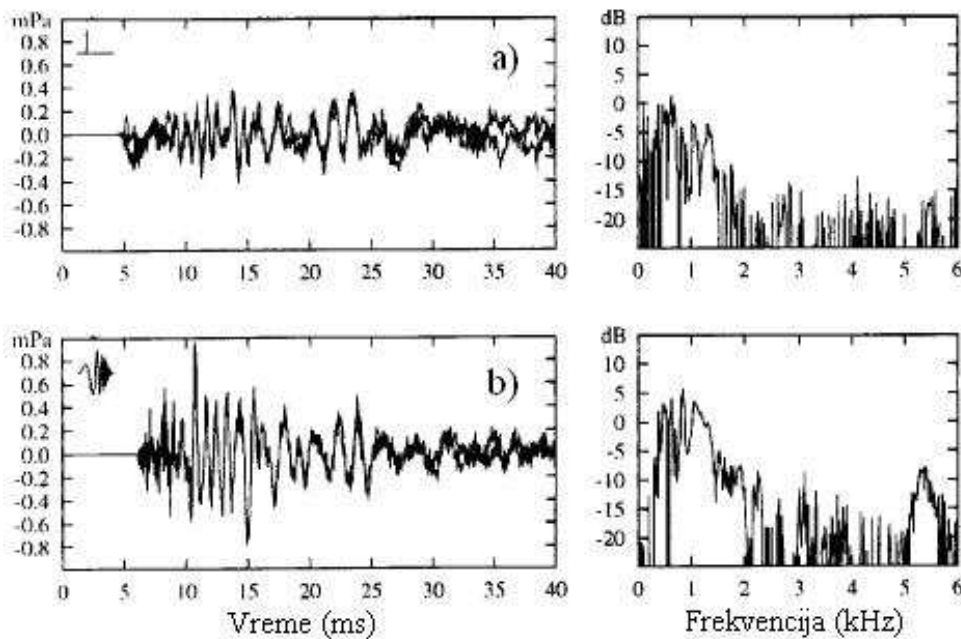
Pokazuje se da je za dobijanje bolje **TEOAE** potrebno da pobudni signal ima što veću ukupnu energiju, ravnomerno raspoređenu u frekvenzijskom opsegu od 500 do 6000Hz. Kratkotrajni pravougaoni impulsni signal ne može zadovoljiti ove uslove zbog fizičkih ograničenja davača. Da bi se generisao konačan signal koji sadrži komponente spektralne energije u definisanom frekvenzijskom opsegu, nije moguće uzeti samo inverznu Furijeovu transformaciju željenog spektra. Takva transformacija dala bi signal beskonačne dužine u vremenskom domenu. Jedno rešenje je generisanje "chirp" signala koji bi omogućio kontrolu raspodele spektralne snage pobudnog signala u definisanom frekvenzijskom opsegu (Neumann, 1997).



Slika 2.9 "Chirp" signal sa uniformnom raspodelom spektra na barkovoj skali.



Osnovna ideja za generisanje "chirp" signala za dati spektar snage je da spektralna energija na određenoj frekvenciji raste ako trenutna frekvencija "chirp"-a uzima vrednost blisku toj frekvenciji u toku dužeg vremenskog perioda. Pravilnim izborom vremenskog toka trenutne frekvencije signala moguće je kontrolisati njegov spektar. Da bi se dobila ravnomerna raspodela energije stimulusa na celoj bazilarnoj membrani korišćen je neuniforman spektar u kreiranju stimulusa. Na slici 2.9 prikazan je "chirp" signal čiji je spektar uniforman na barkovoj skali.



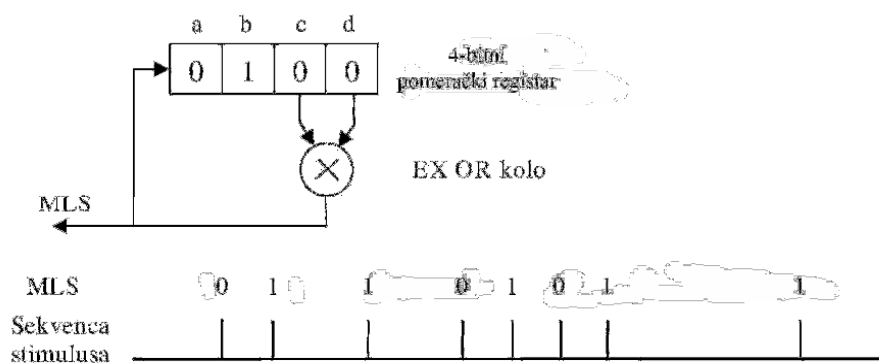
Slika 2.10 TEOAE sa a) impulsnom stimulacijom i b) sa "chirp" stimulacijom.

Na slici 2.10 prikazan je odziv kohlee na "click" stimulus i "chirp" stimulus za isto uho. Uočava se bolji odnos signal šum kao i bolja spektralna raspodela odziva pri korišćenju "chirp" stimulusa.

#### 2.4.5. OAE izazvana MLS sekvencom impulsa

Potencijalno najveća primena evociranih OAE je skrining novorođenčadi radi rane detekcije oštećenja sluha. U ovim uslovima poželjno je da trajanje snimanja bude što kraće. Ovaj kriterijum je u suprotnosti sa vremenom usrednjavanja potrebnim za izdvajanje OAE iz šuma. Jedno od rešenja je primena MLS (*Maximum Length Sequences*) sekvenci impulsa (Burkhard et al., 1990).

MLS sekvenca se elektronski generiše pomoću pomeračkog registra u kombinaciji sa **EX OR** logičkim kolom. Primer jednog ovakvog generatora je dat na slici 2.11 gde je pomerački registar dužine 4 bita (a-b-c-d). Osobina ovakvog generatora je da na izlazu daje slučajnu sekvencu impulsa, u zavisnosti od povratne sprege koju ostvaruje **EX OR** logičko kolo maksimalna dužina slučajne sekvence je  $L = 2^m - 1$  bit intervala, a  $m$  – je broj bita u pomeračkom registru (u ovom slučaju je  $L = 15$ ,  $m = 4$ ). Kada generator završi generisanje maksimalne sekvence on je nadalje ciklično ponavlja čime se u kontinualnom vremenu dobija pseudoslučajna sekvenca impulsa.



Slika 2.11 Princip generisanja **MLS** sekvence impulsa.

Osobina koja **MLS** sekvence čini interesantnim i primenljivim za merenje signala **TEOAE** je činjenica da vreme između pobudnih stimulusa može biti mnogo kraće od vremena odziva kohlee, koje je reda 20 ms (Thornton, 1993). Na taj način brzina generisanja impulsa stimulusa može iznositi i preko 500 impulsa/s, odnosno rastojanje između impulsa manje od 2 ms. Ovaj princip je već iskorišćen u merenju auditornih moždanih talasa (Burkhard et al., 1990) i kod merenja eha u arhitektonskoj akustici (Chu, 1984). Ovako veliki broj impulsa u stimulusu očigledno će dovesti do značajnog preklapanja signala **OAE** (prema prethodnom primeru na svake 2 ms pojavljuje se impuls stimulusa a trajanje signala **OAE** je 20 ms). Sledi opis tehnike primene **MLS** sekvence stimulusa.

Neka je  $T$  minimalno rastojanje između susednih impulsa **MLS** sekvence (bit interval). Signal u ušnom kanalu koji odgovara celokupnoj dužini **MLS** sekvence se memoriše u kružnu buffer-memoriju. Iz nje se celokupni snimak iščitava ali svaki put zarotiran u levo za bit interval  $T$ . Snimak se invertuje kada je prvi bit interval **MLS** sekvence 0. Na slici 2.12 prikazan je jedan primer ovako formulisanog dekonvolucionog procesa (Thornton, 1996). Prvi red u levoj matrici odgovara osnovnoj

**MLS** sekvenci za  $m = 3$  i  $L = 7$ ; drugi red predstavlja istu sekvencu pomerenu u levo za jedan bit tako da je drugi bit **MLS** sekvence na prvom mestu a prvi bit se premešta na zadnju poziciju (kružna cirkulacija unutar **MLS** sekvence); itd. do poslednjeg bita na prvom mestu. Ovako formirana matrica se množi vektorom koji se formira na bazi prethodno formulisanog uslova: ako je prvi bit u nekom redu matrice 1 tada se taj red množi sa 1, ako je prvi bit 0 tada se taj red množi sa -1. Rezultat množenja je desna matrica. Sledeći korak jeste akumuliranje (sabiranje) kolona rezultujuće matrice a rezultat je dat ispod matrice (slika 2.12). Nakon akumuliranja ostaje signal **OAE**, u datom primeru uvećan 4 puta. Kao pobudni stimulus može se koristiti impuls, tonksi impuls ili šumni impuls.

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \\ -1 \\ 1 \\ -1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & -1 & -1 & -1 \\ 0 & -1 & 0 & -1 & -1 & -1 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -1 & -1 & 0 & 0 & -1 \\ 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$


---


$$\text{SUM} = 4 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0$$

Slika 2.12 Proces dekonvolucije za **MLS** sekvencu sa  $n=3$ . Operator  $x$  definiše matematičku operaciju množenja svakog reda matrica sa elementom vektora

Problem u primeni **MLS** sekvence se nalazi u činjenici da se u procesu usrednjavanja (desna matrica, Slika 2.12) mora koristiti celokupna **MLS** matrica. Ukoliko bi dužina **MLS** sekvence bila velika, za memorisanje **MLS** matrice bila bi potrebna vrlo velika memorija. Sa druge strane, dugačka **MLS** sekvencu bila bi lako podložna uticaju signala smetnji pa bi odbacivanje cele sekvence, po principu kako se to radi kod impulsne **EOAE**, značajno produžilo test. Očigledno je neophodan pažljiv izbor uslova primene stimulusa na bazi **MLS** sekvence.

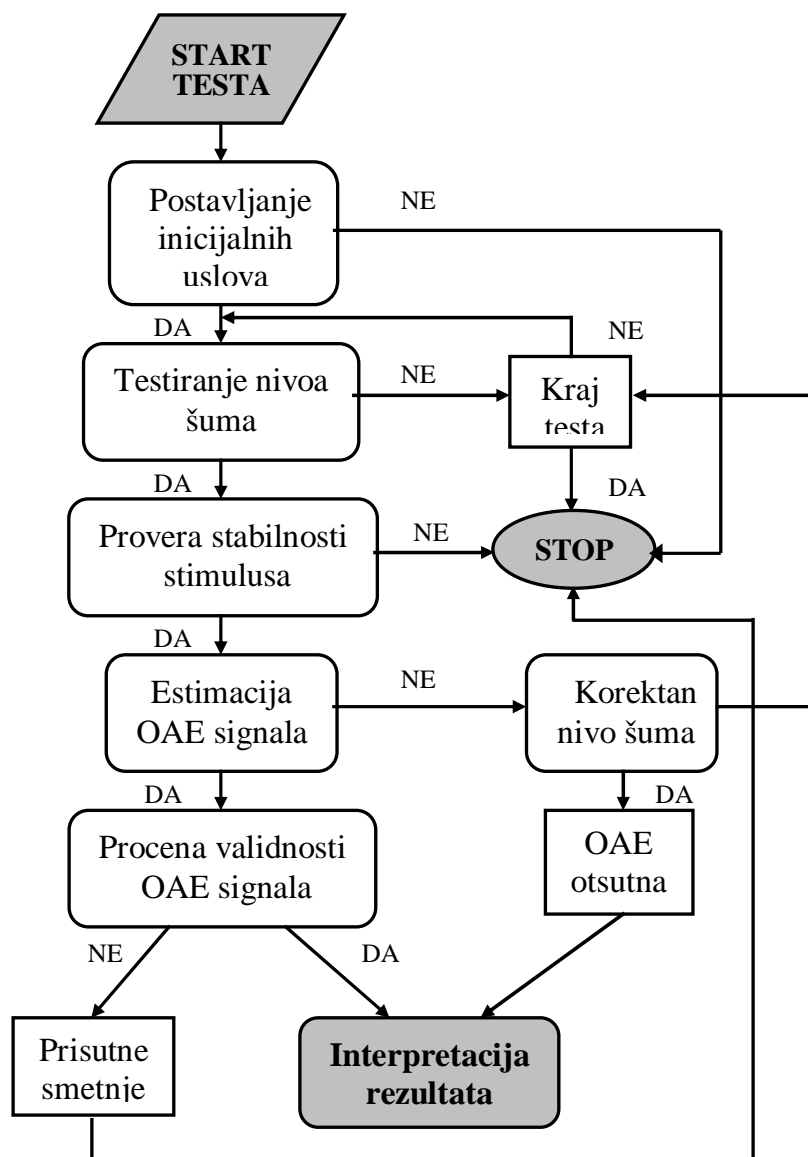
## 2.5. Jedno rešenje merenja TEOAE i DPOAE

Pored značaja u naučnim istraživanjima i kliničkoj praksi, merenje otoakustičke emisije je postalo standardna procedura provere sluha novorođenčadi u velikom broju zemalja (u razvijenim zemljama je obavezna), najčešće kao deo nacionalnog skrining programa. Usled nepostojanja opšteprihvaćenog standarda, na tržištu postoje uređaji koji se značajno razlikuju po koncepciji i funkcijama koje su dostupne korisnicima. Uglavnom su to specijalizovana hardverska rešenja namenjena kliničkoj praksi ili skriningu sluha. Kod kliničkih uređaja akvizicioni modul i modul za detekciju **OAE** su integrisani i sa **PC** računarom čine celinu. Uređaji namenjeni skriningu su portabilni i najčešće su realizovani na bazi **DSP** procesora.

Međutim, sa poboljšanjem karakteristika računara i zvučnih kartica moguće je realizovati uređaj za merenje **OAE** koji bi bio pogodan i za kliničku upotrebu i za skrining sluha. Uređaji za merenje **OAE**, pored osnovne funkcije (merenja otoakustičke emisije) treba da omoguće i funkcije koje se odnose na razmenu podataka i praćenje pacijenata. Odnosno, neophodno je da predstavljaju element mrežno orjentisanog sistema sa hijerarhijski struktuiranim i organizovanim pristupom podacima. Samo tako koncipirani uređaji omogućavaju implementaciju nacionalnih **OAE** skrining programa kao dela preventivnih zdravstvenih mera koje preduzima veliki broj zemalja.

Jedan takav uređaj (**COCHLEA**) je razvijen u okviru tehnološkog projekta Ministarstva za nauku republike Srbije (Tehnološki projekat br. IT108.0239.B/2, П5208/03), a predstavlja prvi korak i osnovu istraživačkog rada u okviru ove disertacije. Polazeći od zahteva koje bi jedan uređaj opšte namene za merenje **OAE** trebalo da ima, definisani su funkcionalni zahtevi na osnovu kojih je koncipirana i realizovana **COCHLEA**.

**COCHLEA** je uređaj za merenje **OAE** koji u sebi objedinjuje funkcije aparata koji treba da omogući kliničku primenu, skrining sluha i naučnoistraživački rad. Mogu se uočiti dva funkcionalna modula od kojih je jedan za merenje **OAE** a drugi je baza podataka. U okviru modula za merenje **OAE** implementirani su: modul za merenje **TEOAE** i modul za merenje **DPOAE**. Modul baze podataka je realizovan tako da omogući prikupljanje, čuvanje i razmenu podataka u cilju primene **COCHLEE** u okviru nacionalnog skrining programa.



Slika 2.13 Dijagram toka osnovnih operacija u obradi signala **TEOAE**.

### 2.5.1. Modul za merenje **TEOAE**

Ovaj modul omogućava merenje **TEOAE**, statističku analizu podataka i tumačenje dobijenih rezultata u realnom vremenu. U uređaju je primenjen postupak merenja i statističke analize opisan u odeljku 2.4 (2.4.1-2.4.3). Algoritam za merenje **TEOAE** prikazan je na slici 2.13. Pre početka merenja moguće je podesiti/izmeniti parametre (nivo pobudnog signala, broj paketa, prag odbacivanja itd.) koji utiču na merenje. U toku samog snimanja proverava se nivo šuma i stabilnost pobude. Ukoliko se merenje odvija u zadatim granicama, na ekranu **COCHLEE** dobija se prikaz kao na

Slici 2.14. U realnom vremenu mogu se pratiti karakteristike pobudnog signala, snimljenog odziva u ušnom kanalu kao i procenjenog nivoa OAE i šuma.



Slika2.14 Izgled ekrana COCHLEE u toku merenja TEOAE.



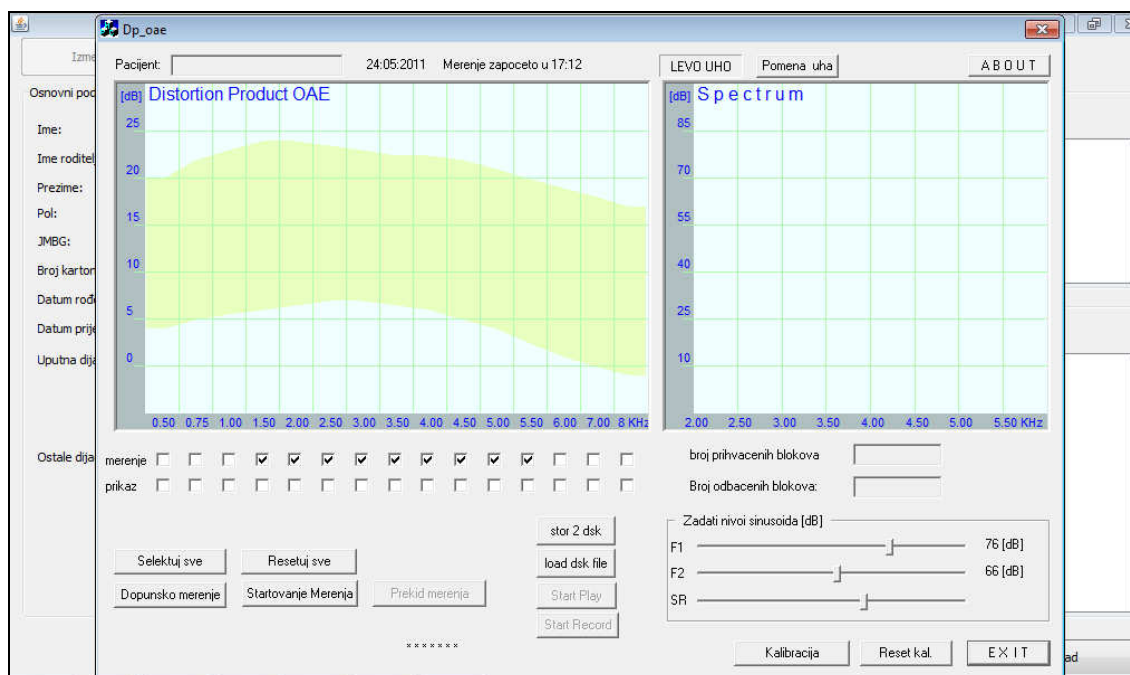
Slika2.15 Izgled ekrana COCHLEE po završetku skringing testa.

U okviru modula za merenje TEOAE implementiran je i modul za skringing testiranje stanja senzornog dela auditornog puta. Skringing test je derivat TEOAE merenja

čiji je cilj dobijanje binarne informacije (postoji/ne postoji) o prisustvu **TEOAE** kod ispitanika (Slika 2.15).

## 2.5.2 Modul za merenje **DPOAE**

**DPOAE** nam daje mogućnost ispitivanja funkcije kohlee u uskoj oblasti - na jednoj frekvenciji. Frekvencije u uređaju **COCHLEA** (slika 2.16) izabrane su tako da odgovaraju frekvencijama koje se ispituju tokom tonalne audiometrije. Algoritam za merenje **DPOAE** sličan je algoritmu za merenje **TEOAE** (slika 2.13). Razlika je samo u delu koji se odnosi na estimaciju signala **OAE**. Estimacija signala **DPOAE** zasniva se na postupku procene nivoa šuma i prisutnosti **DPOAE** u susjednim binovima, opisanom u odeljku 2.3. Treba napomenuti da je, kao i kod **TEOAE**, ostavljena mogućnost podešavanja intenziteta pobudnih stimulusa.

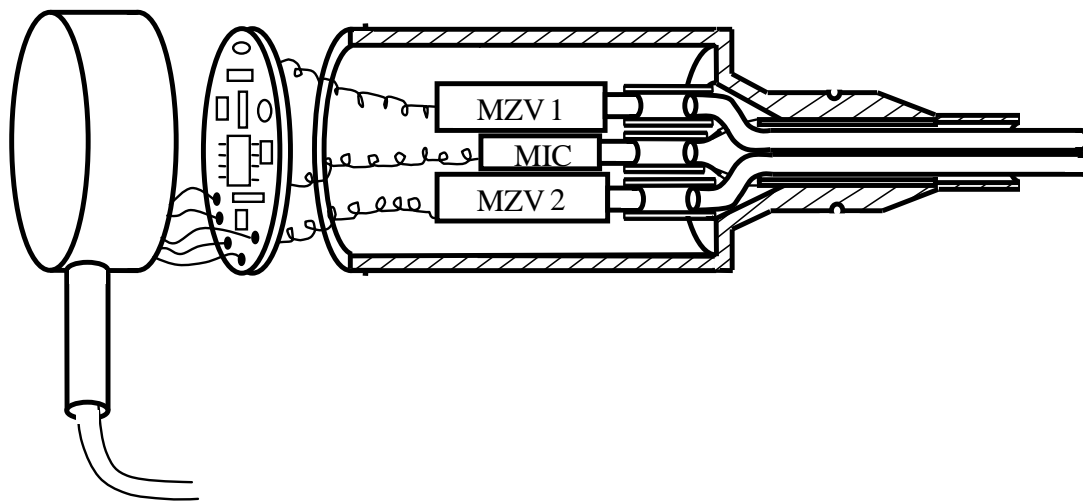


Slika 2.16 Prozor modula za merenje **DPOAE**.

Pri realizaciji uređaja za merenje DPOAE sonda predstavlja najkomplikovaniji deo. Ona je interfejs između čoveka i računara i najvažnija karika u pogledu kvaliteta prenosa signala u oba pravca. Ova činjenica zahteva izuzetnu pažnju pri projektovanju sonde i još veću pažnju pri njenoj primeni. Pri konstrukciji sonde neophodno je da se: (i) maksimalno smanji generisanje dodatnih šumova (ii) omogući što bolja zaptivenost

ušnog kanala kako bi izolovanost od spoljašnje buke bila što veća. Pored toga, sonda treba da bude laka i da se može primenjivati od populacije novorođenčadi do odraslih osoba. Primenjeno rešenje sonde u **COCHLE**-i dato je na slici 2.17 (MII2005). U okviru sonde integrisan je niskošumni mikrofonski predpojačavač koji ima za cilj da pojača mikrofonski signal i tako smanji uticaj smetnji koje bi mogle nastati od izlaza mikrofona do ulaska u **A/D** konvertor zvučne kartice.

Sa aspekta akustike, sonda se pojavljuje kao elektroakustički pretvarač a ušni kanal kao zvukovod, zatvoren sa jedne strane sondom a sa druge strane bubnom opnom. Ušni kanal je kod odraslih osoba dužine oko 25 mm, dok je kod male dece oko 15 mm (Saunders et al., 1983; Stinson, 1989). Za frekvencije signala ispod 10 kHz, ovakav ušni kanal može se modelovati cilindrom u kome se pojavljuje incidentni talas generisan iz sonde i reflektovani talas nastao odbijanjem incidentnog talasa od bubne opne (Kurtović, 1980). Deo incidentnog talasa prolazi kroz bubnu opnu i preko srednjeg uha stiže u kohleu.



Slika 2.17 Konstrukciono rešenje sonde **COCHLEE**.

Ubacivanjem sonde u ušni kanal efektivna dužina kanala kod odrasle osobe se smanjuje na 15-20 mm. Sa ovakvim volumenom ušni kanal pokazuje nekoliko efekata. Prvo, za frekvencije stimulusa ispod 2 kHz, kada su talasne dužine stimulusa mnogo veće od dimenzija ušnog kanala, incidentni i reflektovani talasi su približno istog faznog stava tako da je zvučni pritisak približno konstantan duž ušnog kanala. Drugo zatvoreni ušni kanal kao zvučna komora pokazuje rezonantne osobine na frekvencijama stimulusa čije polu-talasne dužine (ili njihovi multipli) odgovaraju dužini ušnog kanala (maksimumi na oko 8 kHz i oko 16 kHz). Na tim frekvencijama spektar zvučnog polja u



ušnom kanalu je intenzivniji za oko 10 dB. I treće, na frekvencijama stimulusa čija je četvrt-talasna dužina porediva sa dimenzijama zatvorenog ušnog kanala pojavljuju se spektralni minimumi (na oko 4 kHz i oko 12 kHz). Sa dubljim postavljanjem sonde u ušni kanal dolazi do približavanja sonde bubnoj opni i pomeranja spektralnih minimuma ka višim frekvencijama (Siegel, 2002). Ovaj primer pokazuje da su spektralne varijacije zvučnog polja u ušnom kanalu neonatusa i male dece, gde je sonda veoma blizu bubne opne, vrlo male - do frekvencija stimulusa od oko 6 kHz. Prema tome, zbog problema prostorne neuniformnosti spektra zvučnog polja, problem kalibracije sonde postavljene u ušni kanal mnogo je izraženiji kod odraslih osoba nego kod dece.

Kod praktičnog merenja **OAE** najveća pažnja je potrebna pri postavljanju sonde u ušni kanal i pri kalibraciji. Operaciju postavljanja neophodno je pažljivo izvesti kako bi, sa jedne strane, oliva hermetički zatvorila ušni kanal i time maksimalno izolovala ušni kanal od spoljašnje buke (od 10 do 20 dB; Berger, 1989), i sa druge strane, mora se voditi računa da ne dođe do začepljenja zvučnika sonde cerumenom. Od ugla koji zauzima osa sonde u odnosu na osu ušnog kanala u velikoj meri zavisi oblik spektra stimulusa kod **TEOAE** (Kemp, 1999).

Da bi se dobila pobuda bubne opne sa što ujednačenijim spektrom može se primeniti postupak digitalnog inverznog filtriranja (Wightman, 1989; Van Campen, 1994). Cilj je da se odredi prenosna karakteristika sistema sonda - ušni kanal - bubna opna i da se ona kompenzuje. U primeni ove tehnike mora se voditi računa da svako novo postavljanje sonde u drugi ili čak isti ušni kanal jeste, sa akustičkog aspekta, sasvim drugačija situacija gde su i spektri drugačijih oblika.

Iz opisanih razloga u uređaju **COCHLEA** nije primenjen ovakav pristup u postizanju zadatog nivoa sonde već se intenzitet pobudnog signala određuje iterativnim postupkom.

Navedeni uslovi moraju biti ispunjeni pri primeni sonde za merenje TEOAE i DPOAE, s tim što za merenje DPOAE moraju biti ispunjeni i sledeći dodatni uslovi: sonda mora posedovati dva zvučnika a karakteristike zvučnika moraju biti takve da ne dolazi do harmonijskih izobličenja na frekvencijama od interesa. Ovi uslovi dodatno komplikuju projektovanje sonde i zahtevaju pažljiv izbor zvučnika i frekvencija na kojima će se meriti DPOAE.

## 3. Sadržaj istraživanja

Prvi deo istraživanja obavljenih u okviru ove disertacije, odnosi se na teorijsku analizu vrsta, prirode nastajanja i postupaka za detekciju **OAE**. Teorijsko razmatranje načina pobuđivanja i generisanja signala **OAE** u kohlei, njegovog prenosa do ušnog kanala, snimanja u ušnom kanalu, statističkih postupaka i kriterijuma za detekciju **OAE** kao i načina predstavljanja i tumačenja dobijenih rezultata merenja, predstavljaju polaznu tačku u razumevanju problematike merenja **OAE**. Posebna pažnja je posvećena analizi uticaja šumova i statističkih postupaka za njihovo potiskivanje na pouzdanu detekciju **OAE**.

Drugi deo istraživanja odnosi se na eksperimentalno snimanje i karakterizaciju akustičkih šumova kao i na primenu postupaka za potiskivanje biološkog šuma. Na osnovu teoretskih razmatranja definisani su eksperimentalni uslovi za snimanje bioloških šumova i **TEOAE**. Razvijen je postupak za adaptivno potiskivanje biološkog šuma i osmišljeni su i sprovedeni numerički eksperimenti za proveru uspešnosti primenjenih algoritama.

### 3.1. Formulacija problema

Merenje tranzijentne otoakustičke emisije je metod koji se danas često koristi u kliničkoj praksi za proveru kvaliteta sluha (Robinette, 2002). Veoma brzo po otkriću uočeno je da je merenje **TEOAE** pogodna metoda za skrining sluha. Za pobuđivanje se u tom slučaju najčešće koristi kratkotrajni pravougaoni impuls intenziteta 80-88 dB SPL (Hall, 2000). Međutim, prisustvo artefakta pobudnog stimulusa i šumova u ušnom

kanalu, prouzrokuju ozbiljne poteškoće u detekciji signala **TEOAE**. Osnovni problem je veoma nizak nivo **OAE** (10 do 20 dB SPL) (Robinette, 2002), što je značajno ispod nivoa šuma koji se pojavljuje u ušnom kanalu. U cilju potiskivanja artefakta pobudnog stimulusa i linearnih komponenti odziva koje se javljaju u ušnom kanalu, najčešće se koristi metoda nelinearnog-diferencijalnog usrednjavanja (*Derived Non-Linear Response*; Kemp et al., 1986).

Akustički šumovi koji se javljaju u ušnom kanalu mogu biti eksterni (ambijentalna buka) i interni (biološki šum). Biološki šum u ušnom kanalu je rezultat funkcionisanja ljudskog organizma (otkucaji srca, disanje, funkcija unutrašnjih organa, pokreti tela itd.) i on, kao širokopjasni šum (Nixon, 1966), značajno maskira signal **OAE** posebno u frekvencijskoj oblasti ispod 1000 Hz (Lasky, 1998). Intenzitet biološkog šuma izmerenog u otvorenom ušnom kanalu iznosi oko 20 dB SPL za zdravu mladu osobu (Killion, 1976). Zatvaranje ušnog kanala (postavljanjem sonde za merenje **OAE** koja hermetički zatvara ušni kanal) dovodi do porasta intenziteta biološkog šuma na 30 dB SPL (Kei et al., 2003; Widmalm et al., 2003).

I pored preporuke o nivou ambijentalne buke za snimanje **OAE** od 40 dB SPL (Kemp, 2002) i činjenice da je izolacija od spoljašnje buke u ušnom kanalu, kada se on zatvori sondom, 10 do 20 dB SPL (Whitehead et al., 1994) nivo buke u ušnom kanalu i dalje je značajno veći od nivoa signala **OAE**. Ovo je najvećim delom posledica prisutnosti bioloških šumova. Zbog toga biološki šumovi mogu predstavljati problem pri merenju otoakustičke emisije (Kapadia, 1997; Hurley, 1994; Kummer et al., 1998; Gorga et al., 2000; Gorga et al., 2003; Whitehead et al., 1993; Jacobson, 1994; Lasky, 1998; Tlumak, 2001), pogotovu kod novorođenčadi (Lasky, 1998)

Da bi se postigao zadovoljavajući odnos signal/šum i poboljšala pouzdanost detekcije **OAE**, primenjuju se različite metode zasnovane na poboljšanju uslova snimanja, optimizaciji karakteristika pobudnog signala, kao i na poboljšanju algoritama za obradu **OAE** signala (Bray, 1987; Muller, 2002; Neumann, 1994; Rasmussen, 1998; Thornton, 1993 ).

Jedna od metoda za potiskivanje šuma je adaptivno filtriranje pomoću jednog ili više referentnih mikrofona (Delgado et al., 2000; Muller, 2002).

Muller i Kompis (Muller, 2002) su, za potiskivanje šuma pri merenju **TEOAE**, koristili referentni mikrofoni smešten u neposrednoj blizini uha u kome se meri **TEOAE**. Ovaj postupak daje rezultate u potiskivanju ambijentalnog šuma ali nije u

stanju da potisne biološki šum. Uklanjanje biološkog šuma je komplikovano (Kompis, 2000), dok je u uslovima merenja kod novorođenčadi ovaj parametar van kontrole.

Delgado (Delgado et al., 2000) je za adaptivno potiskivanje šuma pri merenju **DPOAE** koristio dva referentna mikrofona, od kojih je jedan bio u kontralateralnom uhu. Ovaj mikrofoni je snimao interni i eksterni šum u ušnom kanalu. Iako predloženi metod adaptivnog potiskivanja šuma poboljšava detekciju **DPOAE**, on se ne može koristiti za detekciju **TEOAE** zbog načina pobuđivanja i karakteristika odziva ove dve **OAE**.

Pasivna zvonjava usled intenzivnog pobudnog stimulusa **TEOAE** remeti konvergenciju adaptivnog algoritma i izobličava signal **TEOAE**. Zbog toga je neophodno primeniti algoritam za potiskivanje bioloških šumova koji će voditi računa o specifičnostima **TEOAE**.

Prvi korak u tom cilju je karakterizacija bioloških šumova koji se javljaju u ušnom kanalu. Neophodno je istražiti akustičke karakteristike različitih bioloških signala i korelaciju ovih signala snimljenih u levom i desnom uhu.

Drugi korak je definisanje algoritma za adaptivno potiskivanje biološkog šuma i odgovarajućeg hardversko-softverskog okruženja za testiranje algoritma. Algoritam, pored toga što mora da omogući bolju i sigurniju detekciju **TEOAE**, mora da bude dovoljno brz kako bi ceo postupak merenja **TEOAE** mogao da se odvija u realnom vremenu.

Veoma važan aspekt realizacije je da primena algoritma za adaptivno potiskivanje bioloških šumova ne dovodi do detekcije nepostojećih **TEOAE**.

### 3.2 Cilj istraživanja

Osnovni cilj ovih istraživanja je integracija metoda merenja **OAE** i algoritama potiskivanja šuma i njihova optimizacija sa aspekta prirode upotrebljenih stimulusa za evociranje otoakustičke emisije. Za realizaciju osnovnog cilja definisani su sledeći posebni ciljevi:

- statistička karakterizacija ambijentalnog šuma u ušnim kanalima, njihova statistička međuzavisnost u levom i desnom uvu i uticaj prostornog položaja izvora smetnji,

- statistička karakterizacija biološkog šuma u ušnim kanalima i njihova statistička međuzavisnost u levom i desnom uvu,
- analiza postojećih višekanalnih metoda obrade signala i procena njihovih dometa u primeni kod detekcije signala **OAE**,
- poboljšanje izabranih višekanalnih algoritama potiskivanja šuma na bazi njihove optimizacije prema karakteristikama analiziranih akustičkih i bioloških šumova,
- realizacija hardversko-softverskog rešenja u kome će moći da se primene predloženi postupci i
- eksperimentalna verifikacija postupaka višekanalnog potiskivanja šuma i njihove efikasnosti u potencijalnim kliničkim primenama.

### 3.3 Metodologija istraživanja

Priroda problema je takva da zahteva primenu metoda i tehnika istraživanja u medicini, akustici, elektroakustici, obradi signala i informacionim tehnologijama. Metodološki postupak u ovom istraživanju trebalo je da omogući definisanje kriterijuma i uslova za: definisanje algoritamskih postupaka za poboljšanje detekcije **OAE** u šumu, realizaciju hardversko-softverskog rešenja u kome će moći da se primene predloženi postupci i prikupljanje statistički reprezentativnih podataka za objektivnu proveru implementiranih rešenja.

Metodološki postupak u realizaciji ovih istraživanja sadrži:

1. Teorijsko razmatranje postupaka merenja **OAE**.
2. Formiranje reprezentativnog uzorka ispitanika.
3. Definisanje i prikupljanje baza stimulusa.
4. Analizu i karakterizaciju šumova u ušnom kanalu.
5. Definisanje algoritma za detekciju signala **OAE**.
6. Realizacija hardversko-softverskog okruženja za implementaciju predloženih rešenja.
7. Numeričke eksperimente primene predloženih rešenja.
8. Simulaciju realnih uslova detekcije **OAE** u biološkom šumu, statističku obradu dobijenih rezultata i procenu uspešnosti predloženih postupaka.

**Teorijsko razmatranje postupaka merenja OAE** - Obuhvata kritičko prikupljanje, odabir i grupisanje teorijskih saznanja i praktičnih dostignuća u razumevanju procesa koji leže u osnovi nastajanja **OAE**, sagledavanje prednosti i mana pojedinih pristupa u pobuđivanju **OAE**, postupaka za detekciju i uticaja šumova na merenje **OAE**.

**Formiranje reprezentativnog uzorka ispitanika** – S obzirom na postavljene ciljeve istraživanja, metodološki pristup u formiranju reprezentativnog uzorka mora da zadovolji određene etičke, medicinske i israživačke zahteve. Neophodno je da učesnici u prikupljanju eksperimentalnih podataka budu obavešteni o karakteru i svrsi istraživanja, da daju saglasnost za učešće u istraživanju i da istraživanja ni na koji način ne ugrožavaju zdravlje učesnika u eksperimentima. Uzorak čine subjekti koji nemaju medicinsku istoriju kardiovaskularnih i plućnih bolesti, kao ni drugih fizioloških poremećaja koji bi mogli da utiču na karakteristike bioloških šumova od interesa. Uzorak je dovoljno veliki kako bi se iz njega mogao definisati podskup subjekata sa dobrom **TEOAE**.

**Definisanje i prikupljanje baza stimulusa.** - Na osnovu rezultata teorijskih razmatranja definisana je struktura dve osnovne baze podataka. Prvu bazu podataka činila su merenja **TEOAE** ispitanika. Metodološki to podrazumeva definisanje uslova merenja, načina snimanja i struktuiranja snimljenih podataka. Na osnovu rezultata teorijskih razmatranja i ciljeva istraživanja definisani su kriterijumi za odabir ciljane grupe ispitanika koji su učestvovali u drugoj fazi eksperimenta.

Druga faza eksperimenta imala je za cilj prikupljanje podataka o biološkim šumovima u ušnom kanalu. I u ovoj fazi bilo je neophodno definisanje uslova merenja, načina snimanja i struktuiranja snimljenih podataka.

**Analiza i karakterizacija šumova u ušnom kanalu.** - Metodološki pristup u analizi i karakterizaciji šumova u ušnom kanalu zasnivao se na teorijskim i eksperimentalnim istraživanjima. Teorijskim istraživanjima dominantno su obuhvaćeni eksterni šumovi, dok će se u analizi i karakterizaciji bioloških šumova koristio i teorijski i eksperimentalni pristup. U istraživanju su korišćeni postojeći softverski paketi za akustička merenja karakteristika bioloških šumova (**PRAAT**, **ADOBE AUDITION**). Za istraživanje korelacije i koherencije signala snimljenih u levom i desnom uhu napisani su programi u **MATLAB-u**, dok su se za statističku analizu koristili **EXCEL** i **SPSS**.

**Definisanje algoritma za predobradu signala OAE.** - Ovaj segment istraživanja podrazumeva struktuiranje detaljnog algoritma za detekciju signala

**TEOAE.** U skladu sa metodologijom pisanja softvera to podrazumeva definisanje: skupova ulaznih i izlaznih podataka, funkcija i procedura kao i detaljnog dijagrama toka. Prilikom izrade algoritma vodilo se računa o stabilnosti i brzini izvršenja.

**Realizacija hardversko-softverskog okruženja za implementaciju predloženih rešenja.** - Kako bi se obezbedio potpuni uvid i kontrola nad podacima, softver za detekciju **TEOAE** je realizovan u MATLAB okruženju na **PC** platformi. Softver je realizovan u vidu dva modula: modul za predobradu signala i modul za standardnu detekciju signala **TEOAE**.

**Numerički eksperimenti primene predloženih rešenja.** -Na definisanom skupu ulaznih podataka optimizovani su parametri predloženog rešenja u pogledu stabilnosti, brzine konvergencije i poboljšanja parametara detekcije **TEOAE**.

**Simulacija realnih uslova detekcije OAE u biološkom šumu, statistička obrada dobijenih rezultata i procena uspešnosti predloženih postupaka.** - Ovaj deo istraživanja odvijao se kroz sledeće faze: definisanje procedure i dobijanje signala **TEOAE** zašumljog biološkim šumom, primena predloženog postupka za detekciju **TEOAE** na kontrolisano pripremljenom uzorku podataka, statistička obrada dobijenih rezultata i procena uspešnosti postupka predobrade signala odziva OAE. U okviru definisanja i dobijanja signala **TEOAE** zašumljog biološkim šumom, korišćen je postojeći softverski alati PRAAT i ADOBE AUDITION 3.0. Postupak za detekciju **TEOAE** na kontrolisano pripremljenom uzorku podataka realizovan je u MATLAB okruženju u "*off-line*" režimu rada. Za statističku obradu dobijenih rezultata i procenu uspešnosti postupka predobrade signala odziva **OAE** korišćen je softverski paketi EXCEL i SPSS.

## **4. Analiza akustičkih šumova i njihovog uticaja na OAE**

Nepovoljan odnos signal/šum može imati negativne posledice na skrining testove jer se, usled delovanja različitih šumova (Rhoades et al., 1998; Norton, 1993), mogu dobiti rezultati koji pokazuju da kod ispitanika nije prisutna **OAE**, iako ona postoji. Svaki lažni pozitivni nalaz na skrining testu podrazumeva dodatno testiranje i retestiranje što uvećava troškove dijagnostike i dovodi do nepoverenja u samu metodu. Zbog toga je poznavanje izvora šumova i njihovih karakteristika jedan od osnovnih preduslova za iznalaženje adekvatnih postupaka za merenje **OAE**. U poglavlju 4 detaljno su opisani akustički šumovi koji se mogu javiti u toku merenja **OAE** kao i njihove karakteristike. U ovom poglavlju će se opisati spoljašnji (eksterni) i biološki (interni) šumovi koji se mogu javiti u toku snimanja **OAE**.

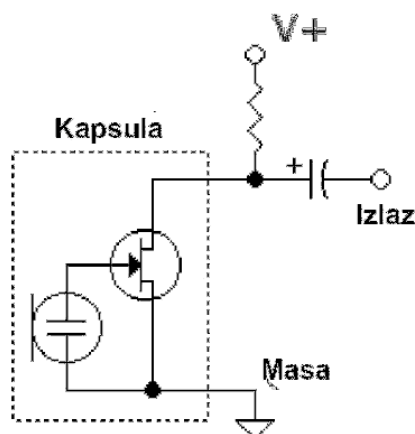
### **4.1. Karakterizacija spoljašnjih maskirajućih šumova**

Podela šumova na interne i eksterne može se proširiti kako bi se bolje razumele karakteristike pojedinih šumova. Posmatrajući proces merenja signala **OAE**, bolji pristup podeli je na šumove: merne opreme, okruženja i ispitanika (Kemp, 1997; Popelka et al., 1998; Muller, 2002). Uočava se da je skup eksternih šumova podeljen na dva podskupa: šumovi merne opreme i šumovi okruženja. Strogo posmatrano, ne mogu se svi šumovi merne opreme podvesti pod akustičke šumove. Naime, određeni broj šumova koji nastaju usled rada merne opreme, može poticati iz različitih izvora, ali se zbog njihovog uticaja na proces merenja i dobijene rezultate o njima mora voditi računa.



#### 4.1.1 Karakteristike šumova merne opreme

Šumovi merne opreme predstavljaju sve šumove koje oprema može generisati u toku procesa merenja **OAE**. Ovi šumovi mogu biti posledica slučajnih procesa (*random noise*) ili mogu nastati usled nelinearnosti merne opreme (Thornton et al., 1994). Mogu nastati u mikrofону, zvučniku, pojačavačima ili se mogu prostirati kroz napajanje (Arlinger, 1981; Baer, 1992). Takođe, mogu biti posledica diskretizacije i/ili zaokruživanja pri računskim operacijama.



Slika 4.1 Shema elektret mikrofona sa predpojačavačem.

Mikrofoni koji se koriste u sondama uređaja za merenje **OAE** su minijaturnih dimenzija i neophodno je da poseduju sopstveni šum malog intenziteta (Lonsbury-Martin et al., 1997; Painter, 1997).

Harmonijsko izobličenje zvučnika može biti ograničavajući faktor pri merenju **OAE** (Whitehead, 1994). Pri većim intenzitetima pobudnog signala zvučnik ulazi u režim nelinearnog rada pri čemu se generišu spektralne komponente koje dovode do neregularnosti u merenju. Nelinearne komponente se mogu pogrešno protumačiti kao signal **OAE**. Zbog toga se, posebno kod merenja **DPOAE**, vodi računa o uparenosti zvučnika i izboru frekvencija  $f_1$  i  $f_2$ .

Karakteristike pojačavačkih elemenata, na današnjem stupnju tehnološkog razvoja, su takve, da njihov šum ne utiče na merenje signala **OAE**. Veći problem predstavljaju smetnje koje se mogu javiti u napajanju. Šum napajanja najnepovoljnije deluje na mikrofonski predpojačavač. Predpojačavač mikrofona koji se koristi u sondi **COCHLE**-e za merenje **OAE** realizovan je na bazi **FET** tranzistora tako da se smetnje

u napajanju sa minimalnim slabljenjem pojavljuju na mikrofonskom izlazu (Slika 4.1). Neophodno je da se šum napajanja svede na minimum, a pogotovo je to važno za napajanje mikrofona. Merenja **OAE COCHLEA** aparatom su pokazala da se dobijeni rezultati razlikuju (odnos signal/šum, nivo **OAE** i reproduktivnost) kada se kao izvor napajanja koristi spoljašnje napajanje ili sopstveno baterijsko napajanje. Prelaskom na baterijsko napajanje izostaje "brum" koji dolazi iz spoljašnje mreže. Ukoliko se napajanje mikrofona, koje potiče od baterijskog napajanja računara, dodatno filtrira filtrom propusnikom niskih frekvencija situacija se popravlja. Filtriranjem se slabe smetnje koje se prenose kroz napajanje, prouzrokovane radom "switch-era" i oscilatornih kola u računaru.

Po otkriću **OAE** probleme pri merenju su predstavljali šumovi digitalizacije i zaokruživanja pri računskim operacijama. Prvi **A/D** konvertori koji su se koristili bili su 12-to bitni pa je, s obzirom na intenzitet signala pobude (preko 80 dB), bilo teško pokriti dinamički opseg signala koji se javlja u ušnom kanalu.

Posmatrajući grešku kvantizacije kao aditivni šum, može se pokazati da je odnos signal šum dat relacijom (Oppenheim et al., 1999)

$$SNR = 6.02B + 10.8 - 20 \log_{10} \left( \frac{X_m}{\sigma_x} \right) \quad (J4.1)$$

gde su: B - broj bita **A/D** konvertora,  $X_m$  - opseg **A/D** konvertora,  $\sigma_x$  - rms signala.

Odnos signal/šum zavisi od rezolucije **A/D** konvertora i što je broj bita veći to je i odnos signal/šum veći. **A/D** konvertori visoke rezolucije postali su komercijalno dostupni na tržištu pa je i u **COCHLEA**-i ugrađen standardni eksterni 24-voro bitni **A/D** konvertor (*USB Sond Blaster live 24-bit*).

Usled karakteristika signala koji se meri u ušnom kanalu poslednji član u jednačini (J4.1) može značajno uticati na vrednost **SNR**. Pobudni signal za merenje **TEOAE** je jako kratak (80 $\mu$ s) sa intenzitetom 80-85 dB dok signal odziva i šuma značajno duže traje (oko 20ms) sa intenzitetom između 30 i 50 dB. Uzimajući ove vrednosti može se približno odrediti gornja vrednost poslednjeg člana u jednačini i ona iznosi oko 50 dB. Uvršćujući ovu vrednost i vrednost za broj bita **A/D** konverzije u jednačinu J4.1 dobija se da je **SNR**  $\approx$  100 dB. U odnosu na druge šumove koji se mogu javiti tokom merenja, šum kvantizacije se može zanemariti. Međutim, treba voditi računa da se prilikom proračuna pojačavača pojačanje podesi tako da mereni signal pokriva ceo merni opseg **A/D** konvertora.

Računari koji obavljaju veliki broj računarskih operacija nad brojevima koji su predstavljeni u pokretnom zarezu (nekoliko miliona u sekundi) značajno su olakšali implementaciju algoritama za digitalnu obradu podataka. Repräsentacija brojeva u pokretnom zarezu, sa dovoljno velikom mantisom i eksponentom faktora za skaliranje, omogućila je da greška zaokruživanja postane dovoljno mala i da ne utiče na dobijene rezultate.

#### 4.1.2 Karakteristike ambijentalnih akustičkih šumova

Postoji nekoliko faktora koji utiču na karakteristike ambijentalnih šumova koji se mogu detektovati u spoljašnjem uhu prilikom merenja **OAE**. Karakteristike izvora spoljašnjeg šuma, karakteristike prostorije, položaj sonde i glave u odnosu na izvor zvuka, zaptivenost ušnog kanala, karakteristike samog ušnog kanala i apsorpcione karakteristike subjekta osnovni su faktori koji utiču na karakteristike šumova snimljenih u ušnom kanalu.

##### 4.1.2.1 Izvori ambijentalnih akustičkih šumova

Tokom snimanja **OAE** mogu se javiti šumovi koji potiču iz različitih izvora. U najširem smislu ove šumove možemo podeliti na: šumove instalacija, šumove instrumentacije, šumove koje generiše osoblje i pacijenti i ostale šumove (Bray, 1987; Maxon et al., 1993; Popelka et al., 1998; DePaul, 1995).

Tabela T4.1 Preporučeni nivo buke u bolnicama i klinikama (Schaffer 2005).

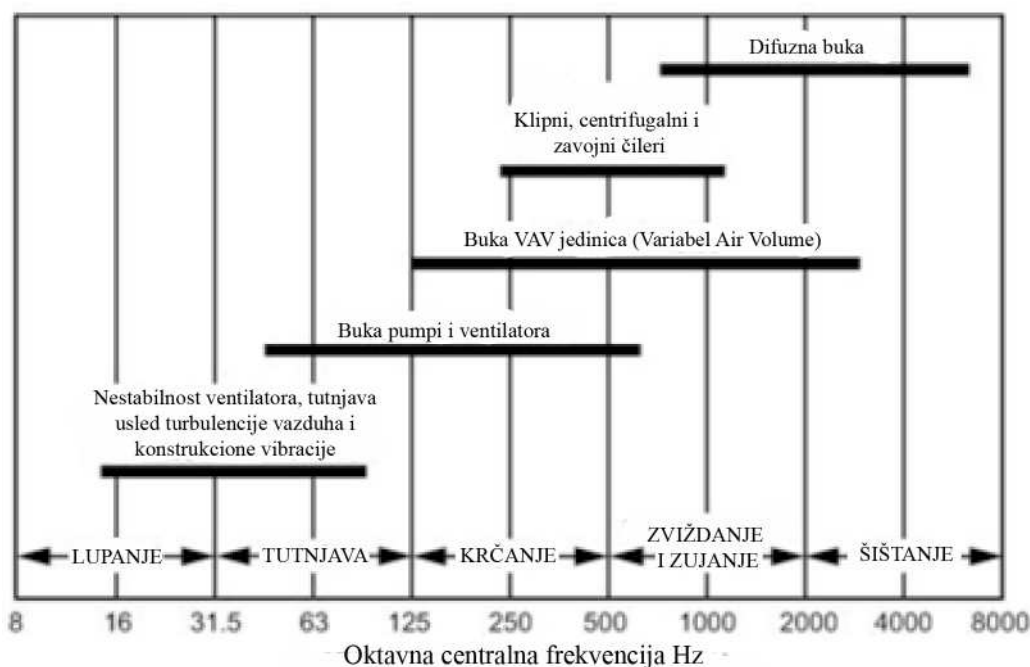
| Tip sobe             | Analiza u oktavnim opsezima | Približan srednji SPL dBA | Približan srednji SPL dBC |
|----------------------|-----------------------------|---------------------------|---------------------------|
| soba za pacijente    | 30                          | 35                        | 60                        |
| odelenje             | 35                          | 40                        | 60                        |
| operaciona sala      | 35                          | 40                        | 60                        |
| koridori i čekaonice | 40                          | 45                        | 65                        |

Pod šumovima instalacija podrazumevaju se svi šumovi koji nastaju u svim instalacijama zgrade. Oni mogu poticati od ventilacije i klimatizacije, vodovoda i kanalizacije, elektroinstalacije (trafoi, neonske lampe itd.) itd. Frekvencijski opseg u

kome se javljaju ovi šumovi pokriva ceo frekventijski opseg od interesa za snimanje **OAE** (Slika 4.2)

Šumovi mogu biti različitog akustičkog kvaliteta, od lupanja do šištanja (Slika 4.2). Različiti postupci za ekstrakciju signala **OAE** polaze od pretpostavke da se ovi šumovi mogu tretirati kao Gausov beli šum. Međutim, ponekad šumovi mogu imati stabilne frekventijske komponente koje predstavljaju problem u tumačenju rezultata merenja **OAE**. (Kok, 1994; Popelka et al., 1998; Arlinger, 1981; Picton et al., 1983).

Prema prihvaćenim normama, intenzitet šumova je definisan za različite vrste građevinskih objekata. Za prostorije sa različitim namenama u okviru bolnica intenzitet šumova dat je u tabeli T4.1.



Slika 4.2 Izvori i vrste šumova instalacija u objektu.

Šumove instrumentacije možemo podeliti na šumove koje izaziva oprema za merenje **OAE** ili druga instrumentacija/oprema koja se nalazi u prostoru za merenje. Kada se radi o kliničkim merenjima ili merenjima za potrebe naučnih istraživanja ovi šumovi se mogu minimizirati isključivanjem pojedinih delova opreme ili izmeštanjem opreme u drugi prostor. Kada se radi o skriningu tada je teško izbeći ove šumove, pogotovo u neonatološkim odelenjima u kojima nivo buke može značajno nadmašiti zakonom propisane nivoe buke. Preporuka je da nivo buke u neonatološkim odelenjima

ne prelazi 45 dB (American Academy of pediatrics, 1997). I najnovije preporuke za dizajn neonatoloških odeljenja (White, 2007) definišu da ekvivalentni nivo zvuka (*Equivalent Sound Level - Leq*) na nivou sata ne bi trebalo da bude veći od 45 dBA odnosno, **L<sub>max</sub>** (na nivou 1 sekunde) ne bi smeo da bude veći od 65dBA. Međutim merenja su pokazala da nivo buke može značajno premašiti ovu vrednost i kretati se u granicama od 58 do 117 dB (Thomas, 1989) odnosno, da se **Leq** kreće u granicama 49,5-89,5 dBA, dok maksimalne vrednosti **L<sub>max</sub>** dostižu 100,81 dBA a vršne vrednosti mogu premašiti i 110 dBA (Matook et al., 2010). Uslovi snimanja u neonatološkim odeljenjima mogu značajno uticati na rezultate merenja OAE (Headley et al., 2000; Salina et al., 2010).

Surenthiran sa saradnicima (Surenthiran et al., 2003) snimao je intenzitet buke u ušnom kanalu beba koje su se nalazile u intenzivnoj nezi, pri različitim uslovima. Snimanjem su bile obuhvaćene tri grupe beba: koje nisu bile na respiraciji (**NS**), koje su bile na konvencionalnoj ventilaciji (**CV**) i one čiji su disajni putevi bili pod kontinualnim pozitivnim pritiskom (**CPAP**). Dobijeni rezultati pokazuju (Tabela T4.2) da karakteristike šuma u ušnom kanalu zavise od uslova u neonatološkom odeljenju.

Tabela T4.2 Srednji nivo intenziteta buke u ušnom kanalu (i spoljašnjoj sredini) beba koje su se nalazile u intenzivnoj nezi (Surenthiran et al 2003).

|   | 0.2 kHz | 0.5 kHz | 1 kHz | 2 kHz | 4 kHz | 6 kHz | 8 kHz |
|---|---------|---------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Bez respiratorne ventilacije            |         |         |       |       |       |       |       |
| u uhu                                   | 52,85   | 45,72   | 41,68 | 36,35 | 34,28 | 34,87 | 38,51 |
| u sredini                               | 52,63   | 48,15   | 39,63 | 34,01 | 35,85 | 34,97 | 36,11 |
| Konvencionalna ventilacija              |         |         |       |       |       |       |       |
| u uhu                                   | 52,38   | 47,01   | 39,42 | 34,23 | 33,25 | 33,27 | 34,97 |
| u sredini                               | 52,59   | 46,6    | 39,18 | 33,77 | 34,2  | 34,61 | 35,98 |
| Kontinuirani pozitivni pritisak protoka |         |         |       |       |       |       |       |
| u uhu                                   | 57,89   | 56,71   | 55,07 | 53,57 | 51,78 | 52,06 | 53,13 |
| u sredini                               | 59,2    | 56,32   | 51,92 | 51,57 | 50,03 | 49,73 | 50,07 |

#### 4.1.2.2 Uticaj prostora u kome se snima **OAE** na karakteristike ambijentalnih akustičkih šumova

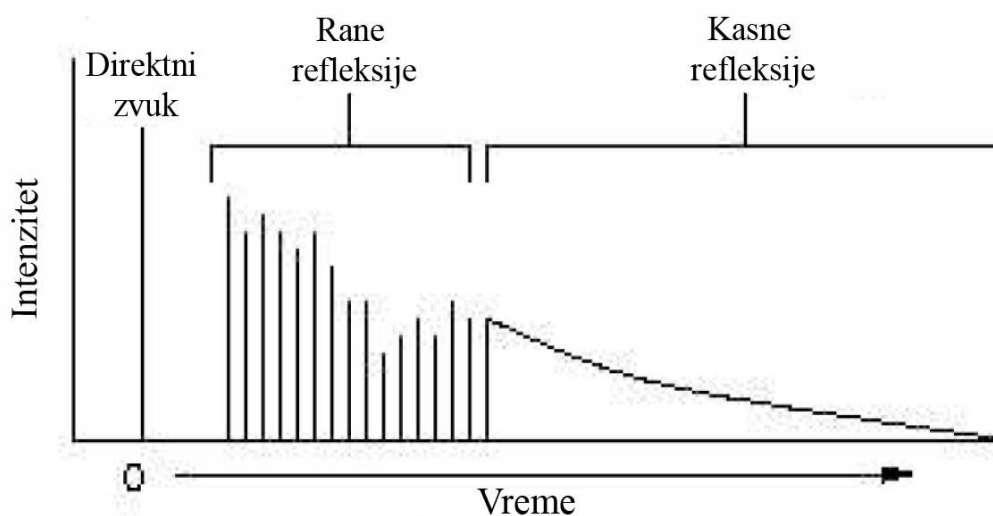
Prostore u kojima se odvija snimanje **OAE** možemo podeliti na dve osnovne kategorije: akustički tretirane prostore (tihe i gluve sobe) i akustički ne tretirane

prostore. Kod akustički tretiranih prostora nivo spoljašnje buke se može držati pod kontrolom u preporučenim granicama (Knight, 1999; Lee, 1999).

Problem kod akustički ne tretiranih prostorija svodi se na broj i položaj izvora spoljašnje buke u odnosu na ispitanika i reverberacione i apsorpcione karakteristike prostora. Tokom snimanja **OAE** može postojati veći broj izvora buke koji kontinualno ili povremeno emituju zvuke. Pored toga, ovi izvori buke mogu zauzimati različite prostorne koordinate u odnosu na ispitanika. Ukoliko je izvor zvuka dovoljno udaljen tada se može smatrati da do ispitanika dopire ravan talas. U suprotnom, upadni talas mora biti tretiran kao sferni talas. Ukoliko je položaj izvora takav da je priroda zvučnih talasa sferna, tada na njih u značajnoj meri utiču faktori kao što su dimenzije grudnog koša i glave ispitanika (Algazi et al., 2002). Odnosno, **ILD** (*Interaural Level Difference*) i **HRFTs** (*Head Related Transfer Functions*) su veoma zavisni od udaljenosti izvora zvuka (Cheng, 2001). Usled toga spektralne karakteristike zvuka koji stiže do levog i desnog uha ispitanika mogu se prilično razlikovati. Međutim, u praktičnoj primeni, za prostiranje zvuka kroz vazduh, na rastojanjima većim od jednog metra, izvor se može smatrati kao udaljeni i talasi koji se prostiru mogu se aproksimirati ravanskim talasima (Brungart, 1999).

Faktori koji utiču na karakteristike zvučnog talasa, koji se prostire od izvora do ispitanika, kreću se od karakteristika vazduha kroz koji se prostire (vlažnost, temperatura pritisak itd) pa do karakteristika različitog broja objekata i prepreka na koje talas nailazi na svom putu do ispitanika, i posle njega. Ispitanik ne absorbuje celokupan zvučni talas već deo nastavlja da se prostire dalje.

Kada zvučni talas naiđe na objekat ili prepreku jedan deo se apsorbuje a drugi se reflektuje u drugom pravcu. Zvuk koji se prostire od izvora do ispitanika može stići kao direktan talas ili kao indirektan talas (usled refleksije od zidova, poda, plafona ili bilo kojih objekata i prepreka). Skup reflektovanih talasa koji dopiru do ispitanika zavisi od geometrije prostora, materijala od kojih je prostor napravljen i spektralnih karakteristika izvora. Ova zavisnost je nepravilna (Garas, 2000). Pri tome, broj refleksija može biti višestruk pa se reverberacija, osim po broju refleksija, može podeliti i po vremenu nastanka na rane i kasne refleksije. Rane refleksije javljaju se do 80 ms za direktnim talasom. Refleksije koje kasne za više od 80 ms poznate su kao kasne refleksije. One nastaju kao višestruke refleksije koje praktično pristižu podjednako iz svih pravaca stvarajući difuzno zvučno polje i mogu se opisati statistički kao eksponencijalno opadajući šum (Slika 4.3)



Slika 4.3 Teoretski impulsni odziv sobe.

Navedene pojave mogu dovesti do toga da se spektralne karakteristike zvuka koji dopire do levog i desnog uha značajno razlikuju i da korelacija ova dva signala bude mala.

#### 4.1.3. Uticaj spoljašnjih maskirajućih šumova na merenje OAE

Merenje **OAE** u strogo kontrolisanim uslovima (nivo spoljašnje buke ispod 40dB, dobra zaptivenost ušnog kanala) minimizira uticaj spoljašnje buke na dobijene rezultate. Međutim, u realnim uslovima ponekad je teško ispuniti ove zahteve pa spoljašnji šumovi mogu negativno uticati na proces merenja. Od prirode šumova zavisi i njihov uticaj na rezultate merenja **OAE**. Ukoliko je spoljašnji šum širokopolasni nestacionarni šum onda on utiče na smanjenje **SNR** i reproduktivnosti u delu spektra u kome se javlja. Istraživanje Rhoadesa i saradnika (Rhoades et al., 1998) o uticaju spoljašnjeg šuma na detekciju **TEOAE** pokazalo je da sa porastom nivoa šuma dolazi do značajne promene vrednosti merenih parametara. Tako se reproduktivnost menja od 89.2%, u uslovima snimanja bez spoljašnje buke, do 20% pri intenzitetu spoljašnje buke od 60 dB A (beli šum). Negativan trend promene parametra sa porastom nivoa spoljašnjeg šuma ima za posledicu težu detekciju signala **OAE**, odnosno, kod skrininga sluha dovodi do porasta broja ispitanika koji "nisu prošli" skrining test. Time se povećava broj "lažno" detektovanih beba sa oštećenjem sluha što u finalnom poskupljuje neonatalni slušni skrining. Nestandardizovan nivo buke pri merenju

**TEOAE** dovodi do porasta varijanse merenja intenziteta signala **OAE** što može uticati na rezultate kliničke primene mernog postupka. Pokušaji da se rezultati audiometrije i **TEOAE** dovedu u korelaciju problematični su i zbog uticaja spoljašnjeg šuma na detekciju signala **OAE** (Fitzgerald, 1997).

Ukoliko spoljašni šum u sebi sadrži stacionarne frekvencijske komponente onda se one, usled primenjenih statističkih postupaka, mogu detektovati kao komponente signala odziva i tako dovesti do pogrešnog zaključivanja o kvalitetu otoakustičke emisije pacijenata.

Iznete činjenice ukazuju na neophodnost stvaranja uslova u kojima će nivo spoljašnje buke biti u preporučenim granicama. U kliničkoj praksi i naučnim istraživanjima nivo spoljašnjeg šuma se relativno lako može držati pod kontrolom. Iskustva iz primene skrining testova ukazuju na potrebu da se i pri tim merenjima moraju obezbediti adekvatni uslovi. Obezbeđenje uslova u kojima je nivo spoljašnjeg šuma ispod 40 dB i dobra zaptivenost sonde u ušnom kanalu značajno doprinose smanjenju uticaja spoljašnje buke na rezultate merenja **OAE** i ostavljaju biološki šum kao dominantni šum koji se negativno odražava na detekciju **OAE**.

## **4.2. Karakterizacija bioloških šumova**

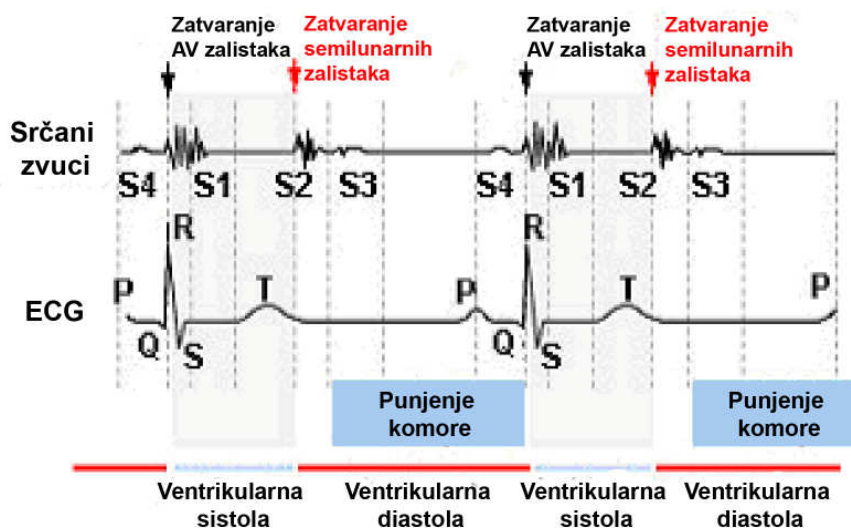
Svaki živi organizam kao posledicu svoje normalne funkcije generiše biološki - fiziološki šum. Izvori fiziološkog (unutrašnjeg) šuma su različiti i promenljivi i uključuju pojave kao što su kontrakcije mišića, otkucaji srca, disanje (Soderquist, 1972; Lindsey, 1972), fiziološki šum u ušnom kanalu (Shaw, 1962; Anderson, 1971), neuralni šum i membranski šum (Fatt, 1950). Postojanje ovih šumova može uticati na auditorni perceptivni sistem (Humes, 1991; Lindsey, 1972; Anderson, 1971; Watston, 1972) na akustička merenja u ušnom kanalu (Shaw, 1962; Lasky, 1998) ili na merenja moždanih aktivnosti (Ravicz, 2001). Unutrašnji šum definiše rezoluciju auditornog sistema (Dau, 1996) i zavisao je od uzrasta, veći je kod male dece nego kod odraslih. Smatra se da je promena osetljivosti perceptivnog sistema, koja nastaje posle treće godine, posledica promena odnosa signal/biološki šum (Werner, 1992). Međutim, unutrašnji šum pri psihoakustičkim merenjima može nastati na bilo kom delu auditornog puta (senzorskog, lineranih ili nelinearnih delova nervnog puta) (Werner, 1992). Pored toga ovaj šum po svojoj učestanosti javljanja može biti periodičan i aperiodičan. U periodične šumove



možemo svrstati šumove nastale kao posledica rada srca i disanja, dok u aperiodične biološke šumove možemo svrstati one koji se javljaju povremeno, samo u određenim uslovima (bilo da su izazvani stanjem organizma ili nastaju kao odgovor na događaje iz spoljnjne sredine). Biološki šumovi mogu biti izvor korisnih informacija o stanju organizma ili mogu biti ometajući faktor pri merenju nekih drugih parametara (Tyner et al., 1983; Basmajian, 1985; Barlow, 1986; Clark, 1998).

#### 4.2.1 Fiziološki šumovi nastali usled protoka krvi

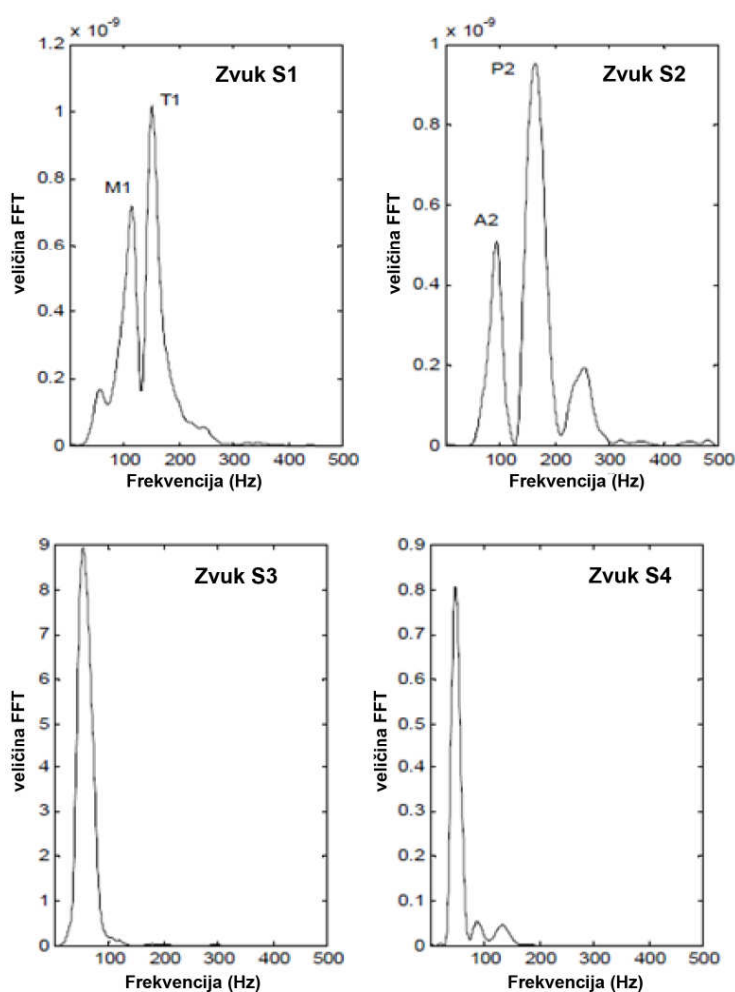
Samo u retkim situacijama smo u prilici da čujemo otkucaje sopstvenog srca. Oni koji su se našli u "gluvoj sobi" bili su iznenađeni jačinom zvuka koje naše uho percipira. Ovaj signal je konstantno prisutan u našem ušnom kanalu ali ga mi u svakodnevnom životu nismo svesni. Cirkulaciju krvi kroz organizam možemo posmatrati kroz tri osnovna funkcionalna elementa: pumpu (srce), cirkulišući fluid (krv) i mrežu provodnika (vene, arterije i kapilare). U ovako složenom sistemu odvijaju se ciklični procesi kruženja krvi koji za posledicu imaju generisanje akustičkog signala. Ovaj signal se sastoji od periodičnih signala otkucaja srca i šuma prouzrokovanog protokom krvi.



Slika 4.4 Vremenski sled događaja u toku srčanog ciklusa (Wartak, 1972).

Srčani zvuci su kompleksni i veoma nestacionarni signali. Udari povezani sa ovim zvucima uočavaju se u signalu kao periodi relativno visoke aktivnosti koji se smenjuju sa relativno dugim intervalima niske aktivnosti (Reed, 2004). Srčani ciklus sastoji se od dva perioda: sistole i diastole (Moller, 1978).

Pri pregledu srca stetoskopom (*auscultation*) mogu se uočiti četiri klase zvukova: primarne komponente (S1, S2, S3 i S4, Slika 4.4) koje predstavljaju kratke udare, šumovi (duže trajanje), klikovi i pucketanja. Signali S1 i S2 su uvek čujni kod zdravih pacijenata. Signal S3 se može detektovati kod beba i određenih patoloških stanja ali se zbog niskog intenziteta često ne detektuje slušanjem klasičnim stetoskopom (Ozawa et al., 1983). Signal S4, klikovi, pucketanja i određene vrste šumova (patološki šumovi) prouzrokovani su obolenjima kardiovaskularnog sistema.

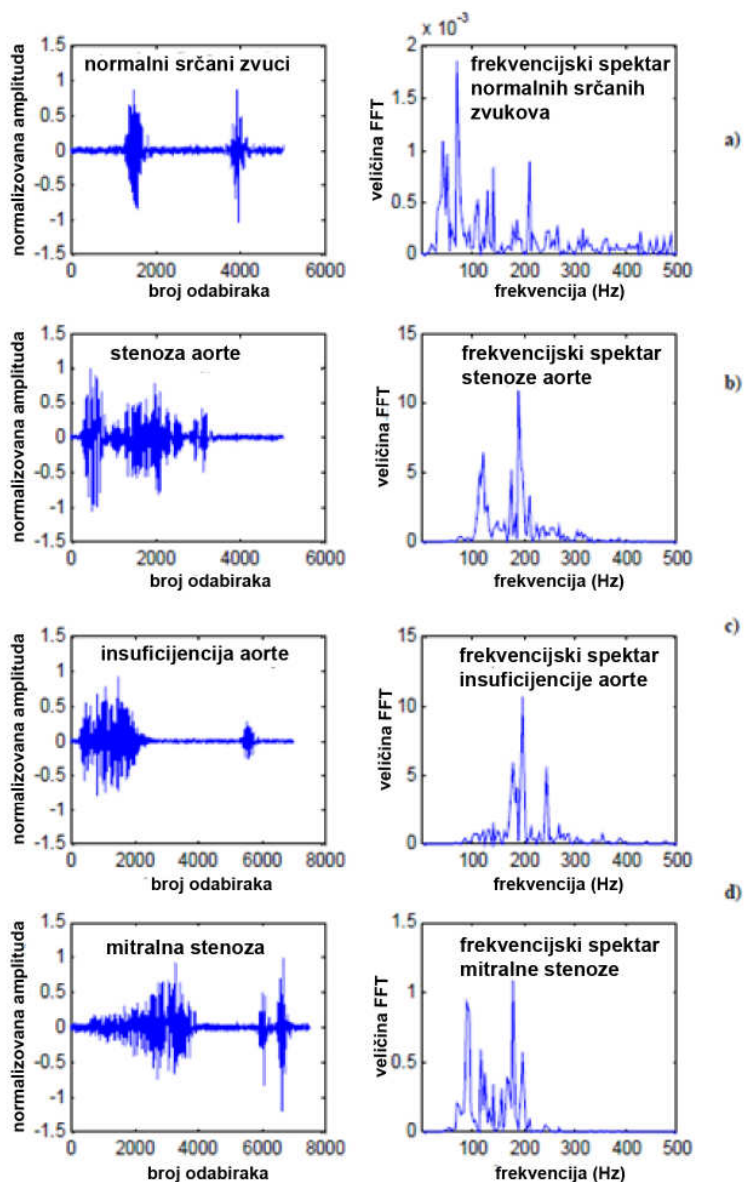


Slika 4.5. Spektar srčanih zvukova S1,S2,S3,S4.

S1 nastaje za vreme ventrikularne sistole i doprinosi "lub" delu "lub-dub" zvuka koji se čuje tokom otkucaja srca. S2 nastaje tokom ventrikularne dijastole i on doprinosi "dub" zvuku. S3 nastaje neposredno posle S2 (Slika 4.4). S4 nastaje neposredno pre S1 i ima najnižu amplitudu u poređenju sa ostalim srčanim zvucima (Malarvili et al., 2003).

Frekvencijski pikovi koji se uočavaju u srčanim zvucima (Slika 4.5) povezuju se sa različitim dinamičkim događajima pri radu srca kao što su: turbulentno punjenje

komore, atrioventrikularno kretanje zalistka, miokardialne i papilarne vibracije mišića srca (Iwato et al., 1980; Yoganathan et al., 1976a; Yoganathan et al., 1976b).



Slika 4.6 Spektar zvuka pri protoku krvi u prisustvu srčanih šumova.

Prisustvo srčanih šumova povezuje se sa vibracijama izazvanim turbulentnim protokom krvi (Sabbah, 1976; Rushmer, 1968). Brzina protoka krvi zavisi od vremenskog trenutka u kome se meri, mesta na kome se meri i starosti subjekta. Tako je brzina protoka krvi u aorti, za zdravu mladu osobu, pri S1 oko 104 cm/sec, i pri S2 oko 54 cm/sec (Azhim et al., 2007). Radi poređenja, brzina protoka krvi u kapilarima je oko 500  $\mu\text{m}/\text{sec}$  (Monfared, 2006).

Pokazano je da je gustina zvučne energije proporcionalna sa nivoom turbulencije (Sabbah, 1976). Protok krvi kod osoba bez kardiovaskularnih problema je

laminaran dok se turbulentan tok (šumovi) javlja kod patoloških stanja. Prisustvo srčanih šumova utiče na spektar (Slika 4.6) maskirajući spektralne karakteristike osnovna četiri signala (Debbal, 2008). U ovim šumovima se mogu pojaviti spektralne komponente na višim frekvencijama u odnosu na druge srčane zvukove (Rangayyan, 1988).

Tabela T4.3 Karakteristike srčanih zvukova snimljenih na grudima (Wartak 1972).

| Zvuk                             | Trajanje (ms) | Približan frekvencijski opseg (Hz) |
|----------------------------------|---------------|------------------------------------|
| S1                               | 10-16         | 30-150                             |
| S2                               | 8-14          | 225-400                            |
| S3                               | 4-8           | 10-100                             |
| S4                               | 3-6           | 10-50                              |
| Diastolni šum                    | promenljivo   | 10-60                              |
| Sistolni šum                     | promenljivo   | 60-150                             |
| aortic/pulmonary insuficijencija | promenljivo   | 150-1000                           |
| klikovi i pucketanja             | promenljivo   | 150-1000                           |

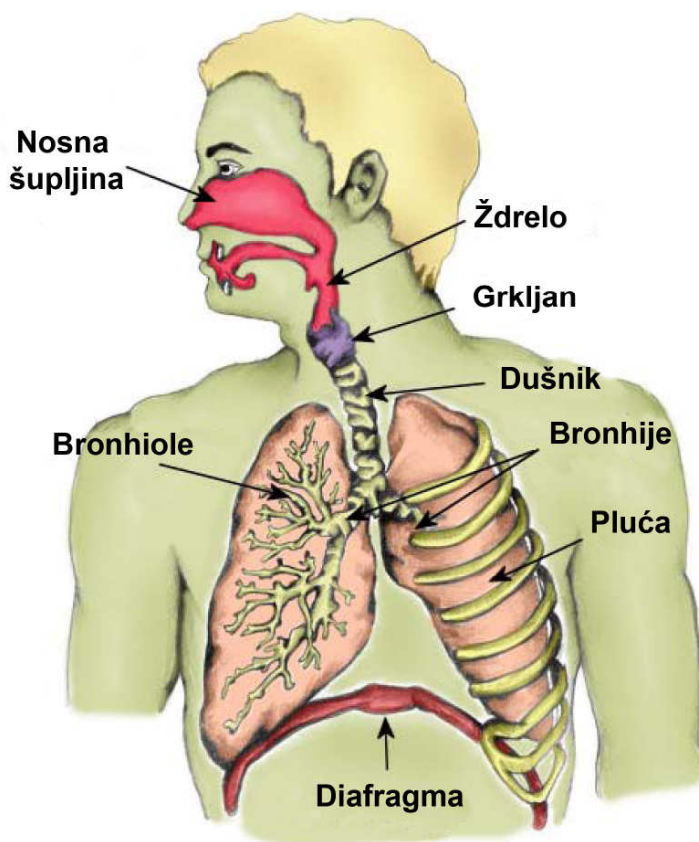
Međutim, šumovi koji se javljaju tokom cirkulacije krvi, ne moraju biti uzrokovani samo dinamičkim procesima pri protoku krvi kroz srce već se mogu javiti i na drugim mestima, kao što su suženja krvnih sudova (Abdallah, 1988).

Problem pri analizi zvukova koji nastaju tokom protoka krvi dodatno se usložnjava uticajem prenosne karakteristike tkiva kroz koje prolazi zvuk, od mesta nastanka pa do mesta na kome se detektuje (snima) (Fazzalari, 1984). U tabeli T4.3 dat je približan frekvencijski opseg pojedinih srčanih zvukova snimljenih na grudima koji se nalaze se u frekvencijskom opsegu od 10 do 1000Hz (Wartak, 1972). Međutim, zavisno od vrste šuma i eksperimentalnih uslova, spektar pojedinih šumova može sadržati frekvencijske komponente i preko 2000Hz (Iancu et al., 2008).

Ispostavlja se da zvuci koji se javljaju pri protoku krvi kroz ljudski organizam mogu imati širok spektar na koji utiče veliki broj parametara.

#### 4.2.2 Fiziološki šumovi nastali usled disanja

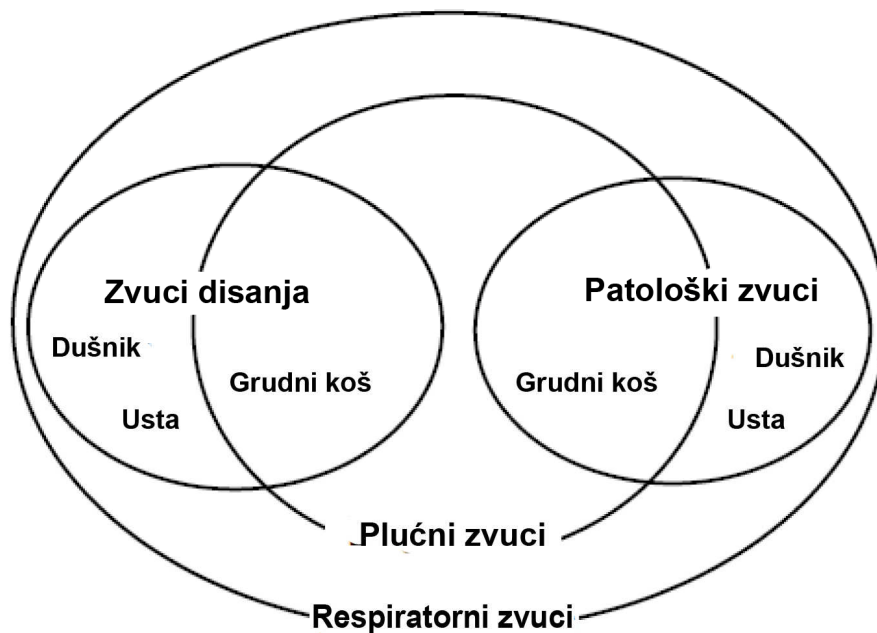
Disanje se može opisati kao spontani ritmički mehanički proces pri kojem, usled kontrakcije i relaksacije mišića grudnog koša, nastaje kretanja gasova iz spoljne sredine u pluća i obratno (Boron, 2009). Prolaskom vazdušne struje kroz disajne puteve i pluća (Slika 4.7) dobija se zvuk poznat kao respiratorni zvuk **RS** (*Respiratory Sound*). Primena stetoskopa omogućila je slušanje **RS** i njihovo korišćenje u dijagnostičke svrhe (Pasterkamp et al., 1997).



Slika 4.7 Pluća i disajni putevi.

Tek je primena elektronskih stetoskopa i mikrofona omogućila objektivnu analizu i standardizaciju karakteristika **RS** (Wodicka et al., 1994). Karakteristike **RS** u velikoj meri zavise od: samog subjekta, položaja u kome se snimaju (sedeći ili ležeći), načina disanja (nos-usta), mesta na telu na kome se snimaju, opreme koja se koristi pri snimanju i stanja respiratornog sistema (Pasterkamp et al., 1997; Gavriely et al., 1995; Kompis et al., 2001; Jones et al., 1999; Gavriely et al., 1996; Wodicka et al., 1994; Curran et al., 2011).

Respiratorni zvuci se mogu podeliti na dve osnovne klase (Slika 4.8): zvuci karakteristični za zdravu osobu **BS** (*Breath Sound*) i zvuci koji se čuju samo u patološkim stanjima **AS** (*Adventitious Sounds*). **BS** se definiše kao zvuk nastao usled disanja (isključujući **AS**) koji se čuje ili snima na: grudima, dušniku ili ustima. Akustički, to je šum širokog spektra čije karakteristike zavise od mesta snimanja (Dalmay et al., 1995). **AS** se definišu kao dodatni respiratorni zvuci superponirani na **BS**. Ovi zvuci mogu biti kontinualni i diskontinualni. Mogu se javiti i kao relativno kratki zvuci koji imaju karakteristike između kontinualnih i diskontinualnih zvukova. Spektralne karakteristike ovih zvukova takođe zavise od mesta snimanja. Postojanje ovih zvukova obično se povezuje sa patološkim stanjima na plućima (Sovijärvi et al., 2000).



Slika 4.8 Šematski prikaz usvojene podele respiratornih zvukova (Sovijärvi et al., 2000).

**BS** se prema mestu nastanka uglavnom dele na: zvuke nastale primarno u gornjim disajnim putevima i zvuke nastale u plućima. Bronhialni i trahealni **BS** nastaju centralno i predominantno su povezani sa turbulentnim strujanjem vazduha koje prouzrokuje vibracije gasa i zidova disajnih puteva. **BS** nastali u plućima posledica su kretanja vazdušne struje kroz male cevčice i alveole (Loudon, 1984). Tokom udisanja vazduh struji iz većih ka manjim disajnim putevima i turbulencija vazduha nastaje na mestima suženja. Tokom izdisaja situacija je obrnuta tako da se vazdušna struja kreće

od manjih ka većim disajnim putevima usled čega je turbulencija vazduha manja pa je i zvuk slabiji.

Prema mestu na kome se snimaju, **BS** se uglavnom dele na: traheobronhijalne (detektuju se na vratnom delu) i vezikularne zvuke (detektuju se na grudnom košu). Prenosne karakteristike ljudskog tela od mesta nastanka (izvora zvuka) pa do mesta snimanja (slušanja) bitno utiču na dobijeni spektar **BS**.

Različiti istraživači dobijali su različite spektralne karakteristike traheobronhijalnih zvukova. Tako je McKusick (McKusick et al., 1955) dobio da se spektar ovih zvukova kreće u granicama od 60 do 600 Hz tokom udisanja i do 700 Hz tokom izdisanja. Međutim, Gavriely je pokazao (Gavriely et al., 1981) da logaritamska kriva amplitudskog odziva ostaje skoro ravna (i pri udahu i pri izdahu), krećući se od 75 pa do 900 Hz posle čega naglo opada. Najnovija istraživanja pokazuju da granica spektra ovih zvukova može ići i do 4000 Hz (Reichert et al., 2008).

Spektar traheobronhijalnih zvukova je u korelaciji sa brzinom protoka vazdušne struje prilikom disanja. Sa porastom brzine protoka vazdušne struje spektar se pomera ka višim frekvencijama. Karakteristike turbulentnog toka su povezane sa dimenzijama disajnih puteva koji su funkcija visine osobe; deca imaju značajno jače zvuke od odraslih i spektar pomeren ka višim frekvencijama pri istim brzinama protoka vazdušne struje (Sanchez, 1993).

Spektar vezikularnih zvukova zdrave osobe se može kretati u granicama od 50-75 Hz pa do 350 Hz (Hallgren et al., 1982), 500 Hz (Gavriely et al., 1981), 1000 Hz (Chowdhury, 1981) ili 2500 Hz (Reichert, 2008), zavisno od autora. Nezavisno od širine frekvencijskog opsega u spektaru se javljaju višestruki pikovi, odnosno, dominantne frekvencije (Chowdhury, 1981; Hallgren et al., 1982). Spektar vezikularnih zvukova takođe je zavisan od uzrasta i razlikuje se kod dece i odraslih (Pasterkamp et al., 1985). Uočeno je: da je amplituda vezikularnih zvukova niža u odnosu na amplitudu traheobronhijalnih zvukova, da je pad amplitude ka višim frekvencijama brži u odnosu na traheobronhijalne zvuke i da su frekvencijski maksimumi niži prilikom izdisanja nego prilikom udisanja (Dalmay et al., 1995).

**AS** se mogu podeliti u dve klase (Iyer et al., 1989; Bahoura, 2006): kontinualne stacionarne zvuke koji traju duže od 50 ms i diskontinualne i nestacionarne zvuke koji traju kraće od 20ms.

U kontinualne **AS** se ubrajaju vizing (*wheezing*), ronhi (*rhonchi*) i stridor (*stridor*) koji imaju muzički karakter i pokazuju značajnije odstupanje spektra od gausove raspodele u odnosu na diskontinualne **AS**.

Ovi kontinualni zvuci se percipiraju kao zviždući šum čije se trajanje kreće od 50 ms (Yi, 2004) ili 100 ms i kraći je od 250 ms (Hadjileontiadis et al., 2004). Frekvencijski opseg vizinga je između 100 i 2500 Hz pri čemu se osnovna frekvencija nalazi u opsegu između 100 i 1600 Hz (Bahoura, 2006; Yi, 2004).

Diskontinualni **AS** zvuci nastaju usled eksplozivnog otvaranja niza malih disajnih puteva ili tečnošću napunjenih alveola koje su prethodno bile zatvorene usled površinskih sila tokom izdisanja. Naglo izjednačavanje vazdušnog pritiska i oslobađanje napetosti tkiva dovodi do stvaranja zvukova koji liče na implozivni šum. Smatra se da je frekvencijski opseg ovih zvukova između 100 i 200 Hz (Bahoura, 2006).

#### **4.2.3 Ostali fiziološki šumovi**

Od fizioloških šumova koji se mogu javiti tokom snimanja **OAE** od interesa su pomeranje, žvakanje, gutanje i hrkanje. Na većinu ovih zvukova se može uticati izborom uslova merenja. Prilikom merenja se zahteva da pacijenti budu mirni, da se ne pomeraju, ne žvaću i ne gutaju. Kako to nije moguće kod beba, uobičajeno je da se snimanje obavlja za vreme spavanja. Međutim, dok spavaju i kod beba je hrkanje uobičajeno i nema statistički značajne razlike u odnosu na odrasle, tako da oko 16% beba hrče ponekad, dok oko 6% hrče često ili stalno (Teculescu et al., 1992; Ali et al., 1993; Bixler et al., 2009). Hrkanje je moguće klasifikovati na više načina ali se najopštije može podeliti na dve velike klase: normalno hrkanje i opstruktivno hrkanje. Normalno hrkanje ima regularan kloparajući karakter (Perez-Padilla et al., 1993) sa značajnim spektralnim komponentama koje se javljaju u frekvencijskom opsegu između 100 i 600 Hz dok se slabije spektralne komponente mogu kretati i do 1000 Hz (Beck et al., 1995).

Opstruktivno hrkanje je jače od normalnog hrkanja, sadrži frikativne i visoke tonove i pokazuje povremene i veoma promenljive obrasce. Daje neregularan spektar belog šuma sa širokim prvim pikom na oko 450 Hz i drugim koji se javlja na oko 1000 Hz. Odnos kumulativne snage na frekvencijama iznad i ispod 800Hz je veći kod opstruktivnog hrkanja. Intenzitet se može kretati u širokim granicama od 60 pa do 100 dB SPL (Series et al., 1993; Itasaka et al., 1999).



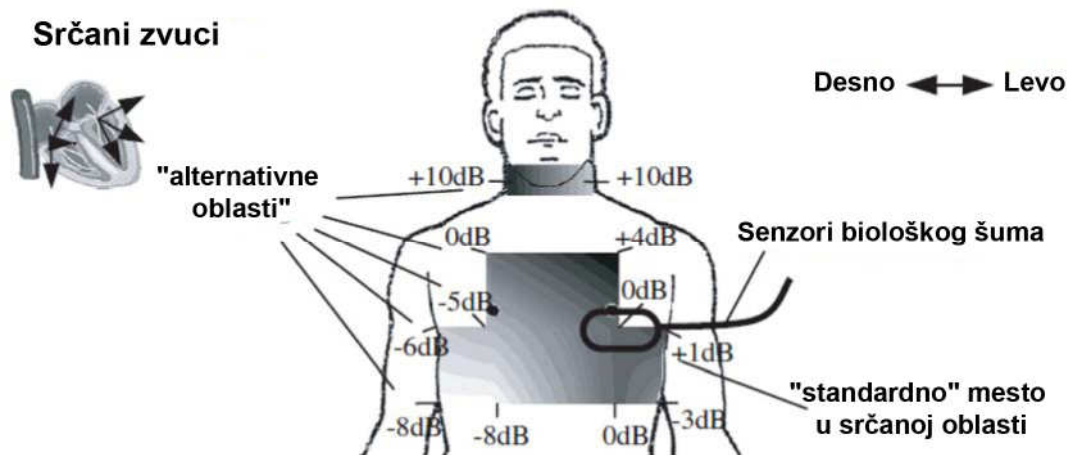
#### 4.2.4 Uticaj mesta snimanja na karakteristike fiziološkog šuma

Fiziološki šumovi koji se generišu u telu do mesta snimanja, dožive različite transformacije usled: absorpcije, odbijanja, refleksije i refrakcije. Tako je prenosna karakteristika šumova nastalih u plućima frekvencijski zavisna od mesto snimanja. Na relativno niskim učestanostima između 100 i 600 Hz (Pasterkamp et al., 1997; Wodicka et al., 1987) prenosni put poseduje dve karakteristike:

- zidovi velikih disajnih puteva vibriraju usled kretanja gasa omogućavajući direktan prenos vibracija zidova na okolinu,

- splet malih cevčica ponaša se kao skup elastičnih cevčica koje teže da absorbiraju energiju i na taj način sprečavaju prenošenje energije u okolinu.

Na višim frekvencijama disajni putevi se ponašaju kao krute cevčice, stvarajući uslove da se ponašaju kao zvučnici.



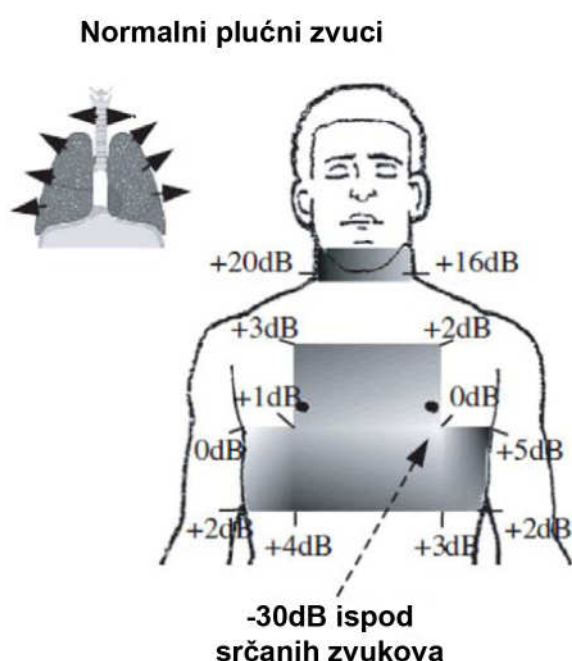
Slika 4.9 Relativni intenzitet srčanih zvukova u funkciji mesta snimanja.

Posledica ovakvog prenosa šumova izazvanih disanjem jesu različite fazne brzine pojedinih frekvencijskih komponenata. Naime, pošto se zvuk nižih frekvencija prenosi preko parenhima brzinom od oko 50m/s a na višim frekvencijama kroz disajne puteve brzinom od oko 270 m/s, to je fazno kašnjenje na 200 Hz 2,5ms dok je na 800 Hz ono oko 1,5 ms (Pasterkamp et al., 1997).

Slabljenje fizioloških šumova nastalih usled disanja i protoka krvi nastaje usled: opadanja intenziteta sa rastojanjem od izvora (absorpcija i rasejanje), odbijanja i prelamanja. Koeficijent apsorbpcije tkiva na putu od izvora šuma do površine grudi zavisi od frekvencije uslovljavajući da se medijum kroz koji prolazi zvuk ponaša kao

filtar propusnik niskih frekvencija. (Wodicka et al., 1987; Welsby, 2001; Welsby et al., 2003).

Modelovanjem prenosa zvuka od unutrašnjosti tela do grudi dobijene su sledeće vrednosti slabljenja u funkciji frekvencije: 0,5 do 1 dB/cm na 400 Hz (Kompis et al., 2001), odnosno, slabljenje je zanemarljivo na 100 Hz i raste do 3 dB/cm na 600Hz (Wodicka et al., 1987). Nehomogenost grudnog koša ima značajnu ulogu u slabljenju zvuka. Na mestima nehomogenosti (prelazak sa jednog tkiva na drugo, odnosno, iz jedne sredine u drugu) dolazi do višestrukih refleksija i refrakcija koje utiču na slabljenje zvuka (Pasterkamp et al., 1997).



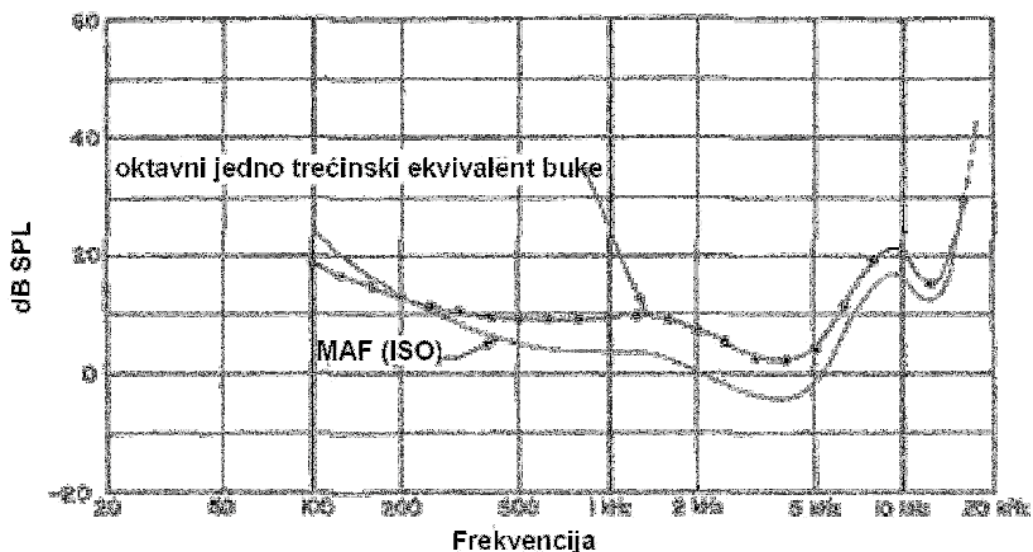
Slika 4.10 Relativni intenzitet zvukova disanja u funkciji mesta snimanja.

Zbirni uticaj različitih procesa na slabljenje zvuka dat je na slikama 4.9 i 4.10. Interesantno je primetiti da postoji asimetrija leve i desne strane koja je posledica asimetrije građe i položaja pluća i srca.

#### 4.2.5 Uticaj bioloških šumova na merenje OAE

Ozbiljan problem pri merenju **OAE** je njen izuzetno nizak nivo koji se kreće između 10 i 20 dB SPL (Janssen, 2001; Robinette, 2002). To je značajno ispod nivoa šuma koji se javlja u ušnom kanalu. Šum može biti eksterni (ambijentalni šum) ili interni (biološki šum nastao kao posledica funkcije organizma). Na ambijentalni šum se

može uticati adekvatnim izborom uslova spoljašnje sredine u kojima se odvija merenje. Preporuka je da se **OAE** snima u tihoj sobi u kojoj je nivo buke ispod 40 dB SPL (Kemp, 2002). Imajući u vidu činjenicu da je u slučaju pravilnog postavljanja sonde izolacija od spoljašnje buke između 10 i 20 dB SPL (Whitehead, 1994), uticaj biološkog šuma na rezultate snimanja postaje dominantan (Norton et al., 2000; Popelka et al., 1998).

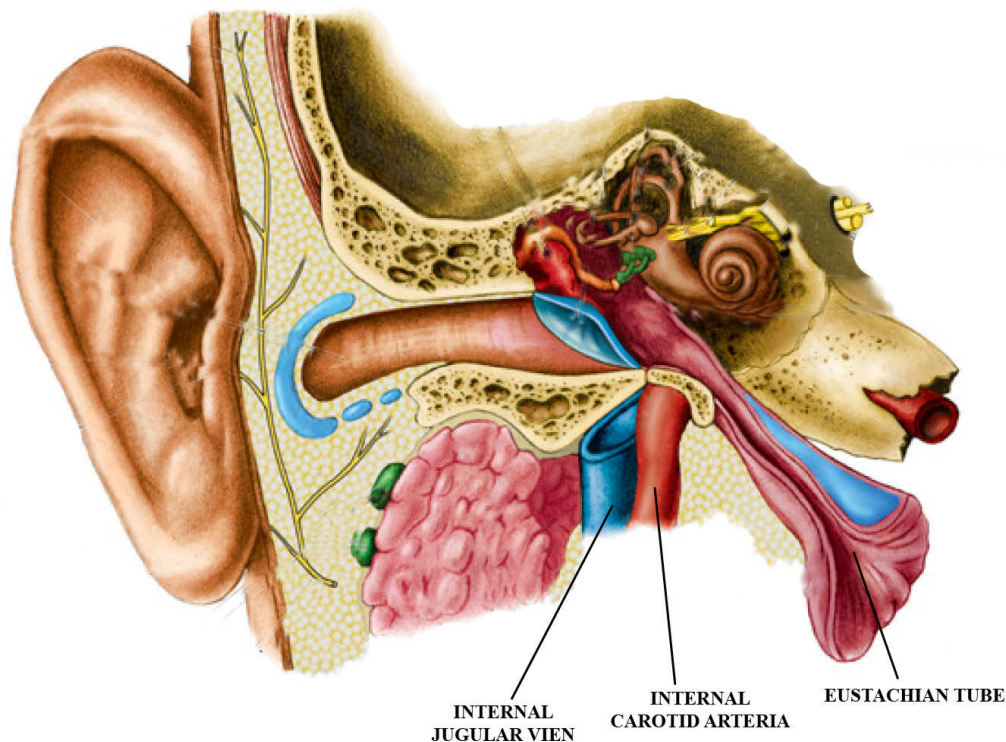


Slika 4.11 Nivo biološkog šuma u ušnom kanalu pri uslovima otvorenog polja.

Postavljanje sonde i zatvaranje ušnog kanala ima za posledicu povećanje pritiska u ušnom kanalu (Khanna et al., 1976; Voss, 2005) i porast intenziteta biološkog šuma (Nixon et al., 1966; Widmalm et al., 2003). French i Steinberg (French, 1947) su među prvima dali podatke na osnovu posrednih merenja o biološkom šumu u ušnom kanalu i njegovoj frekvencijskoj raspodeli u uslovima slobodnog polja (Slika 4.11). U jednom od retkih eksperimenata Killion (Killion, 1976) je izmerio nivo biološkog šuma u ušnom kanalu za mladu zdravu osobu od 20dB SPL. Kei sa saradnicima je merio biološki šum u zatvorenom ušnom kanalu (Kei et al., 2003) i dobio da je nivo biološkog šuma 30dB SPL, što je značajno iznad nivoa signala **OAE**.

Problem bioloških šumova u ušnom kanalu je posebno izražen kod beba jer je kod njih nivo šuma u ušnom kanalu veći nego kod odraslih. Na frekvencijama ispod 3000Hz nivo šuma u ušnom kanalu kod beba je veći za 5 do 15 dB u odnosu na šum kod odraslih (Lasky, 1998).

Ovi šumovi mogu nastati kao posledica osnovnih fizioloških procesa kao što su: duboko disanja, žvakanje, kašljanje, hrkanje, šumovi nastali usled cirkulacije krvi, varenja ili tokom disanja (Fukai et al., 2005). Pored pomenutih, na merenje **OAE** mogu uticati kijanje, pomeranje jabučice i mišića. Navedeni procesi imaju uticaja na rezultate merenja u oblasti između 500 i 1500 Hz (Rhoades et al., 1998; Whitehead et al., 1993; Jacobson, 1994; Lasky, 1998; Tlumak, 2001).



Slika 4.12 Poprečni presek uha.

Jedan od načina da se minimiziraju pojedini šumovi jeste da se posmatra aktivnost beba i da se snimanje obavlja kada spavaju ili su budne ali mirne (Kei et al., 1997; Norton et al., 2000; Vohr et al., 1993). Kod beba koje su bile aktivne ili su plakale nije bilo moguće izmeriti **OAE** pošto nije mogao biti ostvaren odgovarajući odnos signal/šum (Gorga et al., 2000; Norton et al., 2000). Kratki ali snažni biološki šumovi (kao što je kašalj npr.) mogu se detektovati i odbaciti podešavanjem nivoa odbacivanja prilikom statističke obrade signala **OAE** (Dirckx et al., 1996; Tlumak, 2001).

Adekvatnim izborom uslova snimanja moguće je minimizirati uticaj većine bioloških šumova bilo da su posledica određenih aktivnosti pacijenta ili se javljaju povremeno. Šumovi na koje se ne može, ili se može jako malo uticati, su stalno prisutni šumovi koji su posledica disanja i protoka krvi. Dodatni problem predstavlja anatomska

građa uha (Slika 4.12). U neposrednoj blizini bubne opne nalaze se dva velika krvna suda (*internal jugular vien, internal carotid artery*) preko kojih se obavlja razmena krvi u mozgu. Pored toga, prostor srednjeg uha je preko Eustahijeve tube povezan sa disajnim putevima. Ovakva anatomska građa uslovljava da se u neposrednoj blizini ušnog kanala nalaze izvori biološkog šuma koje ne možemo držati pod kontrolom.

## **5. Potiskivanje šuma u signalu OAE**

Problemi koji se javljaju u toku merenja OAE primoravaju naučnike i stručnjake za tragaju za različitim rešenjima koja mogu doprineti pouzdanijoj i efikasnijoj detekciji signala OAE. Svi elementi mernog procesa su predmet konstantnog kritičkog ispitivanja u cilju pronalaženja boljih rešenja. I relativno mala poboljšanja vrednosti parametara koji se koriste za detekciju signala OAE mogu imati efekta na dobijene rezultate i kliničku primenu.

U ovom poglavlju biće opisani različiti pristupi u potiskivanju šuma u signalu OAE. Zbog mogućnosti koje pružaju, biće opisani postupci višekanalnog adaptivnog potiskivanja šuma sa osvrtom na dosadašnje rezultate u primeni ovih postupaka pri merenju OAE.

### **5.1 Pristupi u potiskivanju šuma pri merenju OAE**

Visok nivo pozitivnih rezultata **OAE** skrinig testova kod novorođenčadi kao i problemi pri merenjima u kliničkim uslovima prouzrokovani su višestrukim, različitim faktorima kao što su: neadekvatno postavljanje sonde (Kemp et al., 1990; Kemp, 2002), stanje spoljašnjeg i srednjeg uha (Maxon et al., 1993; McNellis, 1997; Vohr et al., 1993), stanje deteta (Norton et al., 2000; Kei et al., 1997), uzrast u trenutku testiranja (Kennedy, 1999; Kok et al., 1993; Albuquerque, 2001), položaj tela (Fukai et al., 2005; Kleine et al., 2001; Buki et al., 2000; Driscoll et al., 2004; Phillips, 1992; Driscoll et al., 1999), obučenost osoblja (Fukai et al., 2005; Kei et al., 1997; Newmark et al., 1997;

Saitoh et al., 2006) i nivo spoljašnje i fiziološke buke (Rhoades et al., 1998; Popelka et al., 1998; Welch et al., 1996; Baer, 1992; Hunter et al., 1994).

Različiti pristupi koji se koriste za postizanje boljih rezultata merenja (povećanje odnosa signal/šum, veća reproduktivnost i kraće vreme trajanja testa) mogu se podeliti u dve osnovne grupe: klinički i inženjerski pristupi (Zhang, 2008). Klinički pristupi zasnivaju se na poboljšanju: spoljašnjih uslova merenja, prohodnosti ušnog kanala, stanja pacijenta u toku snimanja, obučenosti osoblja i protokola snimanja. Inženjerski pristupi u prevazilaženju uticaja šuma na snimanje **OAE** odnose se na: usrednjavanje signala, odbacivanje artefakata, optimalno filtriranje, podešavanje vremenskog prozora merenja, potiskivanje šuma zasnovano na wavelet transformaciji i adaptivno potiskivanje šuma.

### **5.1.1 Klinički pristupi potiskivanju šuma**

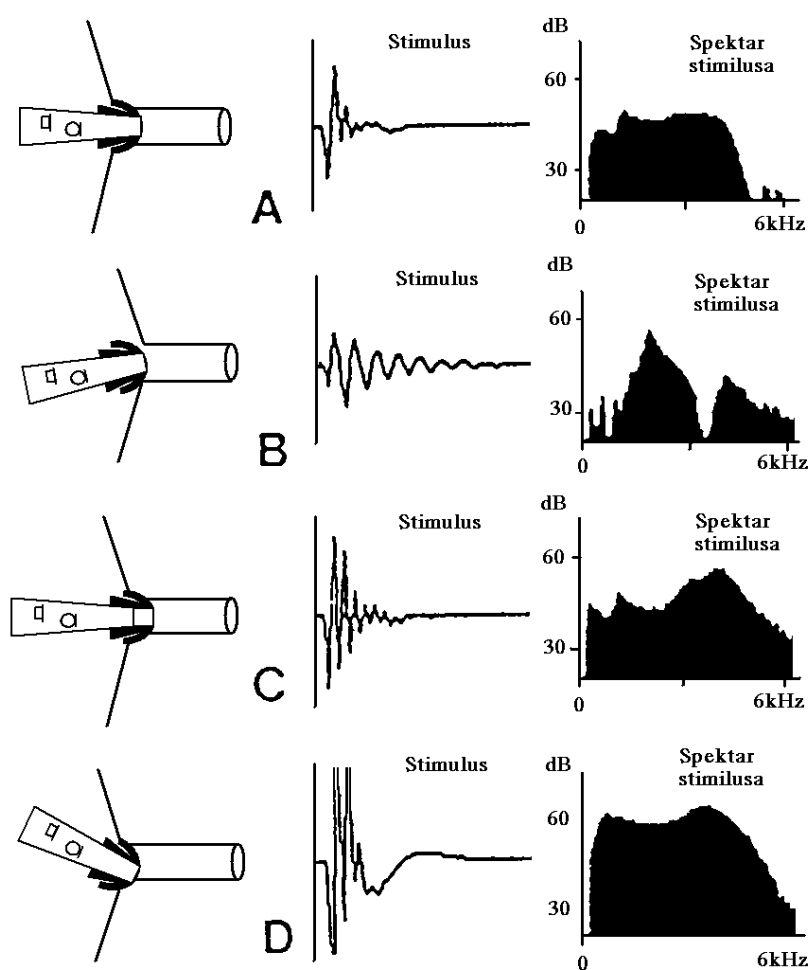
Klinički postupci imaju za cilj da optimizuju sredinu i stanje pacijenta kako bi omogućili minimizaciju uticaja šuma na merenje **OAE**. Jedan od prvih koraka u tom pravcu je preporuka da se merenja odvijaju u tihoj sobi gde nivo spoljašnje buke ne prelazi 30 do 50 dBA.

Velika pažnja se poklanja dobrom zaptivanju ušnog kanala pri postavljanju sonde. Dobra zaptivenost može obezbediti između 10 i 20 dB slabljenje spoljašnjeg šuma u ušnom kanalu (Berger, 1989). Treba napomenuti da pored zaptivenosti ušnog kanala i sam položaj sonde (usmerenost) igra značajnu ulogu (Kemp et al., 1999). Neophodno je da zvukovod sonde bude direktno usmeren ka bubnoj opni kako bi direktan zvučni talas stimulusa najkraćim putem stizao do bubne opne (Slika 5.1). U tom slučaju talasni oblik impulsnog stimulusa je kratak tranzijent bez mnogo oscilacija iza tranzijenta, sa spektrom snage bez većih varijacija u opsegu od 1 do 5 kHz. Postavljanje sonde pod nekim drugim uglom dovodi do refleksije zvučnog talasa od zidova ušnog kanala ili ivica olive i time do smanjenja energetske efikasnosti stimulisanja kohlee i, što je još važnije, do značajnog narušavanja oblika spektra stimulusa.

Ispunjenost ušnog kanala plodovom vodom, cerumenom, perforacija bubne opne i povišen pritisak u srednjem uhu mogu se negativno odraziti na mogućnost detekcije **OAE**. Pravilnim izborom vremena testiranja kod novorođenčadi (treći ili

četrty dan po rođenju), pregledom uha i uklanjanjem cerumena značajno se smanjuje broj pozitivnih rezultata **OAE** merenja.

Aktivnost pacijenta u toku snimanja povećava unutrašnji biološki šum i dovodi do pogoršavanja uslova snimanja **OAE**. Biološki šum može biti toliki da je nemoguće detektovati prisustvo **OAE**. Zbog toga se savetuje da pacijenti budu mirni u toku testiranja. Ovo je relativno jednostavno postići kod odraslih pacijenata ali kod novorođenčadi ili pacijenata koji su nesradljivi to nije slučaj. Preporučuje se da se testiranje obavi u trenucima kada beba spava (posle podoja) kako bi se šumovi, nastali usled plakanja, žvakanja, gutanja, pomeranja itd., smanjili na najmanju moguću meru.



Slika 5.1 Primeri efekata različito postavljenih sondi u ušnom kanalu.



### 5.1.2 Inženjerski pristupi u potiskivanju šuma

Usrednjavanje signala, odbacivanje artefakata, optimalno filtriranje, podešavanje vremenskog prozora i vremensko-frekvencijska analiza su inženjerski pristupi koji se često koriste u smanjenju uticaja šuma na rezultate merenja **OAE**. Uređaji za merenje **OAE** uglavnom kombinuju ove pristupe kako bi omogućili pouzdano i brzo dobijanje rezultata merenja **OAE**.

Metoda usrednjavanja signala u vremenskom domenu postala je sastavni deo algoritama za merenje **OAE** (detaljno opisana u poglavlju 2.4.1). Zasniva se na pretpostavci da je odziv u toku merenja konstantan a da je signal šuma slučajan. Iako postoje sumnje u opravdanost ovakve pretpostavke (Popelka et al., 1998; Picton et al., 1983), usrednjavanje signala u vremenskom domenu i dalje predstavlja nezaobilazan blok u algoritmima uređaja za merenje **OAE**.

Intenzitet nivoa šuma u ušnom kanalu varira u toku vremena zavisno od nivoa spoljašnjeg i biološkog šuma. Kada nivo u toku merenja pređe određenu graničnu vrednost, tada mereni signal u procesu usrednjavanja ima mali doprinos ili čak može doprineti povećanju nivoa šuma u toku usrednjavanja. Kontrola nivoa šuma u realnom vremenu koristi se za definisanje granične vrednosti intenziteta u ušnom kanalu iznad koje se merenja ne koriste u procesu usrednjavaju, odnosno, odbacuju. Postavljanje ove granične vrednosti nisko može dovesti do produženja vremena merenja (Dirckx et al., 1996). Pravilnim postavljanjem granice mogu se optimizovati merenja u datim uslovima. Na taj način se mogu detektovati i odbaciti segmenti koji sadrže kratkotrajne intenzivne pikove (kašalj, pomeranje, lupa vrata itd.).

Podešavanje prozora merenja je metoda koja se takođe koristi za poboljšanje odnosa signal/šum u skrining procedurama merenja **TEOAE** (Kemp et al., 1990; Kemp, 1993; Fitzgerald, 1997; Prieve et al., 1997; Tognola, 1999; Whitehead et al., 1995). Smanjenjem vremenskog prozora sa 20-tak ms na 12.5 ms odstranjuje se uticaj šuma na niskim frekvencijama koji je značajniji u kasnijoj fazi signala ( $t > 10\text{ms}$ ) **TEOAE** odziva (Maxon, 1997).

**DNLR** metoda (opisana u poglavlju 2.4.1.) zasniva se na činjenici da signal **OAE** nelinearno raste sa porastom intenziteta pobudnog signal. Ta činjenica je iskorišćena za suzbijanje linearnih komponenti odziva, uključujući i zvonjavu u ušnom kanalu izazvanu pobudnim signalom.

Procena signala i kriterijum prolaznosti u većini uređaja zasnovana je na statističkim metodama koje koriste korelaciju i razliku bafera A i B (objašnjenje dato u tački 2.4.3). U proceni signala **OAE**, u novije vreme, počeo je da se koristi binomni statistički algoritam. Primenom binomnog algoritma vreme snimanja se značajno smanjuje u odnosu na klasičnu statističku obradu bafera (Giebel, 2001).

Pošto je frekvencijski sadržaj **OAE** povezan sa latencijom, odnosno, rana faza odziva sadrži visoke frekvencije dok kasna faza sadrži niske frekvencije, neki istraživači su predložili (Bray, 1989; Ravazzani et al., 1999; Tognola et, 1995) filtriranje filtrom propusnikom opsega kako bi se povećao **SNR** kod **TEOAE**. Da bi smanjio artefakte usled pobudnog signala Gong je, sa svojim saradnicima (Gong et al., 2002) predložio korišćenje "predictor-subtractor-restorer" filtra. Primenom uskopojasnog filtra moguće je povećati osetljivost i prolaznost na skrining testu (Brass, 1994). Reproductivnost i **SNR** mogu biti poboljšani korišćenjem filtra propusnika visokih učestanosti (Bray, 1989; Ravazzani et al., 1999; Kei, 2001).

U najvećem broju slučajeva postupci za poboljšanje **SNR** i reproductivnosti primenjivani su na signalima u vremenskom domenu ili frekvencijskom domenu zasnovanim na furijeovoj transformaciji. Zbog prirode **OAE** signala, koji je nestacionaran (kašnjenje nižih frekvencija za višim) furijeova transformacija nije pogodna (Tognola et al., 2005) pa je predložena **WT** (*wavelet transformation*) kao pogodniji oblik transformacije signala. Istraživači koji su koristili potiskivanje šuma zasnovano na primeni wavelet transformacije (Janušauskas et al., 2001; Yang et al., 2002; Salimpour et al., 2002; Li et al., 2006; Wu et al., 2002) pokazali su da se mogu značajno poboljšati **SNR** i reproductivnost merenja **OAE**.

## 5.2. Višekanalni pristupi u potiskivanju šumova u signalu **OAE**

Adaptivno potiskivanje šuma je postupak koji je našao široku primenu u različitim oblastima tehnike kada je potrebno poboljšati **SNR** u uslovima nestacionarnih signala. Zbog svoje robusnosti i dobrih rezultata našao je primenu i u potiskivanju šuma kod merenja **OAE** (Delgado, 2000; Kompis et al., 2000).

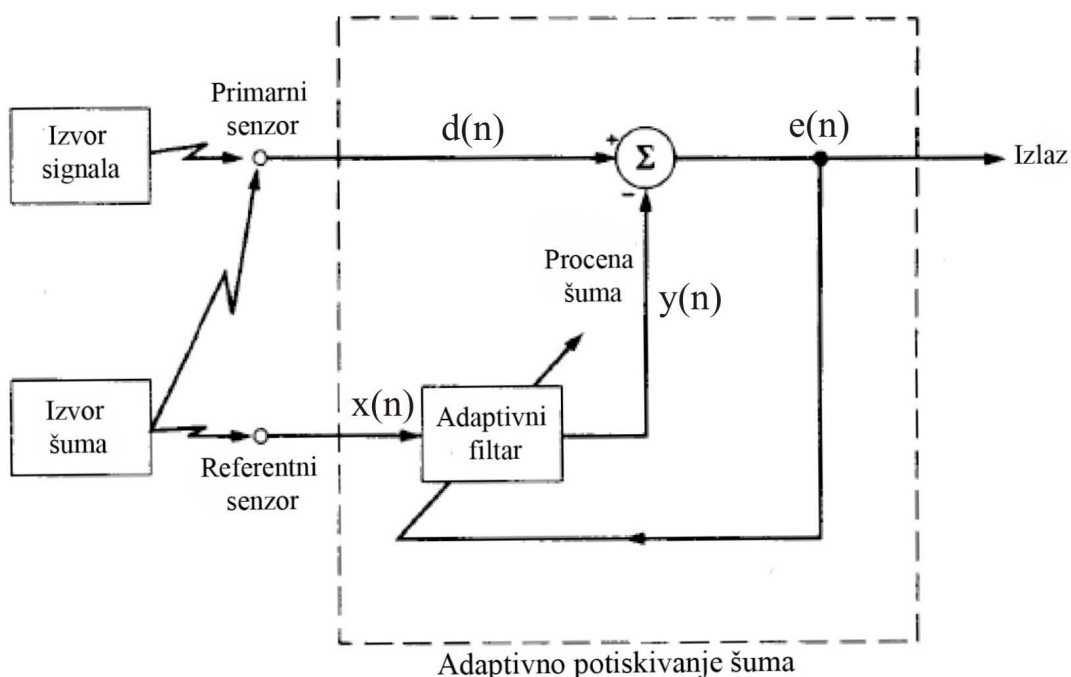
Kao što i samo ime govori, **ANC** (*Adaptive Noise Canceling*) se zasniva na potiskivanju šuma oduzimanjem šuma od zašumljenog signala pod kontrolisanim adaptivnim uslovima u cilju poboljšanja odnosa signal/šum. U opštem slučaju nije

preporučljivo direktno oduzimanje šuma od signala jer takva operacija može dovesti do povećanja srednje snage šuma. Međutim, pod odgovarajućim uslovima i kada su oduzimanje i filtriranje kontrolisani adaptivnim procesom, moguće je dobiti značajno bolje rezultate u poređenju sa direktnim filtriranjem.

### 5.2.1 Adaptivno potiskivanje šuma

Počeci adaptivnog potiskivanja šuma vezuju se za Kelli-ja i 1965. godinu (Sondhi, 1967). Widrow sa saradnicima je 1965. godine prvi konstruisao uređaj zasnovan na adaptivnom potiskivanju šuma. (Widrow, 1975).

Primena ANC u različitim oblastima detekcije bioloških signala kao što su: poboljšanje fetalnih elektrokardiograma (Ferrara, 1982), potiskivanje artefakta pri snimanju ECG (Widrow, 1985), poboljšanje tranzijentnih nestacionarnih signala u elektroencefalogramu (James et al., 1997) i pri ekstrakciji signala disanja (Patel et al., 1998) pokazala se kao efikasna metoda u poboljšanju odnosa signal-šum.



Slika 5.2 Principijelna shema ANC korišćenjem referentnog signala.

Osnova pristupa ANC je u postojanju dva ili više senzora (Slika 5.2) koji mere zašumljeni signal i šum. Korisni signal  $s(n)$  snima se zajedno sa šumom  $v_1(n)$  jednim senzorom i na taj način se dobija primarni signal  $d(n)$ .

$$d(n) = s(n) + v_1(n), \quad (J5.1)$$

gde su  $s(n)$  i  $v_1(n)$  redom odbirci korisnog signala i šuma.

Pretpostavlja se da su signali  $s(n)$  i  $v_1(n)$  nekorelisani.

$$E[s(n)v_1(n - k)] = 0, \quad \text{za svako } k. \quad (J5.2)$$

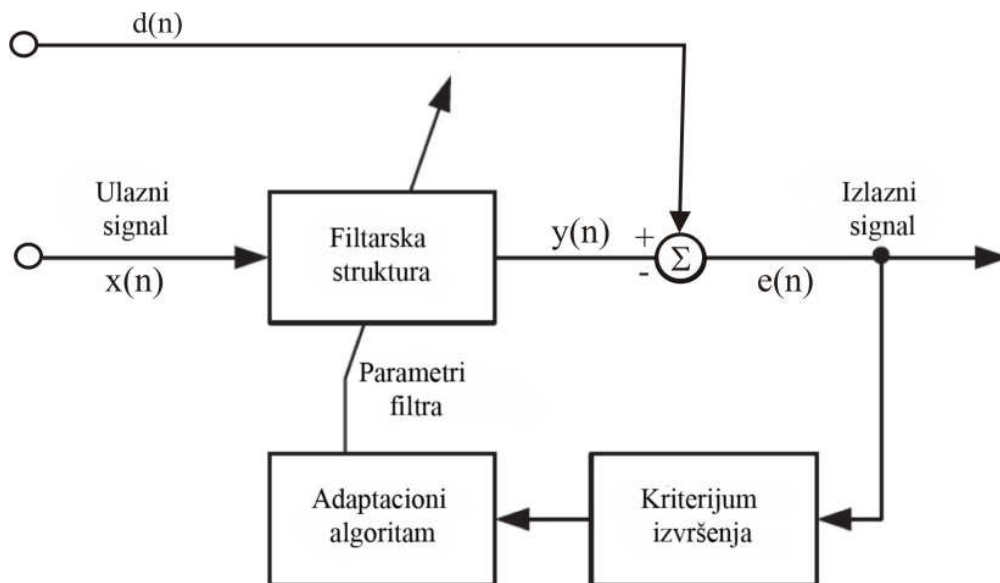
Drugim senzorom snima se samo šum  $x(n)$  (referentni signal) koji nije korelisan sa signalom  $s(n)$  ali je korelisan sa šumom  $v_1(n)$  tako da je

$$E[s(n)x(n - k)] = 0, \quad \text{za svako } k, \quad (J5.3)$$

i

$$E[v_1(n)x(n - k)] = p(k), \quad (J5.4)$$

gde je  $p(k)$  kroskorelacija šumova  $v_1(n)$  i  $x(n - k)$ .



Slika 5.3 Principijelna šema adaptivnog filtra.

Referentni signal se filtrira adaptivnim filtrom tako da se na izlazu dobija signal

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} w_k(n)x(n-k), \quad (J5.5)$$

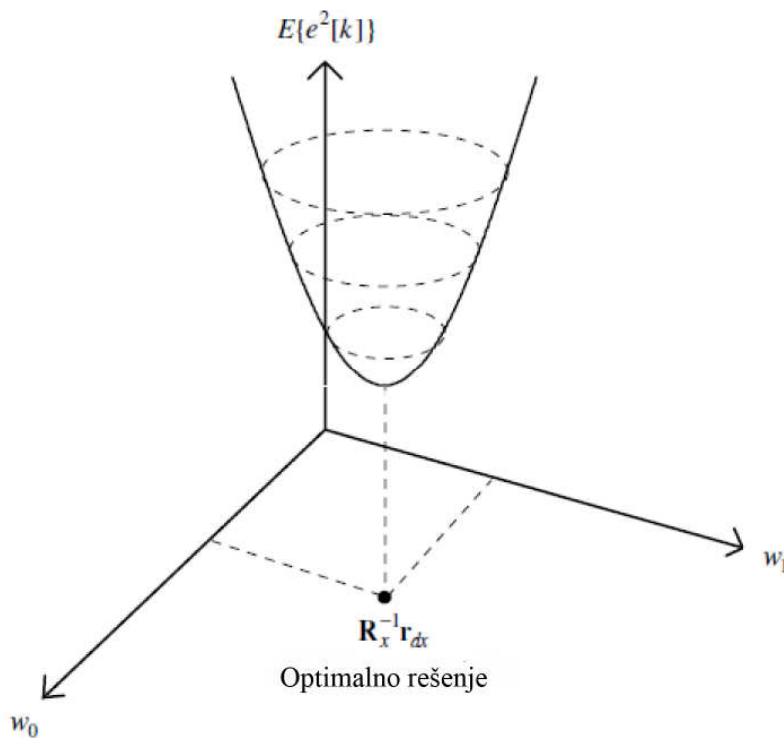
gde su  $w_k(n)$  koeficijenti adaptivnog filtra. Izlaz filtra  $y(n)$  se oduzima od primarnog signala  $d(n)$  kako bi se dobio željeni izlaz adaptivne filtracije. Signal greške adaptivnog filtriranja se definiše kao

$$e(n) = d(n) - y(n), \quad (J5.6)$$

i koristi se za podešavanje parametara adaptivnog filtra. Adaptivni filtar teži da smanji srednju kvadratnu vrednost (srednju snagu) signala greške, pri čemu signal koji nosi željenu informaciju  $s(n)$  ostaje nepromenjen adaptivnim potiskivanjem šuma.

Opisani postupak ima dva granična slučaja u kojima se mogu očekivati rezultati potiskivanja šuma:

1. Postupak adaptivne filtracije je idealan, odnosno, koeficijenti adaptivnog filtra su odabrani tako da je  $y(n) = v_1(n)$ , odnosno, iz primarnog signala je potpuno uklonjen šum.
2. Referentni signal  $x(n)$  je potpuno nekorelisan sa primarnim signalom  $E[d(n)x(n - k)] = 0$  za svako  $k$ , i u tom slučaju adaptivni filtar se "isključuje" tako da je izlaz adaptivnog filtra  $y(n)$  jednak nuli. Adaptivno potiskivanje šuma nema uticaja na primarni signal  $d(n)$  pa izlazni odnos signal/šum ostaje nepromenjen.



Slika 5.4 Grafik funkcije greške.

Preduslov efikasne primene adaptivnog potiskivanja šuma je u pravilnom položaju referentnog senzora u odnosu na primarni senzor. Pri odabiru položaja referentnog senzora mora se voditi računa o tome da se u referentnom signalu ne nalaze komponente primarnog signala koji nosi informaciju  $s(n)$  i da je referentni signal  $x(n)$  visoko korelisan sa šumnom komponentom  $v_1(n)$  primarnog signala.

Svaki adaptivni filter sastoji se od tri modula (Slika 5.3):

- *filtarska struktura* - Ovaj modul formira izlaz adaptivnog filtra koristeći merenja ulaznog signala (odnosno ulaznih signala ako ih ima više). Filtarska struktura može biti linearna ili nelinearna i ona je fiksirana dizajnom a parametri se podešavaju adaptivnim algoritmom.
- *kriterijum izvršenja* - Izlaz filtarske strukture i željeni odziv se obrađuju ovim modulom kako bi se procenio njihov kvalitet u odnosu na specifičnu aplikaciju. Izbor kriterijuma za procenu je kompromis između potreba korisnika i onoga što je matematički prihvatljivo kako bi se definisao adaptivni algoritam. Najveći broj adaptivnih filtera koristi oblik usrednjene kvadratne greške pošto takav kriterijum vodi ka dizajnu korisnih praktičnih rešenja.
- *adaptacioni algoritam* - Adaptacioni algoritam koristi vrednosti kriterijuma izvršenja ili neku njegovu funkciju i merenja ulaznih i željenih odziva kako bi odlučio na koji način treba modifikovati parametre filtra u cilju poboljšanja njegovih performansi.

**FIR** filtarska struktura (*Finite Impulse Response - FIR*) je pogodna za korišćenje pri adaptivnom potiskivanju šuma iz više razloga a osnovni su:

- srednja kvadratna greška za ove filtre je kvadratna funkcija koeficijenata filtra; to znači da je površina greške u prostoru paraboloid koji ima jedan minimum i lako ga je naći (Slika 5.4);
- FIR filteri su stabilni.

Najčešće korišćeni kriterijum pri realizaciji adaptivnih filtera je minimizacija srednje kvadratne greške (*Mean Square Error - MSE*). Ukoliko su željeni signal i šum u širokom smislu stacionarni i važe uslovi dati jednačinama *J5.2* do *J5.4*, tada je matematičko očekivanje srednje kvadratne greške dato izrazom

$$E\{|e(n)|^2\} = E\{|s(n)|^2\} + E\{|v_1(n) - y(n)|^2\}, \quad (J5.7)$$

gde  $E\{\}$  predstavlja operator matematičkog očekivanja.

Optimalno Wiener-ovo rešenje za adaptivni **FIR** filter dato je rešenjem Wiener-Hopf-ove jednačine

$$\mathbf{w}_0 = \mathbf{R}_x^{-1} \mathbf{r}_{dx}, \quad (J5.8)$$

gde je:

$\mathbf{R}_x = E(\mathbf{x}(n)\mathbf{x}^T(n))$  - autokorelaciona matrica reda  $M \times M$ ,

$\mathbf{r}_{dx} = E(\mathbf{x}(n)\mathbf{d}(n))$  - kroskorelacioni vektor reda  $M \times 1$ ,

$\mathbf{x}(n) = [x(n), \dots, x(n-M+1)]^T$  - vektor odbiraka šuma reda  $M \times 1$ ,

$\mathbf{d}(n) = [d(n), \dots, d(n-M+1)]$  - vektor odbiraka signala reda  $M \times 1$ ,

T - operator transponovanja i

M - red **FIR** filtra.

Međutim, striktno gledano, ovo rešenje je primenljivo na stacionarne procese pri čemu je neophodno znati ulaznu autokorelacionu matricu i kroskorelaciju između ulaznog i željenog signala. U realnim situacijama procesi su najčešće nestacionarni i zbog toga nije moguće egzaktno znati autokorelacione i kroskorelacione funkcije.

### 5.2.2 LMS algoritam

Jedan od pristupa u rešavanju ovog problema je primena **LMS** (*Least Mean-Square*) algoritma koji su razvili Widrow i Hoff 1960 godine (Widrow, 1960). Ovaj algoritam pripada klasi stohastičkih gradijentnih algoritama (Principe et al., 2000) i zbog svoje robusnosti i jednostavnosti primenjivan je u širokom spektru aplikacija.

Polazeći od Wiener-Hopf-ove jednačine može se doći do iterativnog izraza za procenu koeficijenata filtra datog izrazom

$$\hat{\mathbf{w}}(k+1) = \hat{\mathbf{w}}(k) + \mu(\mathbf{r}_{dx} - \mathbf{R}_x \hat{\mathbf{w}}(k)), \quad (J5.9)$$

gde je:

$\mu$  - mali pozitivan faktor pojačanja koji kontroliše stabilnost i brzinu konvergencije,

$\hat{\mathbf{w}}(k)$  - vektor estimiranih parametara filtra u k-toj iteraciji i

$\hat{\mathbf{w}}(k+1)$  - vektor estimiranih parametara filtra u k+1-oj iteraciji.

Pretpostavljajući da je kvadrat trenutne greške zadovoljavajuća procena srednje kvadratne greške, gradijent funkcije srednje kvadratne greške može se zameniti trenutnim gradijentom pa se izraz (J5.9) svodi na

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + \mu \mathbf{e}(k) \mathbf{x}(k), \quad (J5.10)$$

gde je:

$\mathbf{e}(k)$  – greška,

$\mathbf{x}(k) = (x_0, x_1, \dots, x_{M-1})^T$  vektor u koraku  $k$ ,

$\mathbf{w}(k) = (w_0, w_1, \dots, w_{M-1})^T$  vektor koeficijenata filtra u koraku  $k$  i

$M$  - red **FIR** filtra.

**LMS** adaptivni algoritam za **FIR** filter reda  $M$  može se predstaviti u tri koraka:

1. filtriranje

$$y(k) = \mathbf{w}^T \mathbf{x}(k)$$

2. računanje greške

$$\mathbf{e}(k) = \mathbf{d}(k) - y(k)$$

3. korekcija ranije procene koeficijenata filtra

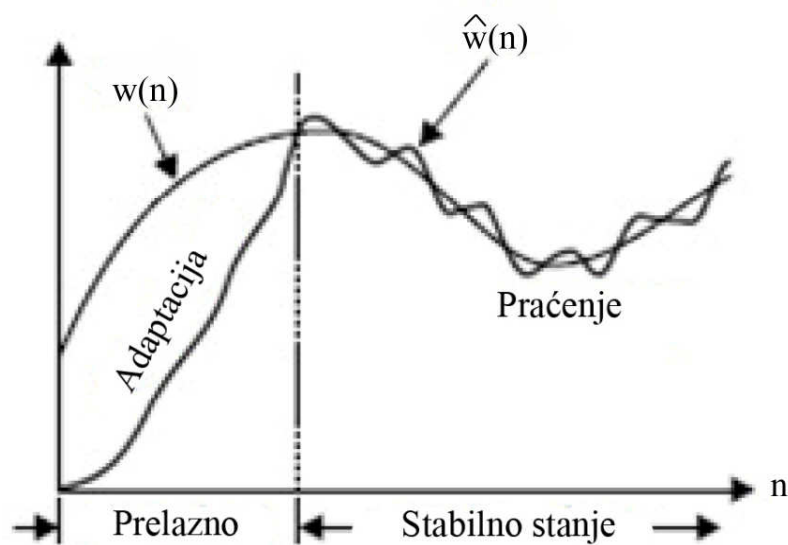
$$\hat{\mathbf{w}}(k+1) = \hat{\mathbf{w}}(k) + \mu \mathbf{e}(k) \mathbf{x}(k)$$

Najvažnije osobine **LMS** algoritma su:

2. Može se koristiti za rešenje Wiener-Hopf-ove jednačine a da pri tome nije potrebno poznavanje autokorelacione matrice ulaznog signala i kroskorelacionog vektora.
3. Iako je forma algoritma jednostavna kao i sama implementacija, on u primeni omogućava postizanje visokih performansi tokom adaptacionog procesa.
4. Iterativni postupak podrazumeva: a) računanje izlaza **FIR** filtra, proračun greške poredeći izlaz filtra sa primarnim signalom i c) podešavanje koeficijenata filtra na osnovu procenjene greške.
5. Korelacioni član potreban za proračun koeficijenata filtra u  $k+1$  iteraciji sadrži stohastički proizvod  $\mathbf{x}(k)\mathbf{e}(k)$  bez operatora matematičkog očekivanja.
6. Pošto operator očekivanja nije prisutan, svaki koeficijent prolazi kroz oštre varijacije (šum) tokom procesa iteracije. Pošto se ne završava Wiener-ovim rešenjem, **LMS** algoritam osciluje oko optimalne vrednosti. Ove oscilacije su slučajne.
7. Parametar koraka iteracije mora biti pravilno odabran kako bi se obezbedila stabilnost i brzina konvergencije algoritma.
8. **LMS** algoritam je stabilan i robusan za širok spektar signala sa različitim karakteristikama.



Pri implementaciji ANC-a dve karakteristike bitno utiču na ponašanje sistema u realnom vremenu. To su brzina adaptacije i kvalitet adaptacije (Slika 5.5). Brzina adaptacije definiše vreme potrebno da se vrednosti koeficijenata približe optimalnoj vrednosti. Ovde je neophodno postići kompromis između brzine adaptacije i stabilnosti filtra (odnosno, sposobnosti da konvergira ka optimalnom rešenju). Kvalitet adaptacije predstavlja sposobnost adaptivnog filtra da na zadovoljavajući način prati promene željenog signala. U praksi, praćenje (*tracking*) je izvodljivo samo ako se statistika signala menja "sporo" u poređenju sa brzinom praćenja adaptivnog filtra.



Slika 5.5 Adaptacija i praćenje promene jednog od parametara ( $w_i^{(n)}$ ) nestacionarnog signala.

Srednja kvadratna greška  $E(e^2)$  adaptivnog filtriranja može se predstaviti izrazom

$$E(e^2) = E(e_o^2) + E(e_{tr}^2) + E(e_{ex}^2), \quad (J5.11)$$

gde je:

$E(e_o^2)$  - optimalna srednja kvadratna greška,

$E(e_{tr}^2)$  - tranzijenta srednja kvadratna greška i

$E(e_{ex}^2)$  - greška praćenja.

Pri realizaciji AF teži se da brzina konvergencije bude što veća, odnosno, da tranzijentno vreme bude što kraće a da pri tome varijansa procene parametara  $\delta_w^2 = E(\|\hat{w}(n) - w(n)\|^2)$  bude što manja. Zahtevi su kontradiktorni, odnosno, da bi se

povećala brzina konvergencije potrebno je povećati koeficijent  $\mu$  (vrednost mora biti manja od granične vrednosti koja obezbeđuje stabilnost filtra) pri čemu istovremeno dolazi do povećanja varijanse  $\delta_w^2$ . Može se pokazati (Manolakis et al., 2005) da postoji kompromis između brzine i kvaliteta konvergencije.

### 5.2.3 Modifikacije LMS algoritma

Od pojavljivanja **LMS** algoritma predložen je i implementiran određeni broj modifikacija koje su imale za cilj da uproste hardversku implementaciju, dovedu do brže konvergencije, robusnije procene vektora parametara i boljeg praćenja (Hirsch, 1970; Clasen, 1981; Dutweiler, 1982; Godwin, 1984; Harris et al., 1986). Među najznačajnijim predstavnicima ove klase algoritama su:

**Sign algoritam** - Algoritam se dobija kada se u konvencionalnom **LMS** algoritmu član  $e(k)$  zameni svojim predznakom (sign funkcija). Tada relacija J.6.2-10 postaje

$$\hat{\mathbf{w}}(k+1) = \hat{\mathbf{w}}(k) + \mu \cdot \text{sign}(e(k)) \mathbf{x}(k). \quad (J5.12)$$

Ovakav oblik izraza je pogodan za primenu u aplikacijama gde je potrebna velika brzina i robusnost adaptacije u odnosu na povremene smetnje.

**Sign-regressor algoritam** - Algoritam se dobija kada se u konvencionalnom **LMS** algoritmu svaki član vektora  $\mathbf{x}(k)$  zameni svojim predznakom ( $\text{sign } x_i(k)$ )

$$\hat{\mathbf{w}}(k+1) = \hat{\mathbf{w}}(k) + \mu \cdot e(k) \cdot \text{sign}(\mathbf{x}(k)). \quad (J5.13)$$

**Sign-Sign algoritam** - Sign-Sign algoritam je kombinacija Sign i Sign-regressor algoritma. Relacija J.6.2-10 postaje

$$\hat{\mathbf{w}}(k+1) = \hat{\mathbf{w}}(k) + \mu \cdot \text{sign}(e(k)) \cdot \text{sign}(\mathbf{x}(k)). \quad (J5.14)$$

**Normalizovani LMS algoritam (NLMS)** - **NLMS** algoritam je modifikacija **LMS** algoritma koja uzima u obzir varijacije u nivou signala i obezbežuje veliku brzinu konvergencije za različite nivoe signala. Izraz za proračun koeficijenata filtra postaje

$$\hat{\mathbf{w}}(k+1) = \hat{\mathbf{w}}(k) + \mu \cdot \frac{1}{\mathbf{x}^T(k)\mathbf{x}(k)} e(k) \cdot \mathbf{x}(k). \quad (J5.15)$$

**LMS algoritam sa promenljivim korakom (VSLMS)** - **VSLMS** algoritam je nastao iz potrebe da se odgovori na kontradiktorne zahteve koje mora da ispuni parametar koraka  $\mu$  u pogledu brzine i kvaliteta adaptacije. Zasniva se na tome da svaki koeficijent filtra ima svoj promenljivi parametar koraka

$$\hat{w}_i(k+1) = \hat{w}_i(k) + \mu_i(k) \cdot e(k) \cdot x(k-i) \quad \text{za } i=0,1, \dots, M-1. \quad (J5.16)$$

Parametar koraka koeficijenta filtra  $\mu_i(k)$  računa se u odnosu na kretanje člana  $e(k)x(k-i)$  u uzastopnim iteracijama. Ukoliko član  $e(k)x(k-i)$  pokazuje konstantan pozitivan ili negativan pravac kretanja tada se član  $\mu_i(k)$  povećava. Kada koeficijenti filtra pridu optimalnoj vrednosti znak člana  $e(k)x(k-i)$  češće menja svoju vrednost. Algoritam detektuje ove brže promene i smanjuje vrednost parametra  $\mu_i(k)$  kako bi obezbedio bolje praćenje.

#### 5.2.4 Adaptivno potiskivanje šuma pri detekciji OAE

ANC je primenjivano za potiskivanje šuma pri merenju **DPOAE** (Delgado et al., 2000) i **TEOAE** (Kompis et al., 2000; Muller, 2002). Osnovna konfiguracija sistema za merenje **OAE** zasnovanog na adaptivnom potiskivanju šuma data je na slici 5.6. Jedan ili dva dodatna mikrofona koriste se za detekciju šumova u spoljašnjoj sredini ili u uhu koje se ne testira.

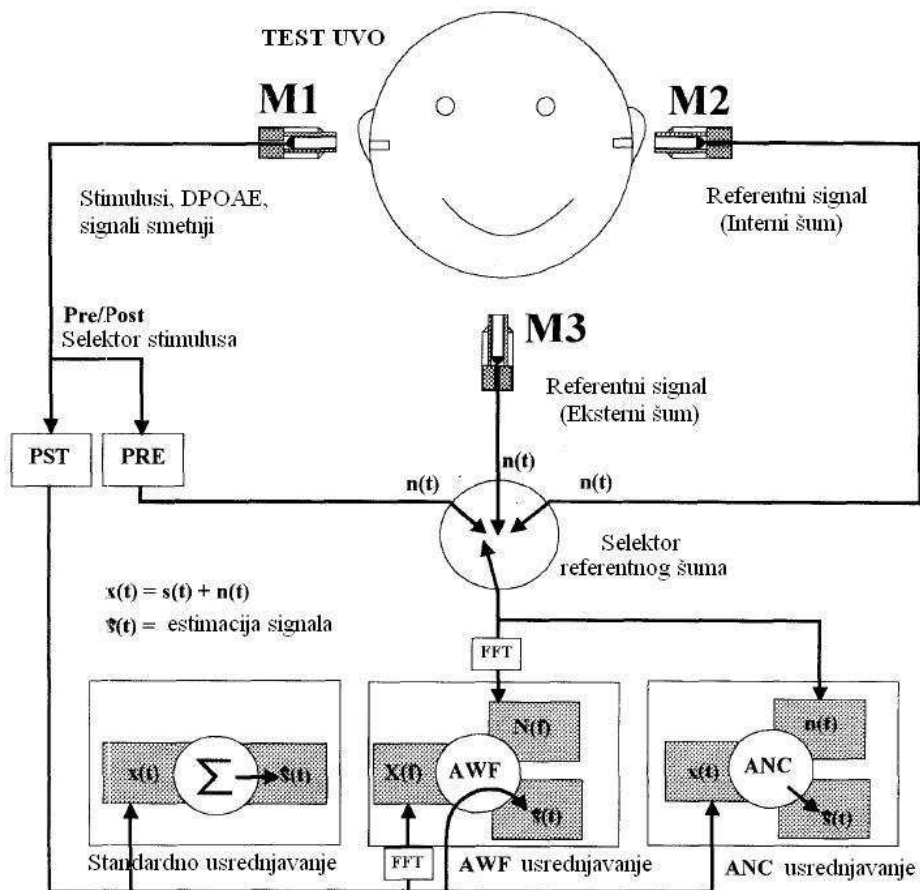
Delgado sa saradnicima je primenio adaptivno potiskivanje šuma pri detekciji **DPOAE**. Pri tome je referentni šum sniman na tri različita mesta sa tri mikrofona: Mic1 u test uhu (u vremenskim intervalima kada se ne snima **DPOAE**), Mic2 u referentnom uhu (za snimanje eksternog i internog šuma u referentnom uhu) i Mic3 u spoljašnjoj sredini (za snimanje eksternog šuma). U toku testiranja predloženog postupka utišavanja šuma, Delgado je koristio veštački generisan spoljašnji šum koji se sastojao iz belog šuma i kombinacije prostih sinusnih tonova.

Tabela T5.1 Potiskivanje šuma DPOAE na frekvenciji 1500 Hz.

|                            | Mic 1 Pre-stimulus (test uho) | Mic 2 (drugo uho) | Mic 3 (spoljašnja sredina) | Mic2 + Mic 3 |
|----------------------------|-------------------------------|-------------------|----------------------------|--------------|
| Srednja vrednost (dB)      | 0,60                          | 5,74              | 4,20                       | 5,01         |
| Standardna devijacija (dB) | 5,18                          | 5,18              | 3,94                       | 5,50         |

U tabeli T5.1 dati su rezultati potiskivanja šuma na frekvenciji 1500 Hz (Ozdamar, 1998). Prema očekivanju, kada se za referentni signal koristi šum snimljen mikrofonom Mic1 ostvaruje se slabo potiskivanje šuma. Razlog je slaba korelisanost

ovako snimljenog referentnog signala i signala odziva. U slučaju korišćenja Mic2 i Mic3 za dobijanje referentnog signala, postoji značajna korelacija tako dobijenih referentnih signala sa šumom u test signalu. Zato su i rezultati potiskivanja šuma mnogo bolji. Primena ANC u realnim uslovima pokazuje da se može ostvariti potiskivanje šuma između 2 i 5 dB a da se istovremeno smanjuje vreme merenja (Delgado et al., 2000).

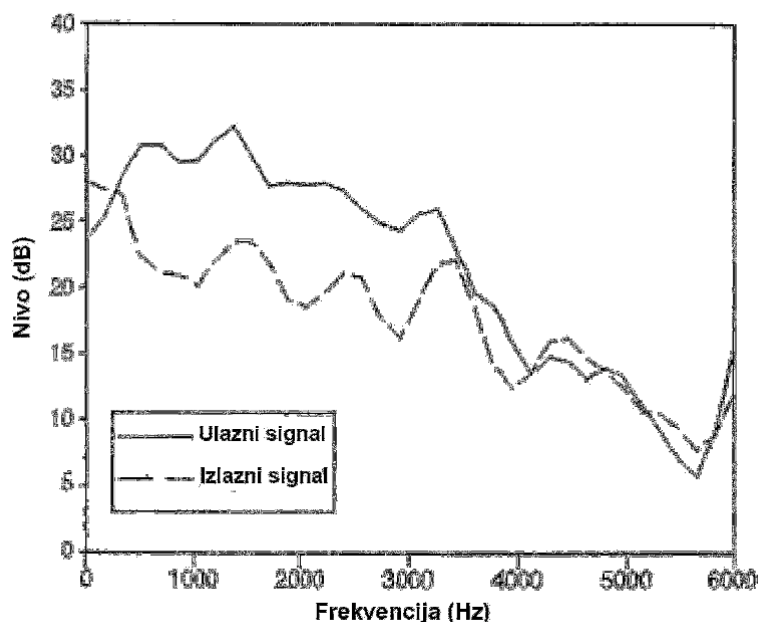


Slika 5.6 Konfiguracija sistema za merenje **DPOA** zasnovanog na **ANC** (Delgado et al., 2000).

Kompis (Kompis et al., 2000) je primenio normalizovani **LMS** algoritam na potiskivanje šuma pri merenju **TEOAE**. U konfiguraciji sličnoj konfiguraciji na slici 5.6 korišćen je referentni mikrofonski senzor za merenje spoljašnjeg šuma (Mic3). Implementiranim adaptivnom filterom menjan je red filtra od  $N=1$  do  $N=180$ . Vreme kašnjenja referentnog signala se podešavalo u granicama od 0 do 30ms dok je koeficijent adaptacije menjan u granicama od 0,00 do 0,05. Takođe je bilo moguće zamrznuti koeficijente filtra u određenom trenutku. Realizovanim sistemom za adaptivno potiskivanje šuma u realnom vremenu spoljašnji šum je potiskivan za 7 do 8 dB, pri nivoima spoljašnje buke od 46 do 65dB, u frekvencijskoj oblasti od 300 do 3000

Hz (Slika 5.7). U ovoj frekvencijskoj oblasti su i najčešće koncentrisani spoljašnji šumovi koji se mogu javiti tokom merenja **OAE**.

Miller i Kompis (Muller, 2002) su, koristeći prethodno razvijenu opremu (Kompis et al., 2000), analizirali uticaj koeficijenta adaptacije, reda adaptivnog filtra i položaja referentnog fitra na karakteristike **ANC**. Pri analizi uticaja koeficijenta adaptacije korišćene su tri vrednosti 0,005, 0,02 i 0,05. Iako nema statistički značajne razlike u dobijenim rezultatima, uočava se blagi trend povećanja potiskivanja šuma ka većim vrednostima koeficijentra adaptacije.



Slika 5.7 Spektar šuma signala odziva uha pri merenju **TEOAE** na ulazu i izlazu iz **ANC** (Kompis et al., 2000).

U eksperimentu u kome je meren uticaj reda filtra i položaja mikrofona, vrednost koeficijenta adaptacije bila je 0,01. Red filtra je bio  $N=45$ , 90 i 180, dok je referentni mikروفon postavljan u ravni test uha na rastojanjima  $x = -0,40$ ,  $-0,20$ ,  $0,00$ ,  $0,20$ ,  $0,40$ ,  $0,60$ ,  $0,80$ , i  $1,00$  m.

Kada se mikروفon nalazio na kontralateralnoj strani (pozicije  $x = -0,40$  i  $-0,20$ m), potiskivanje šuma je bilo malo i kretalo se između 0 i 2 dB. Dva su razloga ovako slabih rezultata: signal u referentnom mikروفonu kasni za šumom u test signalu i, usled uticaja glave, korelacija šumova iznad 1500 Hz postaje mala (Lindevald, 1986).

Kada se referentni mikروفon nalazi između test uha i zvučnika potiskivanje šuma je značajno veće i na njega utiče rastojanje, red filtra i njihova interakcija. Šum koji dopire do referentnog mikrofona sastoji se od direktnog signala (nereverberantni

signal) i difuznog signala (direktni signal koji je pretrpeo jednu ili više refleksija). Da bi se potisnuo direktni signal rastojanje između test uha i referentnog mikrofona ne sme biti veće od rastojanja

$$x = \frac{1}{f_{odab}} \cdot M \cdot v_{zv}, \quad (J5.17)$$

gde je:

$f_{odab}$  - frekvencija A/D konverzije,

$M$  - red filtra i

$v_{zv}$  - brzina zvuka u vazduhu.

Najbolji rezultati potiskivanja šuma (direktnog i difuznog signala) se dobijaju kada je referentni mikروفon u neposrednoj blizini test uha ( $x = 0.00m$ ). U ovom položaju referentnog mikrofona red filtra ne utiče značajno na kvalitet potiskivanja šuma.

Iako navedeni primeri pokazuju da primena **ANC** može biti uspešna pri potiskivanju šuma u toku merenja **OAE**, postoji određeni broj pitanja na koje treba dati odgovore. Prvo pitanje se odnosi na položaj referentnog mikrofona. Postavljanje referentnog mikrofona u neposrednoj blizini test uha omogućava dobro potiskivanje spoljašnjeg šuma ali je neprimenljivo za potiskivanje biološkog šuma. Postavljanje mikrofona u kontralateralno uho se može iskoristiti za potiskivanje biološkog šuma, međutim, pojavljuju se problemi vezani za korelaciju spoljašnjeg šuma usled uticaja glave i teškoće kod postavljanja sonde u oba uha kod novorođenčadi. Uticaj parametara **ANC** (red filtra, koeficijent adaptacije) na nivo potiskivanja šuma još nisu u potpunosti ispitani. Uočeno je da na nivo potiskivanja šuma imaju uticaj akustički parametri okruženja (spektar šuma, reverberaciona konstanta sobe, broj i položaj spoljašnjih izvora šuma).

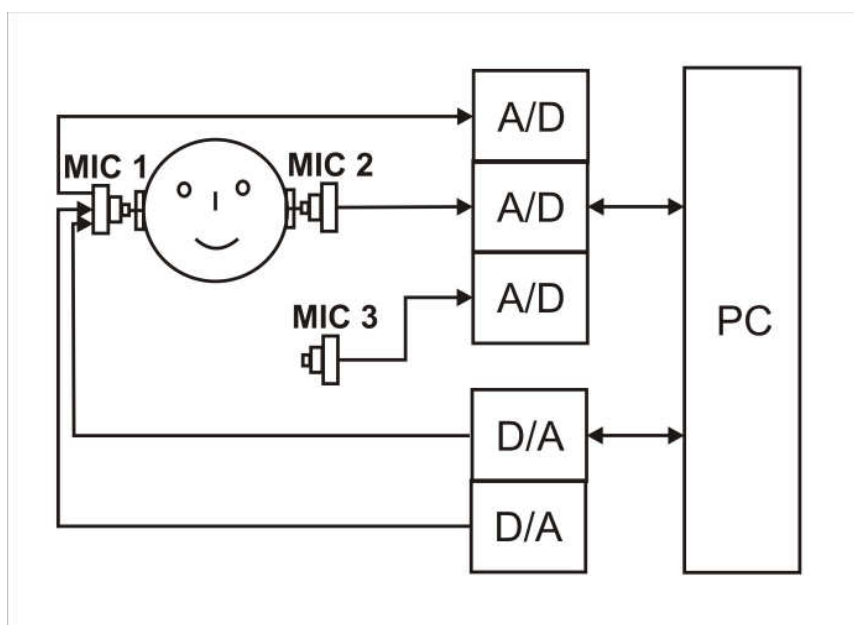
## 6. Eksperimentalna istraživanja biološkog šuma

Savremeni algoritmi potiskivanja šuma u korisnom signalu još uvek nisu našli konkretnu primenu kod merenja signala **OAE**. Dva osnovna pitanja su važna za primenu ovih algoritama. Prvo, još uvek nije izvršena detaljna analiza šumova koji maskiraju signale **OAE** sa aspekta moguće primene adaptivnih algoritama potiskivanja šuma i drugo, optimalno uzorkovanje signala smetnji može biti neadekvatno kliničkoj primeni. Do sada smo videli dve osnovne kategorije šumova: (i) šum pacijenta biološke prirode koji se snima u ušnom kanalu i (ii) spoljašnja buka koja prodire u ušni kanal. Za rad adaptivnih algoritama potiskivanja šuma u ušnom kanalu, neophodno je obezbediti uzorke ometajućih signala koji moraju biti korelisani sa šumovima u ušnom kanalu da bi se postigao efekat potiskivanja šuma. Za potiskivanje biološkog šuma logičan izbor mesta postavljanja referentnog mikrofona je drugo uho. Karakteristike bioloških signala koji se javljaju u ušnim kanalima i njihova međusobna korelacija bitan su preduslov razvoja adaptivnog algoritma za potiskivanje šuma. Snimanje i analiza bioloških šumova su prvi korak u razvoju algoritma. U ovom poglavlju biće objašnjen postupak prikupljanja eksperimentalnih podataka i rezultati analize bioloških signala snimljenih u ušnom kanalu.

## 6.1 Prikupljanje eksperimentalnih podataka

Prikupljanje eksperimentalnih podataka odvijalo se u dve faze. Prva faza je osmišljena i izvedena tako da se iz populacije ispitanika, kojima je merena **OAE**, odabere reprezentativni uzorak koji ima mali biološki šum, dobar **SNR** (*Signal to Noise Ratio*) i reproduktivnost. U drugoj fazi su, za odabranu reprezentativnu grupu ispitanika, dvokanalno snimljeni biološki šumovi u levom i desnom uhu. Uslovi testiranja i snimanja su definisani tako da odgovaraju realnim uslovima snimanja i procesiranja sa dve sonde. Eksperimenti su izvedeni sa namerom da se u fazi testiranja algoritama obezbedi maksimalna kontrola odnosa TEOAE i biološkog šuma.

U istraživanju je učestvovao 21 ispitanik. Svaki ispitanik, je pre testiranja, u pisanoj formi dao svoju saglasnost za učešće u istraživanju. Test protokol je bio pregledan i odobren od strane etičkog komiteta Instituta za Eksperimentalnu Fonetiku i Patologiju Govora, u kome su sva merenja i sprovedena. U eksperimentima su učestvovali subjekti sa normalnim sluhom bez kardiovaskularnih smetnji i bez smetnji na disajnim organima.



Slika 6.1 Shema povezivanja opreme za merenje bioloških šumova.



Pre početka snimanja **TEOAE** svim učesnicima je provereno stanje sluha (audiometrija i impedansometrija) i ustanovljeno je da se sluh nalazi u granicama normalnog. **TEOAE** odzivi ispitanika snimani su **COCHLEA** aparatom u tihoj sobi u kojoj je SPL (*Sound Pressure Level*) ambijentalnog šuma bio SPL = 30 dBA. **TEOAE** merenja odziva levog (testnog) uha snimani su i sačuvani u vidu audio fajlova. Prilikom snimanja **TEOAE** korišćeni su sledeći parametri **A/D** konverzije: brzina odabiranja  $f_s = 48$  kHz i rezolucija 24 bit-a. Od ispitanika je traženo da tokom snimanja **TEOAE** budu što mirniji. Intenzitet pobudnog impulsa bio je podešen na 85dB. Prag detekcije smetnji i odbacivanja "loših" paketa **TEOAE** merenja bio je postavljen na 56 dB, a broj snimljenih paketa po ispitaniku iznosio je 1024.

Devet subjekata sa izraženom **TEOAE** odabrano je kao "zlatni standard" za dalja eksperimentalna testiranja (Tognola et al., 2001). Srednje vrednosti **SNR** i reproduktivnosti za odabrani uzorak bile su  $SNR_{mean} = 15.8$  dB i  $Reproduktivnost_{mean} = 91.05$  %, dok su odgovarajuće standardne devijacije iznosile  $SNR_{stddev} = 5.5$  dB i  $Reproduktivnost_{stddev} = 7.13$  %.

Subjekti sa izraženim biološkim šumom u toku snimanja **TEOAE** isključeni su iz daljih testiranja pošto njihovi rezultati nisu mogli da obezbede objektivnu procenu kvaliteta algoritma za potiskivanje biološkog šuma. Naime, biološki šum koji se snimi mikrofonom u test sondi zajedno sa signalom **TEOAE** ne može se potisnuti u kasnijoj fazi adaptivnim filtrom jer je signal odziva **TEOAE** snimljen kao jednokanalni signal. Sa druge strane, ako bismo primenili scenario *real-time* adaptivnog potiskivanja biološkog šuma sa dve sonde, nivo **TEOAE** signala bi nam ostao nepoznat, pa procena kvaliteta adaptivnog filtra ne bi bila objektivna. Iz tog razloga su realni "dobri" **TEOAE** signali kontrolisano zašumljeni realnim signalima biološkog šuma.

U drugoj fazi prikupljanja eksperimentalnih podataka snimani su biološki šumovi odabranih ispitanika u oba uha istovremeno. Subjekti koji su učestvovali u eksperimentu bili su u sedećem položaju tokom snimanja. Svi su imali uredan sluh i u trenutku snimanja nisu imali respiratorne ili neke druge fiziološke poteškoće koje bi mogle uticati na rezultate. Pre i posle snimanja ispitanicima su mereni krvni pritisak i broj otkucaja srca.

Šum koji je poticao od ispitanika značajno je prevazilazio pozadinski šum u tihoj sobi. Snimljeni signal u Mic1 i Mic2 poticao je od biološkog šuma i od sopstvenog šuma mikrofona u sondi. U eksperimentu su korišćene sonde za merenje **OAE** (opisana u odeljku 2.17) u kojima se nalaze mikrofoni EA 1842 firme Knowles. Sopstveni šum

ovih mikrofona je oko -50 dB re 1V (Knowles). Snimanje se odvijalo istovremeno na oba uha pomoću eksterne audio kartice "Fast Track Ultra 8R" firme M-Audio povezane preko **USB** porta sa personalnim računarom, kao na Slici 6.1. Zadržani su isti parametri **A/D** konverzije kao i prilikom prve faze eksperimenta.

U pokušaju da se biološki šumovi drže pod kontrolom, snimanje se odvijalo pri sledećim uslovima:

1. "Ne diše" 20 - tak sekundi.
2. "Diše na nos" 15 do 20 udaha i izdaha.
3. "Diše na usta" 15 do 20 udaha i izdaha.
4. "Duboko diše na nos".
5. "Duboko diše na usta".
6. "Guta" 4 do 5 puta.
7. "Diše na nos i pomera glavu levo desno" 4 do 5 puta.
8. Merenje krvnog pritiska i srčanog ritma.

Eksperimentalna merenja nisu imala za cilj da istražuju šumove disanja u pulmološkom smislu već u realnim situacijama koje se mogu javiti u toku merenja **OAE**. Zbog toga nije merena zapremina i protok vazduha tokom disanja, kako bi se ti parametri držali pod kontrolom, već je od subjekata traženo da zahteve iz pojedinih uslova snimanja realizuju na način na koji to oni uobičajeno čine.

Ukupno je snimljeno 126 stimulusa (devet subjekata x dva uha x sedam uslova). Ovi snimci su korišćeni za analizu karakteristika biološkog šuma i proveru algoritma za potiskivanje biološkog šuma pri detekciji TEOAE.

## **6.2 Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali usled protoka krvi**

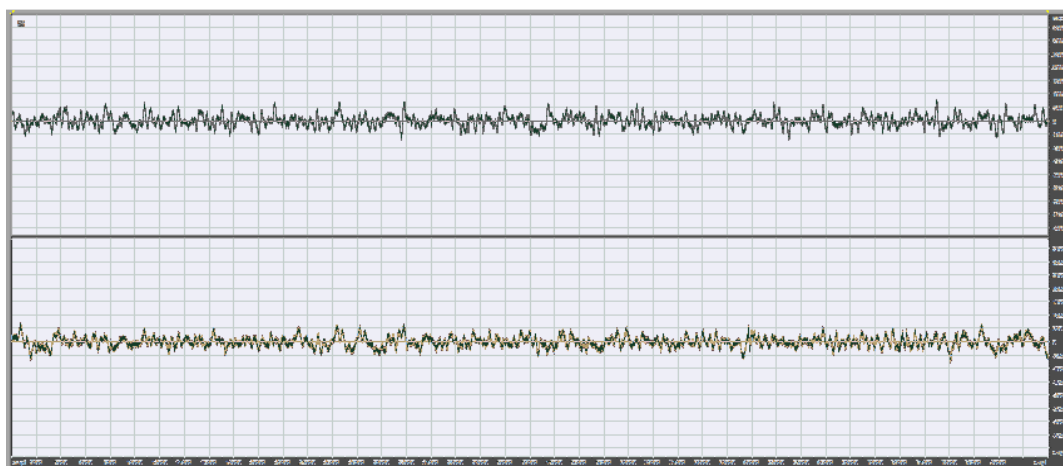
Karakteristike bioloških šumova nastalih u ušnom kanalu kao posledica protoka krvi ispitivani su u eksperimentalnim uslovima "ne diše". Srednja vrednost relativnog intenziteta signala pri uslovima snimanja "ne diše" je najniža u poređenju sa srednjim intenzitetima pri ostalim uslovima snimanja. Vizuelna analiza signala ukazuje na šumni signal niskog intenziteta. Međutim, kod skoro svih subjekata mogu se u talasnom obliku uočiti promene koje ukazuju na otkucaje srca (Slika 6.2).

Imajući u vidu da se šumovi nastali usled rada srčanog mišića nalaze u oblasti niskih frekvencija, snimljeni signali su filtrirani filtrom propusnikom niskih učestanosti do 50 Hz (Slika 6.3).

Filtriranjem signala filtrom propusnika opsega niskih učestanosti (do 50 Hz) jasno su se izdvojili signali srčanog ritma (Slika 6.4).

Poredeći ove rezultate sa rezultatima dobijenim snimanjem rada srčanog mišića elektronskim stetoskopom i **EKG**-om (slika 4.4) uočava se sličnost talasnih oblika odnosno mogu se jasno uočiti vremenski trenuci pojedinih faza rada srčanog mišića.

Na snimku signala u ušnom kanalu (Slika 6.4) uočavaju se: faza zatvaranja i faza otvaranja srčanih zalizaka tako da je moguće pratiti funkciju rada srca. Pošto su ispitanici bili bez kardiovaskularnih smetnji pojava trećeg i četvrtog srčanog ritma se nije očekivala. Merenjem vremenskih intervala između dva otkucaja srca (S1-S1) primećeno je da postoji varijabilnost srčanog ritma. Period srčanog ritma za tipičnog ispitanika (M.V.) varira od 0.978 do 1,13 s, što odgovara ritmu od 53 do 61 otkucaja u minuti. Ovi rezultati su u skladu sa rezultatima dobijenim merenjem elektronskim stetoskopom i **EKG**-om i poznati su kao *Heart Rate Variability* (Malik, 1996). **HRV** i srčani ritam su kod osoba bez kardiovaskularnih smetnji visoko korelisani i postoji njihova linearna zavisnost (Coumel et al., 1995).

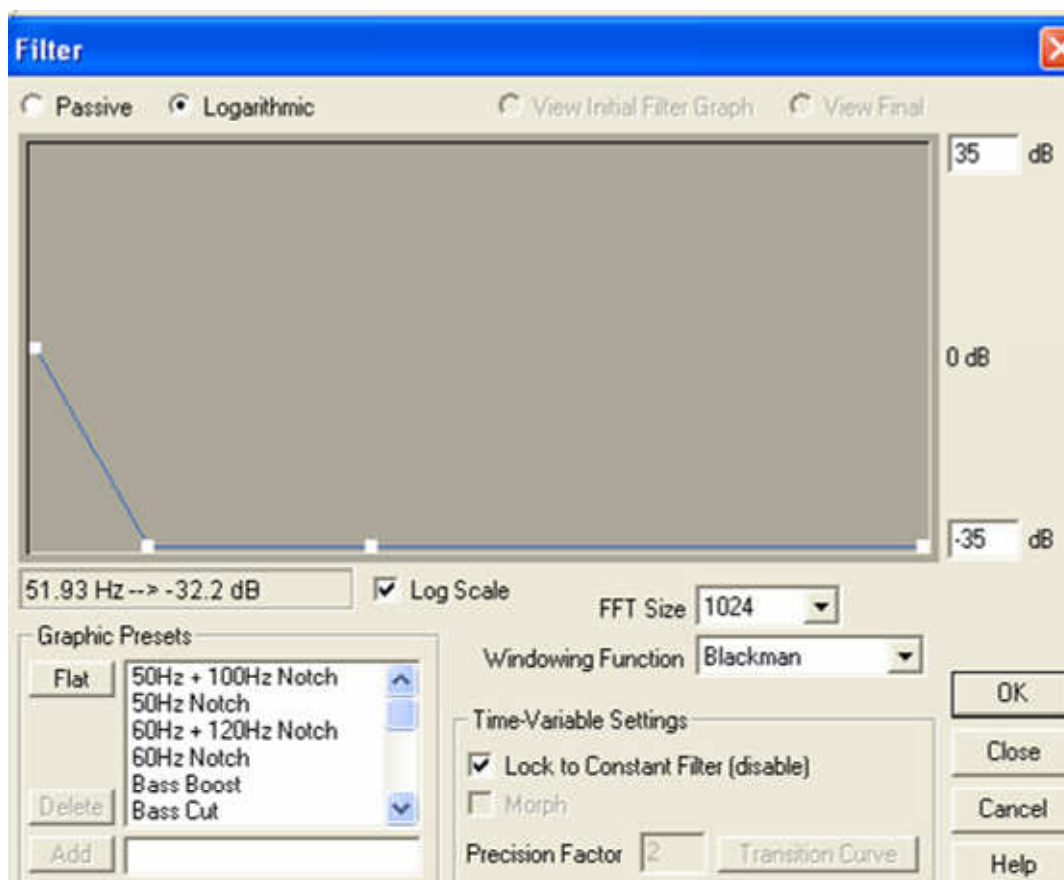


Slika 6.2 Talasni oblik signala snimljenog u levom i desnom ušnom kanalu pri uslovima snimanja "ne diše".

Autokorelaciona funkcija ukazuje na periodičnost srčanog ritma za vremenski prozor od jedne sekunde (Slika 6.5a). Ova vrednost odgovara srčanom ritmu od 1 Hz što je blisko broju otkucaja srca od 61 otkucaja/minuti izmerenog aparatom za merenje pritiska, za subjekta M.V. čiji je snimak prikazan.

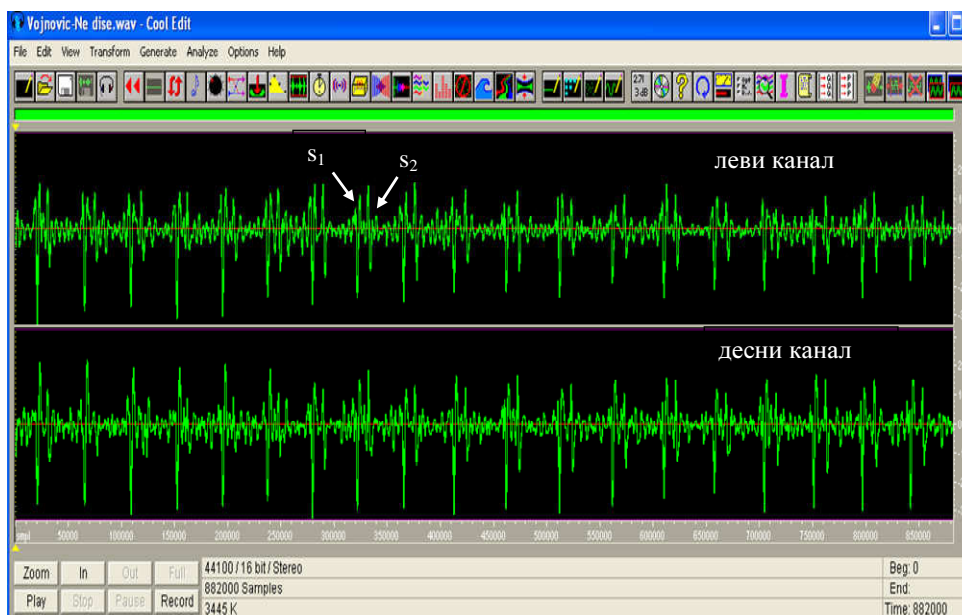
Pokazuje se da postoji visoka korelacija (0.78) snimljenih signala na levom i desnom uhu (Slika 6.5b) koji potiču od srčanog ritma. Vrednosti koeficijenta kroskorelacije zavise od vremenskog prozora i trenutka u kome se računaju. Vrednost koeficijenta kroskorelacije kreće se od 0.4 do 0.8. Na vrednost kroskorelacione funkcije mogu uticati različiti faktori: brzina protoka krvi (intenziteta signala), asimetrija krvnih sudova levog i desnog uha, zapremina spoljašnjih ušnih kanala, dubina insertovanja sonde na levom i desnom uhu itd.

Rezultati analize u eksperimentalnim uslovima "ne diše" pokazuju da se u snimljenim signalima, filtriranjem filtrom propusnikom niskih učestanosti, mogu izdvojiti signali koji potiču od rada srca. Ovi signali imaju visok nivo autokorelacije. Na vrednost koeficijenta kroskorelacije utiču karakteristike ispitanika i on se kreće u širem diapazonu vrednosti. Detaljnija analiza pokazuje da u signalima postoji određena nestacionarnost. Kao najvažniji zaključak nameće se činjenica da je najveći deo energije koji potiče od rada srca skoncentrisan u oblasti niskih frekvencija (ispod 50 Hz).

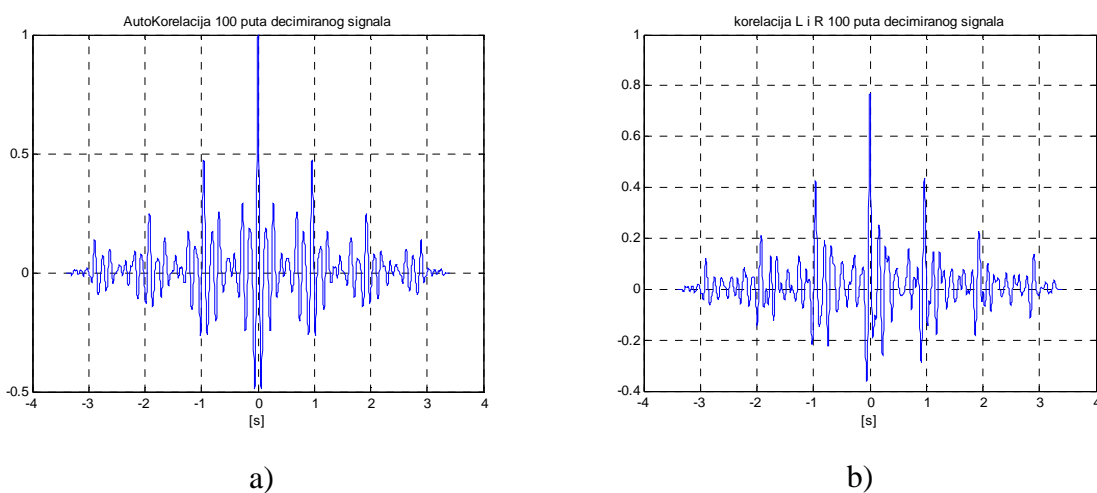


Slika 6.3. Niskopojasni filter propusnik opsega do 50 Hz. Slabljenje na 50Hz je -35dB.

Ovi šumovi se mogu ukloniti iz signala odziva pri merenju **OAE** filtriranjem filtrom propusnikom visokih učestanosti (**VF**). S obzirom na frekventijske karakteristike minijaturnih zvučnika koji služe za generisanje pobudnog signala, primena **VF** filtra sa graničnom frekvencijom od 100 Hz ne bi imala uticaja na signal **OAE** pošto su komponente pobude ispod ove frekvencije značajno slabije od komponenta skoncentrisanih u frekventijskoj oblasti od 250 do 6000 Hz.



Slika 6.4 Talasni oblik snimljenog signala u ušnom kanalu pri uslovu eksperimenta "*ne diše*" filtriranog filtrom propusnikom niskih učestanosti.



Slika 6.5 Autokorelacija (a) i kroskorelacija (b) snimljenog signala u ušnom kanalu pri uslovu eksperimenta "*ne diše*" filtriranog filtrom propusnikom niskih učestanosti.

### **6.3 Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali usled disanja**

Tokom snimanja **OAE**, kod saradljivih ispitanika je moguće tražiti da kontrolišu svoje disanje u smislu da ono bude tiho i ravnomerno. Međutim, kod male dece i kod nesaradljivih ispitanika to nije moguće. Moguće je birati trenutke merenja kada su oni u stanju fiziološke opuštenosti (posle hranjenja u toku sna), ali i tada je praktično nemoguće držati pod kontrolom njihov način disanja. Iz tog razloga sniman je biološki šum nastao usled disanja a da se pri tome parametri disanja (brzina disanja, zapremina protoka vazduha) nisu držali pod kontrolom. S obzirom na veliki broj parametara koji utiču na karakteristike, poređenje signala disanja između ispitanika nije adekvatno usled velike varijabilnosti. Zbog toga će biti analizirane karakteristike tipičnih predstavnika za pojedine eksperimentalne uslove.

#### **6.3.1 Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali pri eksperimentalnim uslovima "diše na nos"**

Pri eksperimentalnim uslovima "diše na nos", auditivnom i vizuelnom inspekcijom signala snimljenog u ušnom kanalu, uočavaju se sledeće karakteristike koje se odnose na kretanje intenziteta signala:

- *postoje inter i intra subjekatske razlike u intenzitetu signala.* Srednji nivo intenziteta signala disanja se razlikuje između subjekata. Ovakav rezultat je očekivan s obzirom na fiziološku različitost subjekata (telesne dimenzije, kapacitet pluća, prenosna karakteristika od izvora disajnog signala do nosa i ušnog kanala itd.). Intrasubjekatske razlike su interesantnije za posmatranje jer ukazuju na tendenciju neravnomernog disanja i u kraćem vremenskom intervalu (30 do 60 s). Razlika u intenzitetu između disajnih ciklusa (jedan ciklus je inspirijum plus ekspirijum) u snimljenom signalu kreće se i do nekoliko decibela (za ispitanika A.D. razlika najjačeg i najslabijeg intenziteta disajnog ciklusa je 8dB).
- *odnos nivoa signala srčanog ritma i signala disanja zavisi od subjekta.* Kod ispitanika kod kojih je disanje jedva čujno intenzitet signala srčanog ritma veći je od intenziteta signala disanja (kod subjekta Z.M. vršna

vrednost intenziteta srčanog signala veća je za 6 dB od vršne vrednosti intenziteta signala disanja). U slučaju kada je disanje glasnije tada je odnos ovih intenziteta u korist signala disanja (12.1 dB kod ispitanika A.D.). Između ove dve granične vrednosti nalaze se odnosi ova dva signala za sve ispitanike.

- *odnos nivoa sopstvenog šuma i signala disanja zavisi od subjekta.* U intervalima između inspirijuma i ekspirijuma postoji šum određenog intenziteta. Ovaj šum potiče od sopstvenog šuma merne opreme i ostalih bioloških šumova koje generiše ljudski organizam. Izmereni sopstveni šum merne opreme u tihoj sobi (sonda se nalazi u komori zapremine  $1\text{cm}^3$ ) je za oko 31 dB niži od najnižeg izmerenog biološkog šuma ispitanika (šum koji ne potiče od disanja i otkucaja srca). Razlike u intenzitetu sopstvenih šumova između ispitanika kreću se do 13,5 dB.

Kada se uporede pojedine faze disanja vidi se da se na osnovu razlike u intenzitetima ne može postaviti granica između faze inspirijuma i faze ekspirijuma. U uzorku su zastupljene sve tri kombinacije: faza inspirijuma je intenzivnija od faze ekspirijuma, faza ekspirijuma je intenzivnija od faze inspirijuma i obe faze su približno istog intenziteta. Takođe postoji značajna razlika u odnosu intenziteta signala između disanja (sopstveni šum) i faza disanja. Ova razlika se kreće od 2dB pa do 12 dB, zavisno od ispitanika.

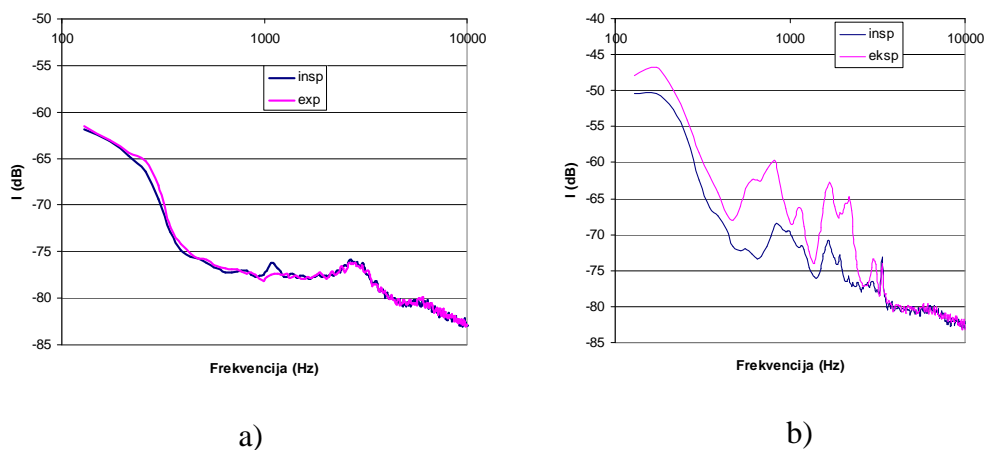
Tabela T6.1 Vrednosti F i p pojedinih disajnih faza dobijene **ANOVA** *single factor* analizom.

|            | F    | p       |
|------------|------|---------|
| Inspirijum | 23.9 | 6.5E-05 |
| ekspirijum | 7.9  | 0.006   |
| P1         | 18.2 | 0.00023 |
| P2         | 60.7 | 5.3E-07 |

Za trajanje jednog ciklusa disanja (inspirijum plus ekspirijum) kao i za pojedinačne faze disanja mogu se izneti slični zaključci. I ovde postoji inter i intra subjekatska razlika u trajanju. Frekvencija disanja u uzorku se kretala od 15 do 25 disajnih ciklusa/minut. **ANOVA** *single factor* analiza trajanja disanja pokazuje da postoji statistički značajna razlika u trajanju disajnih ciklusa ( $F = 148, P < 3 \times 10^{-9}$ ). Ako

se pak posmatraju pojedine faze disajnog ciklusa (inspirijum, ekspirijum, pauza između inspirijuma i ekspirijuma i pauza između disajnih ciklusa) takođe postoje statistički značajne razlike između subjekata (Tabela T6.1). Moglo bi se reći da su intersubjektske razlike mnogo veće od intrasubjektskih, odnosno, da svaki subjekat ima svoj ritam disanja koji fluktuirá blago oko srednje vrednosti.

Karakteristike disajnih signala "diše na nos", u frekvenzijskom domenu ne razlikuju se po svom ponašanju od analiziranih karakteristika intenziteta i trajanja. I one pokazuju inter i intra subjekatsko variranje. U uslovima kada je disanje slabog intenziteta (dominantni su drugi šumovi) faze inspirijuma i ekspirijuma su jedva uočljive u dominantnom šumu. Dugovremeni usrednjeni spektar (**DUS**) disanja je dominantan na nižim frekvencijama (do 300 Hz) sa zanemarljivim razlikama između faze inspirijuma i ekspirijuma (Slika 6.6 a). Izraženi šum na nižim frekvencijama ukazuje na šum koji predominantno potiče od krvotoka.



Slika 6.6 DUS faze ekspirijuma i faze inspirijuma pri slabom (a) i jakom (b) intenzitetu "disanja na nos".

Pri jačem intenzitetu "disanja na nos" uočava se razlika u spektru između inspirijuma i ekspirijuma (Slika 6.6 b). Pored intenzitetske razlike koja na osnovu prethodno iznetog nije dominantna distinktivna karakteristika, javljaju se spektralne razlike u frekvenzijskom opsegu od 500 do 1500 Hz, zavisno od subjekta. Na slici 6.6 b prikazani su spektri inspirijuma i ekspirijuma za subjekta A.D. kod koga se javljaju dva maksimuma i oba u fazi ekspirijuma imaju širi frekvenzijski opseg u odnosu na fazu inspirijuma. Mada je oblik **DUS** različit između subjekata, ukoliko je intenzitet "disanja na nos" dovoljno jak tada se u spektru mogu uočiti razlike između faze inspirijuma i faze ekspirijuma za svakog subjekta.



Kroskorelacija (CC) signala disanja na levom i desnom uhu direktno je zavisna od odnosa nivoa snaga korelisane i nekorelisane komponente šuma u levom (testirajućem T) i desnom (referentnom R) uhu. Ovo ćemo pokazati za signale u **DFT** domenu primenom funkcije koherencije (*Magnitude square coherence MSC*) koja se definiše sa

$$\gamma_{RT}^2(f) = \frac{|E(X_R^{(m)}(f)X_T^{(m)}(f)^*)|^2}{E(|X_R^{(m)}(f)|^2)E(|X_T^{(m)}(f)|^2)}, \quad (J6.1)$$

gde su  $X_R^{(m)}(f)$  i  $X_T^{(m)}(f)$  redom **DFT** transformacije signala (šumova) u desnom (referentnom) i levom (testirajućem) uhu za centralnu učestanost  $f$  **DFT** bina.  $E$  je operator matematičkog očekivanja,  $*$  je operator kompleksnog konjugovanja, dok  $m$  označava indeks bloka odbiraka na koje se primenjuje DFT transformacija. Signale  $X_R^{(m)}(f)$  i  $X_T^{(m)}(f)$  modeliramo sa

$$X_R^{(m)}(f) = X_{koh}^{(m)}(f) + N_R^{(m)}(f), \quad (J6.2)$$

$$X_T^{(m)}(f) = H_{RT}(f)X_{koh}^{(m)}(f) + N_T^{(m)}(f), \quad (J6.3)$$

gde je  $X_{koh}^{(m)}(f)$  korelisana (koherentna) komponenta biološkog šuma prisutna u levom i desnom uhu,  $H_{RT}(f)$  je prenosna funkcija od desnog (referentnog) do levog (testirajućeg) uha, a  $N_R^{(m)}(f)$  i  $N_T^{(m)}(f)$  su redom **DFT** transformacije nekorelisanih šumova u desnom i levom uhu. Smenjujući (J6.2) i (J6.3) u (J6.1) i koristeći usvojenu pretpostavku da je  $X_{koh}^{(m)}(f)$  nekorelisano sa  $N_R^{(m)}(f)$  i  $N_T^{(m)}(f)$  dobijamo izraz za kvadrat funkcije koherencije

$$\gamma_{RT}^2(f) = \frac{1}{\left(1 + \frac{1}{\rho_R(f)}\right)\left(1 + \frac{1}{\rho_T(f)}\right)} \quad (J6.4)$$

gde  $\rho_R(f)$  i  $\rho_T(f)$  označavaju odnose snaga koherentne i nekoherentne komponente šumova redom za referentno i test uvo

$$\rho_R(f) = \frac{E(|X_{koh}^{(m)}(f)|^2)}{E(|N_R^{(m)}(f)|^2)}, \quad \rho_T(f) = \frac{E(|H_{RT}(f)X_{koh}^{(m)}(f)|^2)}{E(|N_T^{(m)}(f)|^2)}. \quad (J6.5)$$

Iz (J6.4) se vidi da kada su koherentne komponente šumova znatno veće od nekoherentnih, odnosno, kada je  $\rho_R(f) \gg 1$ ,  $\rho_T(f) \gg 1$  tada funkcija koherencije

teži jedinici. Prema relaciji koja povezuje vrednost funkcije koherencije  $\gamma_{RT}^2(f)$  i nivo utišavanja šuma  $NR(f)$  (Wang, 1983),

$$NR(f) = -10 \log_{10} (1 - \gamma_{RT}^2(f)) [dB], \quad (J6.6)$$

nivo utišavanja šuma postaje jako veliki. I obrnuto, kada je nivo nekorelisanog šuma znatno viši od korelisane komponente šuma tada je  $\rho_R(f) \ll 1$ ,  $\rho_T(f) \ll 1$ . Prema (J6.4) funkcija koherencije teži nuli, a prema (J6.5) nivo utišavanja šuma postaje zanemarljivo mali (teži nuli). Ovim je i potvrđeno eksperimentalno zapažanje koje glasi: što je intenzitet signala disanja veći to je i koeficijent korelacije veći pošto su  $\rho_L(f)$  i  $\rho_R(f)$  veći.

Vrednost koeficijenta **CC** menja se u zavisnosti od intervala koji se posmatra i širine intervala u kome se računa. Koeficijent **CC** veći je kada se računa u intervalima trajanja inspirijuma i ekspirijuma nego kada se računa za disajni ciklus subjekta. U posmatranom uzorku vrednost koeficijenta **CC** kretala se u granicama od 0.08 do 0.4. Dobijeni rezultat je posledica odnosa intenziteta signala disanja i sopstvenog šuma ispitanika.

Interesantno je napomenuti da je kod subjekta Z.M., kod koga je disanje izuzetno tiho, koeficijent **CC** = 0.35. Vizuelnom analizom signala uočeno je da je signal srčanog ritma značajno iznad nivoa sopstvenog šuma. Kada je signal filtriran **VF** filtrom granične frekvencije 60 Hz i potom izračunat koeficijent **CC**, dobijena je vrednost od 0,06. Kod subjekta Z.M. signal srčanog ritma je mnogo veći od signala disanja i sopstvenog šuma. U snimljenom signalu, u ušnom kanalu, signal disanja se ne može uočiti odnosno, uronjen je u sopstveni šum. Na vrednost koeficijenta **CC** najveći uticaj ima signal srčanog ritma. Kada se on odstrani ostaje dominantan sopstveni šum koji je nekorelisan.

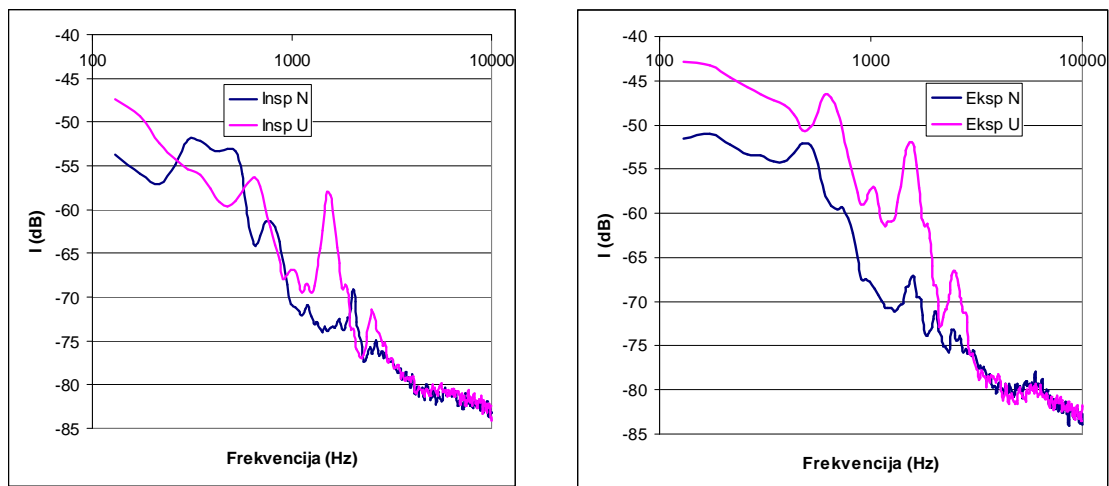
Treba napomenuti da su dobijeni zaključci izvedeni na osnovu posmatranja signala bez kompenzacije prenosnih karakteristika sonde. Kompenzacija prenosnih karakteristika može delimično uticati na dobijene rezultate, pogotovo kada se razmatra **CC** signala. Ukoliko se izvrši kompenzacija prenosnih karakteristika sonde i zatim se pristupi računanju koeficijenta **CC**, dobijaju se nešto bolji rezultati. Ovo poboljšanje je maksimalno do 8% i u velikoj meri zavisi od intenziteta signala disanja i nivoa drugih šumova u ušnom kanalu.

Može se zaključiti da je signal disanja u uslovima "diše na nos", za posmatrani uzorak, individualna karakteristika subjekta. Koeficijent **CC** je pozitivno korelisan sa

intenzitetom signala disanja i negativno korelisan sa drugim šumovima koji se javljaju u ušnom kanalu (izuzev signala koji potiču od otkucaja srca). Ovakvo ponašanje signala disanja može biti pozitivno sa stanovišta adaptivnog filtriranja jer, što je signal disanja jači to je i koeficijent **CC** veći pa uspešnost njegovog potiskivanja adaptivnim filtriranjem raste. U suprotnom, kada je signal disanja slab tada je i njegov uticaj na ekstrakciju signala **OAE** manji.

### 6.3.2 Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali pri eksperimentalnim uslovima "diše na usta"

Sve što je rečeno za karakteristike signala snimljenog u ušnom kanalu pri eksperimentalnim uslovima "diše na nos" važi i za karakteristike signala pri uslovima "diše na usta". Raspodela intenziteta, trajanja i frekvencijskih karakteristika disajnog ciklusa i pojedinih faza disanja pokazuju inter i intra subjekatsku zavisnost. Usrednjeni intenzitet disanja za posmatrani uzorak je nešto niži od usrednjenog intenziteta pri uslovima "diše na nos" ali ova razlika nije statistički značajna. Koeficijent **CC** je zavistan od intenziteta signala "diše na usta" i što je intenzitet veći to je i koeficijent **CC** veći.



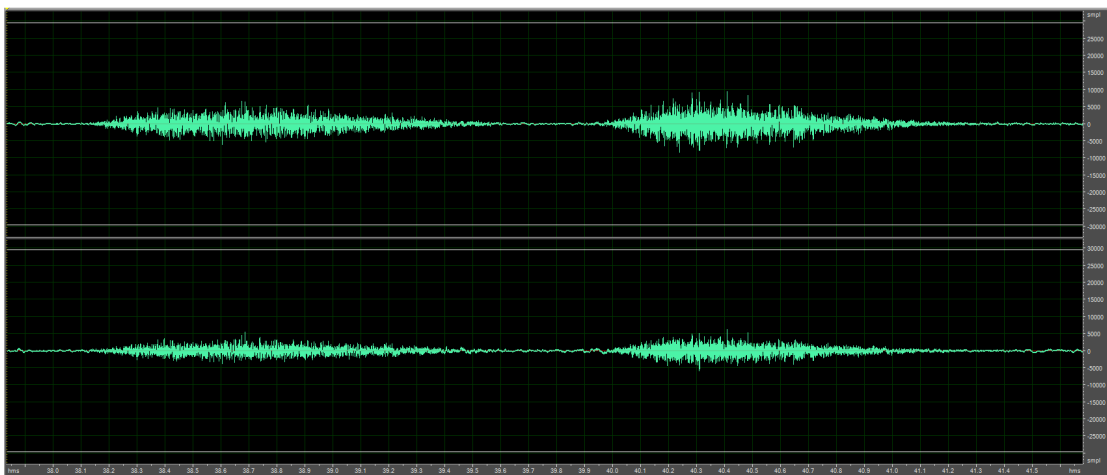
a) faza inspirijuma

b) faza ekspirijuma

Slika 6.7 DUS signala "diše na nos" (N) i signala "diše na usta" (U) za ispitanika D.M.

**DUS** signala "diše na nos" i "diše na usta" se razlikuju. Na slici 6.7 a) i b) dati su tipični **DUS** inspirijuma i ekspirijuma ova dva signala kod subjekta D.M. Uočava se da

postoje razlike u spektrima ovih signala i da su one izraženije pri inspirijumu nego pri ekspirijumu. Spektri signala pri inspirijumu se razlikuju po obliku a razlike su najizraženije u frekvencijskom opsegu između 300 i 700 Hz i oko 1500 Hz. Oblik spektara pri ekspirijumu je sličan (izuzimajući intenzitetske razlike). Na nižim frekvencijama (ispod 1000 Hz) postoji po jedan maksimum. Ovi maksimumi su pomereni jedan u odnosu na drugi. Takođe, u spektru ekspirijuma "diše na usta" javlja se maksimum na frekvenciji oko 1000 Hz koga nema u spektru ekspirijuma "diše na nos". Ukoliko su intenziteti signala disanja u posmatranim eksperimentalnim uslovima dovoljno jaki (jači od ostalih šumova u ušnom kanalu) tada se u **DUS** mogu uočiti razlike između signala "diše na nos" i "diše na usta". Karakter ovih razlika je individualna karakteristika svakog subjekta. Da bi se objasnila zavisnost spektara od individualnih karakteristika subjekata neophodna su dodatna istraživanja koja bi u sebe uključila i analizu nosne i usne šupljine, što je van fokusa ovog istraživanja.



Slika 6.8 Talasni oblik disajnog ciklusa pri eksperimentalnim uslovima "duboko diše na usta" za subjekta M.V.

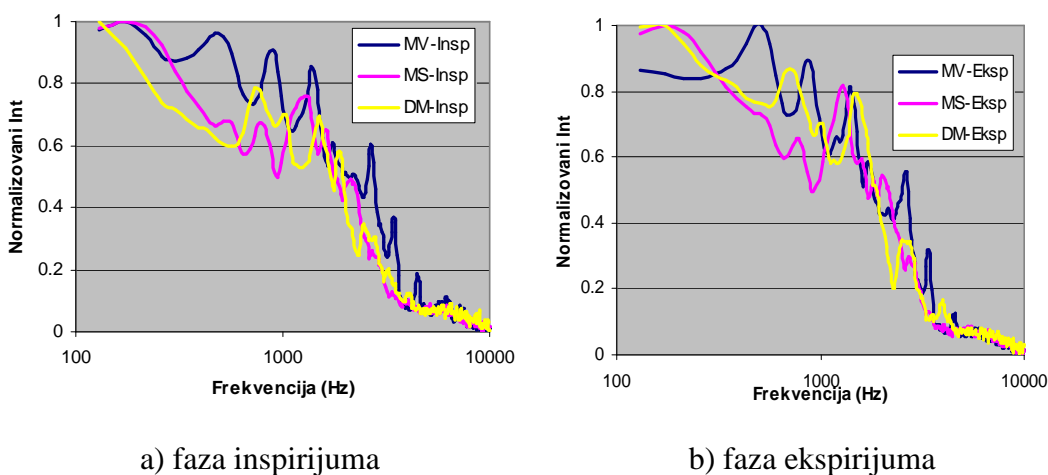
### 6.3.3 Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali pri eksperimentalnim uslovima "duboko diše na usta"

Vizuelna analiza signala snimljenog u ušnom kanalu pri eksperimentalnim uslovima "duboko diše na usta" pokazuje da se disajni ciklusi jasno uočavaju i da je njihov intenzitet značajno veći od intenziteta ostalih šumova snimljenih u ušnom kanalu levog i desnog uha (Slika 6.8).

Srednji nivo intenziteta signala disanja je oko 55 dBA. On je između 14 i 26 dB

veći od srednjeg intenziteta drugih šumova i zavisi od svakog subjekta. *Single factor ANOVA* je pokazala da na nivou celog uzorka ne postoji statistički značajna razlika u intenzitetu ( $F = 3,9$ ,  $F_{crit} = 4,2$  i  $p = 0,6$ ) kao ni u trajanju inspirijuma i ekspirijuma ( $F = 0,15$ ,  $F_{crit} = 4,2$  i  $p = 0,7$ ). Međutim, poređenjem intenziteta i trajanja inspirijuma i ekspirijuma za svakog ispitanika dobija se da postoji statistički značajna razlika (Tabela T6.2).

Na osnovu vrednosti intenziteta i trajanja moguće je razdvojiti faze inspirijuma i ekspirijuma kod svakog ispitanika. Dobijeni rezultati na posmatranom uzorku ukazuju na zaključak da postoji intersubjektsko variranje intenziteta i trajanja inspirijuma i ekspirijuma i da se ne može definisati kriterijum na nivou celog uzorka po kome bi se oni razlikovali. Međutim, na nivou jednog subjekta ove promene parametara su takve da se inspirijum i ekspirijum mogu razlikovati na osnovu srednjih vrednosti njihovih intenziteta i trajanja.



Slika 6.9 Normalizovani DUS inspirijuma i ekspirijuma tri subjekta.

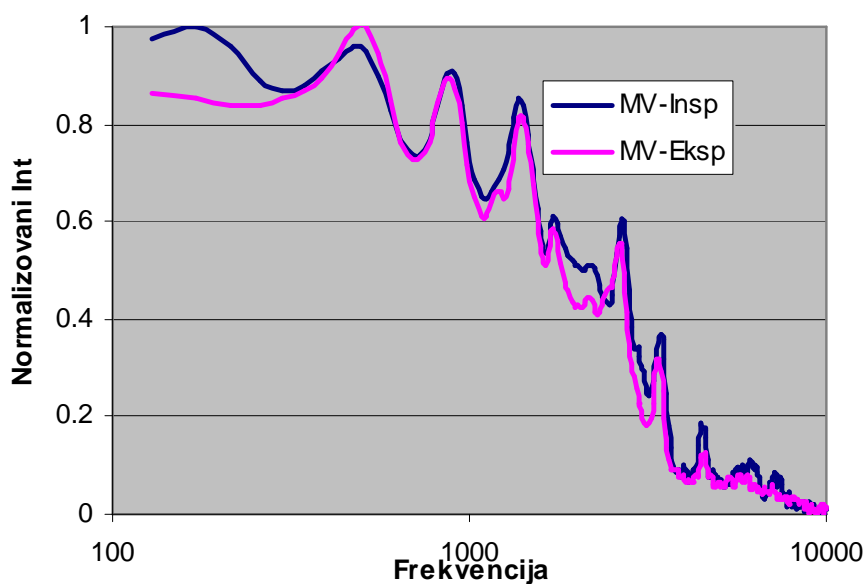
Kao i kod signala disanja pri eksperimentalnim uslovima "diše na nos" i "diše na usta" i pri uslovima "duboko diše na usta" **DUS** inspirijuma i ekspirijuma se razlikuju između subjekata (Slika 6.9). U okviru jednog subjekta ove razlike su male (Slika 6.10). Međutim, slušanjem se mogu uočiti razlike između faze inspirijuma i faze ekspirijuma. Ne upuštajući se u dublju analizu akustičkih obeležja koja doprinose perceptivnoj razlici ekspirijuma i inspirijuma, spomenućemo samo da se obvojnice amplitude inspirijuma i ekspirijuma razlikuju.

U spektru inspirijuma i ekspirijuma mogu se uočiti frekvencijske komponente koje dosežu i do 3000 Hz. Najveći deo energije signala je skoncentrisan u oblasti do 1800 Hz, nezavisno od subjekta. Poredeći ove rezultate sa rezultatima Pressler-a

(Pressler et al., 2004) uočavaju se određene razlike. Treba istaći da su se i eksperimentalni uslovi razlikovali. Ispitanici su tokom eksperimenta koji su izveli Pressler i saradnici, imali masku koja im je pokrivala nos i usta. Parametri disanja su držani pod kontrolom (protok vazduha normalizovan u odnosu na telesnu masu bio je konstantan 3,0 mL/s/kg i 7,5 mL/s/kg) i parametri signala disanja su računati pri protocima koji su bili 20% od zadanog protoka (količina vazduha u jedinici vremena). Kod Pressler-a je spektar signala disanja skoncentrisan u manjoj oblasti (do 1200 Hz). Najizraženije su spektralne komponente u oblasti između 150 i 300 Hz a razlika intenziteta signala disanja i okolnog šuma kretala se između 6 i 14 dB. Bez obzira na razlike u brojnim vrednostima, oba eksperimenta su pokazala da se pri intenzivnom disanju generiše akustički signal u ušnom kanalu koji je značajno veći od ostalih šumova koji se javljaju u ušnom kanalu kada se subjekat nalazi u tihoj sobi i pri tome mirno sedi.

Tabela T6.2 Rezultati ANOVA *single factor* analize zavisnosti intenziteta i trajanja inspirijuma i ekspirijuma od subjekta.

| $I_{insp}$ | F       | p       | $F_{crit}$ |
|------------|---------|---------|------------|
| $I_{insp}$ | 243.445 | 1.9E-10 | 3.88529    |
| $I_{eksp}$ | 150.742 | 3.1E-09 | 3.88529    |
| $t_{insp}$ | 54.7669 | 9.3E-07 | 3.88529    |
| $t_{eksp}$ | 20.8517 | 0.00012 | 3.88529    |

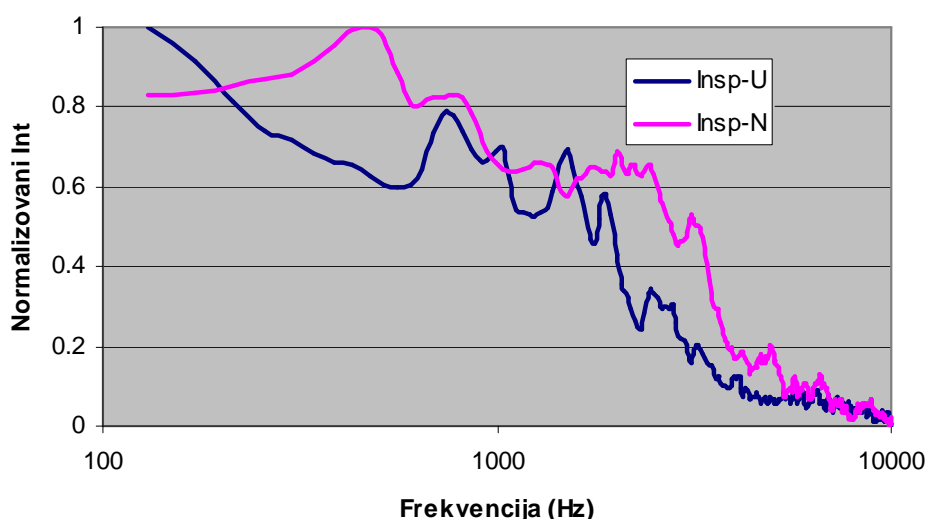


Slika 6.10 Normalizovani **DUS** inspirijuma i ekspirijuma subjekta M.V.

Koeficijent **CC** signala levog i desnog uha računat na disajnom ciklusu varira

između subjekata. Što je disanje izraženije (veći intenzitet) to je i koeficijent **CC** veći. U okviru jednog subjekta koeficijent **CC** ima veoma male oscilacije. Na primer, kod subjekta M.V. koeficijent **CC** u toku celog snimanja je 0,9, pri čemu je usrednjeni intenzitet disajnog ciklusa za 26 dB veći od usrednjenog intenziteta šuma u intervalu kada nema disanja. Kod subjekta D.M. kod koga je ova razlika 14 dB usrednjeni koeficijent **CC** iznosi 0,58.

S obzirom da se varijacije karakteristika signala snimljenih pri eksperimentalnim uslovima "duboko diše na nos" ne razlikuju značajno od varijacija karakteristika signala snimljenih pri uslovima "duboko diše na usta", njihovi rezultati neće biti posebno analizirani. Treba napomenuti da se **DUS** signala "duboko diše na nos" i "duboko diše na usta" razlikuju (Slika 6.11).



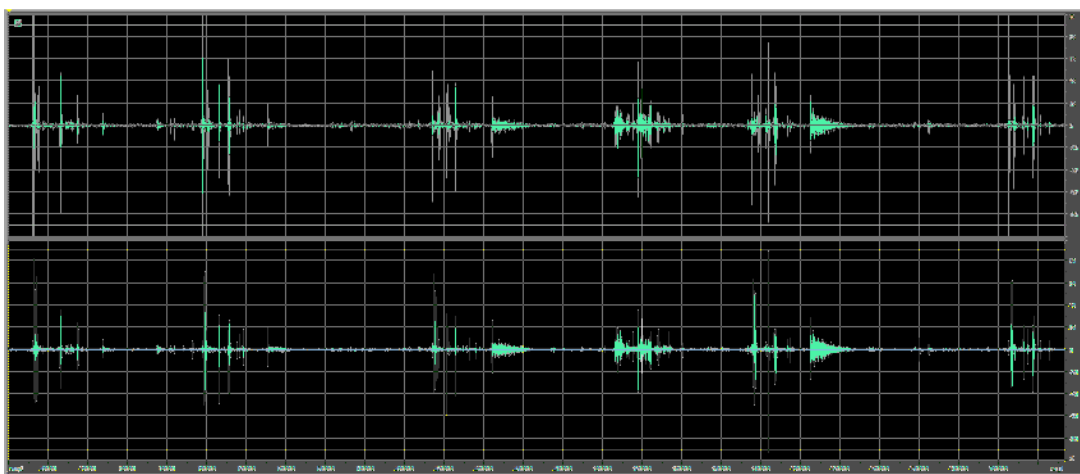
Slika 6.11 Normalizovani **DUS** inspirijuma pri uslovima "duboko diše na usta" i "duboko diše na nos" subjekta D.M.

### 6.3.4 Biološki šumovi u ušnom kanalu nastali pri eksperimentalnim uslovima "pomera glavu" i "guta"

Pri snimanju otoakustičke emisije nastoji se da pacijenti budu što mirniji. Kod nesaradljivih pacijenata i kod beba ponekad je teško izbeći situacije da u kojima pacijent tokom snimanja ne pomera glavu ili ne pravi pokrete slične gutanju. Iako su ovi događaji aperiodični po svojoj učestanosti, interesovalo nas je kakav je oblik snimljenog signala u ušnom kanalu pri ovim uslovima i kakav uticaj ovi događaji mogu imati na

detekciju **OAE**.

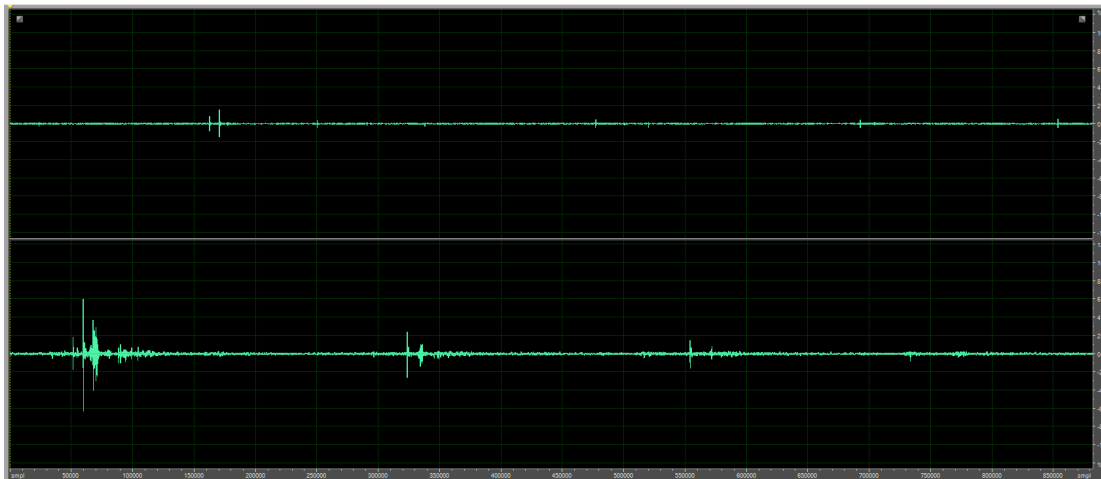
Snimljeni signali gutanja u ušnom kanalu predstavljaju povorku kratkotrajnih intenzivnih impulsa (Slika 6.12). Pri jednom ciklusu gutanja javlja se nekoliko impulsa. Najverovatnije je da ovako snažni impulsi nastaju usled otvaranja eustahijeve tube. Tada se ostvaruje direktna akustička veza između srednjeg uha (bubne opne) i prostora nosne i usne duplje. Nivo korelacije signala snimljenih u levom i desnom uhu je visok i kreće se od 0,65 do 0,8 u posmatranom uzorku. Frekvencija gutanja nije držana pod kontrolom tako da je vreme između pojedinih događaja variralo između subjekata i kretalo se od 1s za subjekta M.V. pa do 4.5 s za subjekta V.D.



Slika 6.12 Signali gutanja snimljeni u ušnom kanalu subjekta K.B.

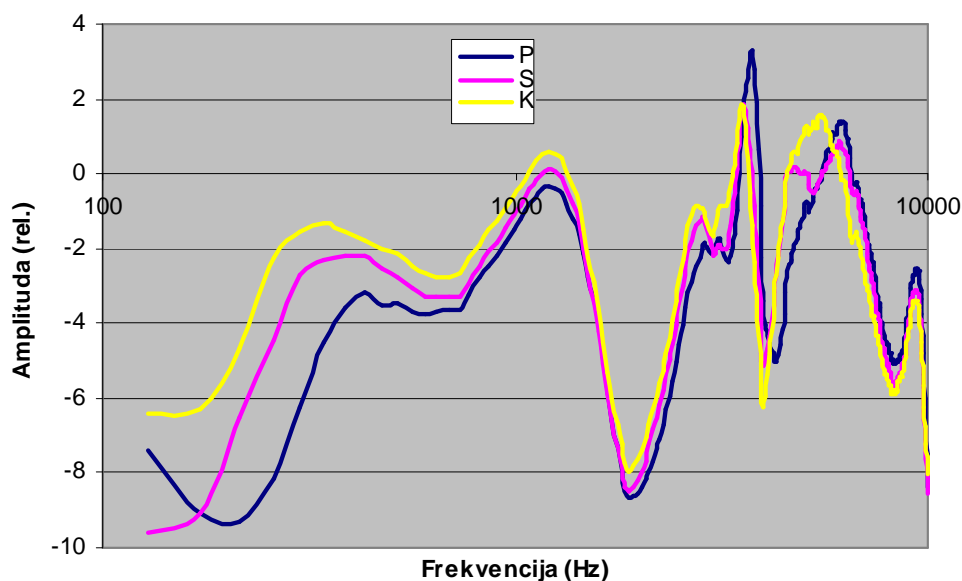
Signali nastali u ušnom kanalu usled pomeranja glave razlikuju se od signala gutanja po tome što su manjeg intenziteta i što pored pojave kratkotrajnih impulsa mogu postojati i signali koji imaju nešto duže trajanje. Ovi signali su, po pravilu, mnogo manjeg intenziteta (slika 6.13). Za razliku od svih do sada snimljenih signala, kod pomeranja glave postoji značajna razlika u signalu levog i desnog uha.





Slika 6.13 Signali nastali pomeranjem glave snimljeni u ušnom kanalu subjekta Z.Š.

Trenuci pojavljivanja šumova nastalih usled pomeranja glave nisu korelisani. Kratkotrajni impulsi traju između 30 i 50 ms, dok je rastojanje između pojave šumova reda nekoliko sekundi (između 3 i 4,5 s). Vreme između pojavljivanja impulsa uslovljeno je brzinom pomeranja glave. Interesantno je da se šumovi usled pomeranja glave ne pojavljuju kod svih ispitanika. Iako nije detaljno istraživan uzrok, velika je verovatnoća da su ovakvi rezultati posledica položaja sonde i kabla u odnosu na telo ispitanika. Oblik ušnog kanala utiče na položaj sonde u odnosu na glavu i telo ispitanika.



Slika 6.14 Prenosna karakteristika sistema sonda ušni kanal na početku, u sredini i na kraju eksperimenta.

Ovi signali mogu otežati detekciju **OAE**, međutim, usled svoje male frekvencije pojavljivanja i karakteristika samih signala, postojećim tehnikama je moguće minimizirati njihov uticaj (npr. isključivanje binova sa velikom energijom).

Interesantno je da prilikom pomeranja glave i gutanja dolazi do promena prenosne karakteristike sistema sonda-ušni kanal. Ukoliko se snimi prenosna karakteristika na početku, u sredini i po završetku eksperimenta uočavaju se razlike (Slika 6.14). Ove razlike najverovatnije nastaju usled pomeranja sonde u ušnom kanalu pa se menja geometrija sistema. Razlike mogu biti i do nekoliko decibela u pojedinim frekvencijskim opsezima. Sa promenom prenosne karakteristike može doći do promena u obliku pobudnog signala što za sobom povlači i promenu odziva. Narušena kvazistacionarnost signala odziva može se odraziti na ekstrakciju signala **OAE**.

# 7. Dvokanalno-adaptivno potiskivanje bioloških šumova

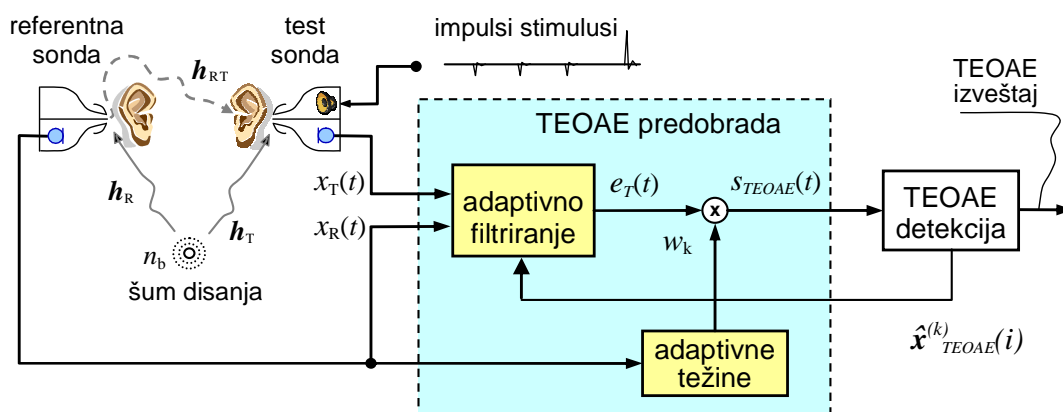
Analiza karakteristika bioloških šumova u ušnom kanalu pokazala je da postavljanje mikrofona u kontralateralno uho predstavlja dobar izbor mesta snimanja referentnog biološkog šuma, s obzirom na korelisanost bioloških šumova u levom i desnom uhu. Ispostavlja se da je korelacija između signala u levom i desnom uhu veća što je intenzitet bioloških šumova veći. Ovakvo ponašanje signala je preduslov za realizaciju sistema za adaptivno potiskivanje biološkog šuma pri detekciji signala **OAE**. U ovom odeljku biće opisan algoritam za adaptivno potiskivanje biološkog šuma i rezultati detekcije signala **OAE** dobijeni njegovom primenom.

## 7.1. Novi pristup u potiskivanju biološkog šuma

Teorijska razmatranja i rezultati dobijeni u praksi upućuju na zaključak da biološki šum postaje predominantna smetnja u detekciji signala **OAE**. Naime, poboljšanjem uslova snimanja u smislu smanjenja nivoa eksternog šuma (spoljašnji šum i šum merne opreme), biološki šum kao jedini stalno prisutan šum koji se ne može isključiti ostaje dominantan problem. Adaptivno filtriranje je korišćeno za potiskivanje spoljašnjeg šuma pri čemu je biološki šum samo apostrofirao kao izvor smetnje kome se mora posvetiti posebna pažnja. Novi pristup predložen u disertaciji potvrđuje izneta zapažanja drugih autora i pokazuje da primena samo adaptivnog filtriranja, iako daje određene rezultate, mora biti kombinovana sa drugim postupcima kako bi se ostvario potreban nivo potiskivanja biološkog šuma.

### 7.1.1. Struktura sistema

Na slici 7.1 je dat blok dijagram sistema za poboljšanje detekcije **TEOAE**. Sistem se sastoji od modula za preprocesiranje i standardnog modula za detekciju **TEOAE** zasnovanog na **DNLR** algoritmu (Subotić et al., 2012). Sistem koristi dve sonde: test sondu za snimanje zašumljenog **OAE** signala u testnom uhu  $x_T(t)$ , i referentnu sondu za snimanje biološkog šuma u drugom (referentnom) uhu  $x_R(t)$ . Stimulus koji se koristi za pobuđivanje **TEOAE** (Slika 7.1) je pravougaoni električni impuls širine  $80 \mu$  koji na izlazu minijaturnog zvučnika daje 80-88 dB vršnog SPL. Mikrofon snima sve zvuke u ušnom kanalu: pobudni signal, odziv ušnog kanala na pobudu, signal otoakustičke emisije i različite šumove uključujući i biološki šum.

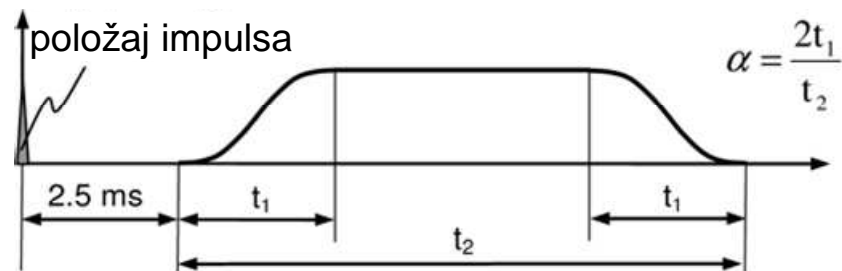


Slika 7.1. Blok dijagram sistema sa dve sonde za detekciju **TEOAE** sa modulom za preprocesiranje.

#### 7.1.1.1. TEOAE detekcija

Pobudni signal visokog intenziteta (80-88 dB) obezbeđuje da se **OAE** pobuđuje u nelinearnom režimu ali dovodi i do pasivne zvonjave koja se delimično preklapa sa signalom **TEOAE**. Da bi se smanjila zvonjava obično se koriste dve tehnike: prozorovanje i **DNLR** (Grandori, 1993; Whitehead et al., 1994). Prozorovanje je zasnovano na brzom opadanju zvonjave u ušnom kanalu. Da bi se odstranio najintenzivniji deo pasivnog odziva ušnog kanala na pobudu od **OAE**, prozor u kome se posmatra signal postavljen je 2.5 ms posle pobudnog impulsa (Whitehead et al., 1994). Korišćeni oblik prozora je Tukey-ov sa konstantom  $\alpha \approx 0.4$  (slika 7.2).

**DNLR** tehnika je zasnovana na nelinearnoj zavisnosti odziva kohlee od intenziteta (energije) pobudnog signala. Za pobudu se koristi paket od četiri stimulusa od kojih su tri stimulusa istog intenziteta i polariteta a četvrti je tri puta veći i suprotnog je polariteta (pogledati sliku 7.1 i odeljak 2.4.1). U prvom koraku, sva četiri odziva koji potiču od pobuda jednog paketa snimaju se u četiri odvojena registra. U drugom koraku, registri se sabiraju pri čemu dolazi do potiskivanja linearnih komponenti (klik stimulusa i zvonjave) i do 40 dB (Kemp et al., 1986). Posle sabiranja registara preostaje samo nelinearni deo odgovora uha. Rezultat sabiranja registara za svaki paket naizmenično se dodaju u dva bafera "A" i "B". Baferi "A" i "B" se koriste za računanje signala **TEOAE**, odnosa signal/šum (S/N) i reproduktivnosti kao važnih parametara za karakterizaciju **TEOAE**, posle dovoljnog broja paketa. Usrednjen *rms* (*root mean squares*) zbira bafera "A" i "B" je procena **TEOAE** signala. *rms* razlike bafera "A" i "B" je procena signala šuma. Reproductivnost (Prievé et al., 1993) je važan kriterijum za detekciju **TEOAE** i računa se kao kroskorelacija spektara bafera "A" i "B".



Slika 7.2. Tukey-ov prozor.

#### 7.1.1.2. TEOAE preprocesiranje

Potiskivanje biološkog šuma u modulu za predprocesiranje (Slika 7.1) ostvaruje se u dva koraka: adaptivnim filtriranjem i adaptivnim ponderisanjem. Prvi korak je adaptivno filtriranje prilagođeno specifičnim uslovima detekcije **TEOAE** (Slika 7.3). U adaptivnom filtru se na osnovu koherence biološkog šuma  $x_R(t)$ , snimljenog u referentnom uhu i biološkog šuma  $x_T(t)$  snimljenog u testnom uhu tokom snimanja **TEOAE**, potiskuje biološki šum u testnom signalu.

Drugi korak u potiskivanju biološkog šuma minimizira procenu greške smanjujući izlazni signal  $e(t)$  kada je odnos signal/šum mali. Po analogiji sa Wienerovim filtriranjem, ima smisla primeniti vremenski promenljiv težinski koeficijent  $w_k$

kontrolisan odnosom (korisni signal)/(signal disanja). Tokom inspirijuma i ekspirijuma, kada je nivo šuma visok, odnos (korisni signal)/(signal disanja) je mali. U tim intervalima težinski koeficijent  $w_k$  treba da bude mali. Nasuprot tome, u intervalima između inspirijuma i ekspirijuma  $w_k$  treba da teži jedinici. Težinski koeficijent  $w_k$  kontrolisan odnosom (korisni signal)/(signal disanja) obezbeđuje minimum srednje procene greške.

### 7.1.2. Model signala

Mikrofon u testnom uhu snima signal označen sa  $x_T(t)$  (Slika 7.1). Koristeći opšti model sa slike 6.2-1 smatraćemo da mikrofonski signal testne sonde  $x_T(t)$  predstavlja primarni signal  $d(t)$ , dok signal mikrofona referentne sonde  $x_R(t)$  predstavlja referentni signal  $x(t)$ . Uzimajući u obzir da je biološki šum korelisan sa signalom snimljenim u referentnom uhu,  $x_T(t)$  se može izraziti

$$x_T(t) = \mathbf{h}_{RT} \otimes x_R(t) + x_{TEOAE}(t) + x_{pr}(t) + n_{Tu}(t), \quad (J7.1)$$

gde je:

- $x_R(t)$  biološki šum snimljen u referentnom uhu,
- $\mathbf{h}_{RT}$  impulsni odziv ekvivalentne prenosne funkcije od referentne do test sonde,
- $\mathbf{h}_{RT} \otimes x_R(t)$  biološki šum u testnoj sondi koji je linearno zavisao od signala u referentnoj sondi  $x_R(t)$
- $x_{TEOAE}(t)$  **TEOAE** signal,
- $x_{pr}(t)$  stimulus pobude i pasivna zvonjava u testnom ušnom kanalu,
- $n_{Tu}(t)$  nekorelisana komponenta šuma i
- $\otimes$  operator konvolucije.

Članovi  $\mathbf{h}_{RT} \otimes x_R(t)$ ,  $x_{pr}(t)$  i  $n_{Tu}(t)$  predstavljaju smetnje koje ometaju detekciju **TEOAE**. Pasivna zvonjava se uspešno potiskuje **DNLR** postupkom dok se nekorelisani šum  $n_{Tu}(t)$  potiskuje usrednjavanjem u baferima "A" i "B". Preostali biološki šum  $\mathbf{h}_{RT} \otimes x_R(t)$  potiskuje se predloženim postupkom adaptivnog filtriranja.

### 7.1.3. Adaptivno filtriranje

Priroda korisnog signala i signala šumova su takvi da nije moguće direktno primeniti postupak adaptivnog filtriranja. Pre nego što se implementira algoritam adaptivnog filtra neophodna je dodatna predobrada ulaznih signala. Naime, članovi  $x_{pr}(t)$ ,  $x_{TEOAE}(t)$  i  $n_{Tu}(t)$  remete procenu koeficijenata adaptivnog filtra. Da bi se smanjio uticaj pasivne zvonjave  $x_{pr}(t)$  stimulusa na adaptivni algoritam, primenjen je postupak sabiranja paketa impulsa na sličan način kao kod **DNLR** (Slika 7.3). Da bi se smanjio uticaj  $x_{TEOAE}(t)$  na adaptivni algoritam oduzimana je trenutna procena signala **TEOAE**  $\hat{x}_{TEOAE}^{(k)}(t)$  modula za detekciju **TEOAE** (Slika 7.1) od test signala. Na ovaj način se obezbeđuje nepristrasna procena koeficijenata adaptivnog filtra i poboljšava potiskivanje biološkog šuma.

#### 7.1.3.1. Metod sumacije registara

U predloženom algoritmu procena parametara adaptivnog filtra je razdvojena od obrade ulaznih signala  $x_R(t)$  i  $x_T(t)$ . Koeficijenti adaptivnog filtra se procenjuju u modulu označenom kao "*adaptive algorithm*" (Slika 7.3). Procenjeni koeficijenti se kopiraju u slejv filter koji obrađuje  $x_R(t)$  i  $x_T(t)$ .

Tokom koraka procene, diskretne vrednosti test signala  $x_T(t)$  se prikupljaju u registre stimulusa  $\mathbf{x}_T^{(k,j)}$  čiji su elementi  $x_T^{(k,j)}(i), i=1, \dots, N$  ( $N$  označava broj elemenata u registru). Indeks  $k$  označava paket stimulusa, vrednosti  $j = 1, 2, 3$  označavaju registre u kojima se nalaze snimci signala pobuđenih malim stimulusima dok  $j = 4$  označava registar u kome se nalaze snimci signala pobuđeni tri puta većim stimulusom. Četiri signala (registra) iz iste povorke se sabiraju

$$x_{DNLR}^{(k)}(i) = \sum_{j=1}^4 x_T^{(k,j)}(i), i=1, \dots, N. \quad (J7.2)$$

Kako su  $x_T^{(k,j)}(i)$  uzorci test signala  $x_T(t)$ , zamenom izraza (J7.1) u izraz (J7.2) dobijamo

$$x_{DNLR}^{(k)}(i) = \mathbf{h}_{RT} \otimes \sum_{j=1}^4 x_R^{(k,j)}(i) + \sum_{j=1}^4 x_{TEOAE}^{(k,j)}(i) + \sum_{j=1}^4 x_{pr}^{(k,j)}(i) + \sum_{j=1}^4 n_{Tu}^{(k,j)}(i), \quad (J7.3)$$

gde je:

- $x_R^{(k,j)}(i)$  registar uzorka referentnog signala,

- $x_{TEOAE}^{(k,j)}(i)$  registar uzorka TEOAE odziva,
- $x_{pr}^{(k,j)}(i)$  registar uzorka pasivne zvonjave i
- $n_{Tu}^{(k,j)}(i)$  registar uzorka nekorelisanog šuma.

Napomenimo da član  $\sum_{j=1}^4 x_{pr}^{(k,j)}(i)$  isčezava na isti način kao i kod **DNLR** metode. Izraz (J7.3) se može preurediti na sledeći način

$$x_{DNLR}^{(k)}(i) = \mathbf{h}_{RT} \otimes x_R^{(k)}(i) + \tilde{x}_{TEOAE}(i) + \xi_{Tu}^k(i), \quad (J7.4)$$

gde je:

$$x_R^{(k)}(i) = \sum_{j=1}^4 x_R^{(k,j)}(i), \quad (J7.5)$$

$\tilde{x}_{TEOAE}(i) = \sum_{j=1}^4 x_{TEOAE}^{(j)}(i)$  zbir **TEOAE** odziva i

$\xi_{Tu}^k(i) = \sum_{j=1}^4 n_{Tu}^{(k,j)}(i)$  je nekorelisan šum u test sondi.

Polazeći od pretpostavke da je oblik **TEOAE** isti za sve pakete, izostavljen je indeks  $k$  u  $\tilde{x}_{TEOAE}(i)$ . Uzorci referentnog signala  $x_R(t)$  prikupljaju se u stimulus registre  $\mathbf{x}_R^{(k,j)}$  (Slika 7.3) na isti način kao i za signal  $x_T(t)$  i posle sabiranja registara  $x_R^{(k,j)}(i)$  dobija se  $x_R^{(k)}(i)$  definisan izrazom (J7.5).

Transfer funkcija  $\mathbf{h}_{RT}$  je ista u izrazima (J7.1) i (J7.4). Zbog toga se koeficijenti adaptivnog filtra  $\mathbf{h}_{RT}$  mogu rekurzivno proceniti primenom **LMS** algoritma koristeći  $x_{DNLR}^{(k)}(i)$  i  $x_R^{(k)}(i)$  kao primarni i referentni signal.

### 7.1.3.2. Eliminacija TEOAE estimata

Tokom procesa adaptacije,  $\tilde{x}_{TEOAE}(i)$  u (J7.4) ponaša se kao smetnja koja remeti procenu koeficijenata adaptivnog filtra. Zbog toga je poželjno da se ovaj član potisne. To se može postići oduzimanjem procene signala **TEOAE** od  $x_{DNLR}^{(k)}(i)$ . Procenu  $x_{DNLR}^{(k)}(i)$  ( $\hat{x}_{TEOAE}^{(k)}(i)$ ) dobijamo kao izlaz iz modula za detekciju **TEOAE** posle završene obrade  $k$ -tog paketa (Slika 7.1). Pošto je detekcija signala **TEOAE** statistički proces, postavlja se pitanje kada je dobijena vrednost stvarni reprezent signala **OAE**. Naime, u početku procenjena vrednost signala **TEOAE** značajno varira da bi posle određenog broja usrednjavanja pocela da konvergira ka određenoj vrednosti. Eksperimentalno je utvrđeno da za prvih 100 paketa ( $k < 100$ ) procena  $\hat{x}_{TEOAE}^{(k)}(i)$  nije dovoljno tačna da bi se



koristila za potiskivanje  $\tilde{x}_{TEOAE}(i)$ . Posle 100 paketa ( $k \geq 100$ ), oscilacije oko konačne vrednosti se smanjuju pa se može pretpostaviti da je procena  $\hat{x}_{TEOAE}^{(k)}(i)$  dovoljno tačna i da se može koristiti za potiskivanje  $\tilde{x}_{TEOAE}(i)$ .

Algoritamski ovaj postupak je definisan na sledeći način:

$$\hat{x}_{TEOAE}^k(i) = \alpha(k) \hat{x}_{TEOAE}^{(k-1)}(i) \quad \alpha(k) = \begin{cases} 0 & k < 100 \\ 1 & k \geq 100 \end{cases}, \quad (J7.6)$$

gde je  $\hat{x}_{TEOAE}^k(i)$  trenutna procena  $\tilde{x}_{TEOAE}(i)$ .

### 7.1.3.3. Algoritam adaptivnog filtriranja

Najčešće korišćeni algoritam za adaptivno filtriranje signala koji imaju Gausovu **PDF** (*probability density function*) je normalizovani **LMS** (**NLMS**) algoritam. U našem slučaju **NLMS** algoritam može se izraziti na sledeći način:

$$e(i) = x_{DNLr}^{(k)}(i) - \hat{\mathbf{h}}_{RT}^{(k,i-1)T} \mathbf{x}_R^{(k)}(i), \quad \text{filtriranje}, \quad (J7.7)$$

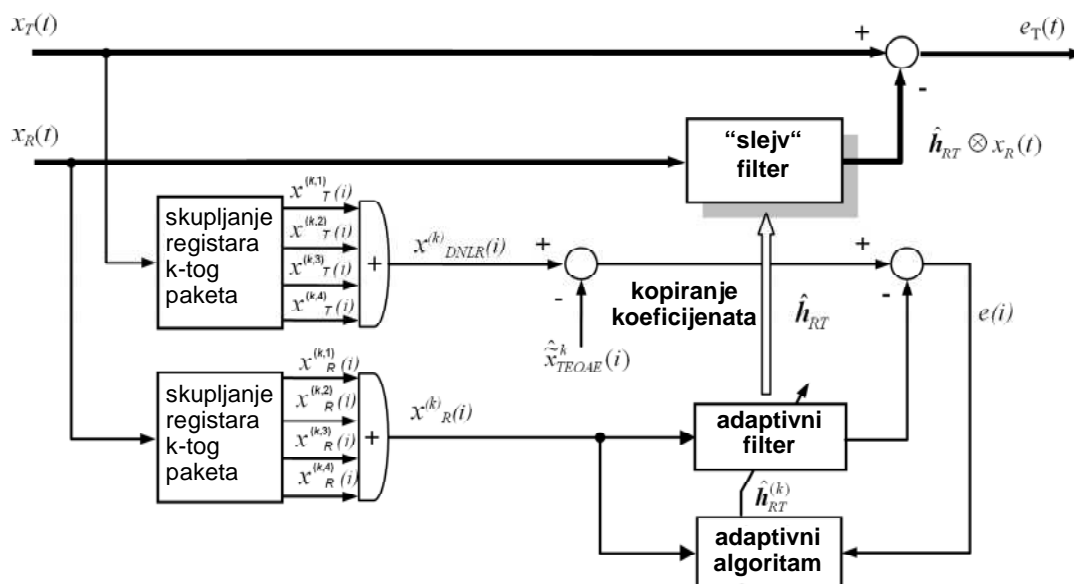
$$\hat{\mathbf{h}}_{RT}^{(k,i)} = \hat{\mathbf{h}}_{RT}^{(k,i-1)} + \frac{\mu}{\|\mathbf{x}_R^{(k)}(i)\|^2 + \psi} e(i) \mathbf{x}_R^{(k)}(i), \quad \text{ažuriranje koeficijenata}, \quad (J7.8)$$

gde je:

- $e(i)$  izlaz iz adaptivnog filtra,
- $\hat{\mathbf{h}}_{RT}^{(k,i)} = [\hat{h}_{RT}^{(k,i)}(0), \hat{h}_{RT}^{(k,i)}(1), \dots, \hat{h}_{RT}^{(k,i)}(M-1)]^T$  vektor koeficijenata adaptivnog filtra,
- $M$  dužina filtra  $i$
- $\mu$  i  $\psi$  pozitivne konstante koje kontrolišu stabilnost i brzinu konvergencije.

Međutim, rezultati koji se dobijaju primenom **NLMS** algoritma nisu zadovoljavajući. Jedan od razloga je i taj što signali koji se javljaju u toku merenja nemaju Gausovu raspodelu. U skladu sa izrazom (J7.1) gde  $x_{TEOAE}(t)$  i  $x_{pr}(t)$  nisu slučajni nego deterministički signali, rezidual  $e(i)$  nije Gausovski. Zbog toga je uputno primeniti alternativni robusni estimator umesto **NLMS** algoritma. Između različitih algoritama najbolji rezultati se postižu primenom "sign error" algoritma (Farhang-Boroujeny, 1998) u kome je greška  $e(i)$  zamenjena svojim znakom. U tom slučaju je adaptacioni korak algoritma:

$$\hat{\mathbf{h}}_{RT}^{(k,i)} = \hat{\mathbf{h}}_{RT}^{(k,i-1)} + \mu \text{sign}[e(i)] \mathbf{x}_R^{(k)}(i). \quad (J7.9)$$



Slika 7.3. Modul za adaptivno filtriranje prilagođen u skladu sa **DNLN** postupkom.

Na kraju se procenjeni vektor koeficijenata  $\hat{\mathbf{h}}_{RT}^{(k,N)}$  adaptivnog filtra kopira u "slave" filter u kome se procesira referentni signal  $x_R(t)$  kao što je prikazano na Slici 7.3.

#### 7.1.3.4. Potiskivanje rezidualnog šuma

U cilju smanjivanja zaostalog šuma primenjen je postupak težinskog ponderisanja koji minimizira kvadrat procene greške, na način sličan primenom Wienerovog filtriranja. U toku jednog disajnog ciklusa obvojnica intenziteta signala disanja prolazi kroz maksimume i minimume. Kada je intenzitet signala disanja veliki tada je mogućnost pravilne ekstrakcije signala **TEOAE** značajno smanjena, pošto je on duboko uronjen u šum disanja. Da bi se umanjio uticaj dobijenih rezultata procene **TEOAE**, u tom koraku potrebno je uvesti težinski koeficijent koji bi bio mera poverenja u tačnost procenjene vrednosti. Težinski koeficijenti  $w_k$  se procenjuju uzimajući u obzir visoku korelaciju snaga signala disanja snimljenih u levom i desnom uhu

$$w_k = \min\left(\frac{\tilde{\lambda}}{\sigma_R^2(k)}, 1\right), \quad \sigma_R^2(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_R^{(k)}(i))^2, \quad (J7.10)$$

gde je

- $\tilde{\lambda}$  eksperimentalno određena pozitivna konstanta i

- $\sigma_R^2(k)$  procenjena snaga biološkog šuma snimljenog u referentnoj sondi.

Izlaz adaptivnog filtra je ponderisan težinskim koeficijentom  $w_k$  (Slika 7.1):

$$s_{TEOAE}(i) = w_k e_T(i). \quad (J7.11)$$

### 7.1.4. Kompletan algoritam potiskivanja biološkog šuma

Na slici 7.4 dati su osnovni elementi algoritma za potiskivanje šuma. Vidi se da se algoritam može podeliti u šest koraka. Prvi korak je prikupljanje i predobrada podataka slična postupku **DLNR**.

Za  $k$ -ti paket,  $k=1, \dots, 1024$  uradi sledeće:

Korak 1:      (a)    Sakupi odbirke 4 rama test sonde  $k$ -tog paketa  
                                 Saberu ih odbirak po odbirak  
                                 (b)    Sakupi odbirke 4 rama referentne sonde  $k$ -tog paketa  
                                 Saberu ih odbirak po odbirak

Korak 2:      Oduzmi  $x_{DNLN}^{(k)}(i)$  (2) i  $\hat{x}_{TEOAE}^{(k)}(i)$  izračunato sa (6)  
                                 i smesti u registar  $x_{DNLN}^{(k)}(i)$

$$x_{DNLN}^{(k)}(i) = x_{DNLN}^{(k)}(i) - \hat{x}_{TEOAE}^{(k)}(i), \quad i=1, \dots, N$$

Korak 3:      Koriguj koeficijente adaptivnog

$$e(i) = x_{DNLN}^{(k)}(i) - \hat{h}_{RT}^{(k,i-1)T} x_R^{(k)}(i), \quad i=1, \dots, N$$

$$\hat{h}_{RT}^{(k,i)} = \hat{h}_{RT}^{(k,i-1)} - \mu \text{sign}[e(i)] x_R^{(k)}(i)$$

Korak 4:      Obradi  $x_T(i)$  i  $x_R(i)$

$$e(t) = x_T^{(k)}(t) - \hat{h}_{RT}^{(k,i-1)T} x_R(t) \quad t \in \left\{ \begin{array}{l} \text{indeksi elemenata} \\ \text{paketa k} \end{array} \right\}$$

$$x_R(t) = [x_R(t), x_R(t-1), \dots, x_R(t-M+1)]^T$$

Korak 5:      Koriguj adaptivnu težinu  $w_k$  sa (9) i obradi  $e_T(t)$

$$s_{TEOAE}(i) = w_k e_T(i)$$

Korak 6:      Realizuj TEOAE detekciju<sup>24</sup>. Izlazi su:

- $\hat{x}_{TEOAE}^k(i)$ ,      procena signala TEOAE
- Ako je detektovana TEOAE ili ako je  $k=1024$   
                                 Generiši izveštaj i izadi iz petlje

Slika 7.4 Algoritam za potiskivanje šuma.

U drugom koraku se od zašumljenog korisnog signala oduzima procenjena TEOAE kako bi se smanjio njen uticaj na računanje koeficijenata adaptivnog filtra. U koracima 3 i 4 računaju se koeficijenti adaptivnog filtra i korisni signal se filtrira. U koraku 5 se primenjuje algoritam adaptivnog ponderisanja kako bi se povećao uticaj

onih segmenata u kojima je nivo biološkog šuma minimalan. U koraku 6 se primenjuje klasičan postupak detekcije TEOAE signala i ispituju uslovi za prekid snimanja.

U prikazu algoritma ispušteni su delovi koji su neophodni i postoje ali bi mogli da utiču na preglednost dela koji se odnosi na potiskivanje biološkog šuma. Ovo se odnosi na postavljanje početnih parametara snimanja, određivanje nivoa pobudnog signala, praćenje parametara signala i snimanje podataka u realnom vremenu, grafički korisnički interfejs, bazu podataka itd.

## 7.2. Eksperimentalno testiranje predloženog algoritma

Da bi se objektivno procenjivali dometi predloženog algoritma neophodno je ustanoviti i objektivne kriterijume. Pored toga, potrebno je ulazne parametre držati pod kontrolom odnosno, obezbediti minimum varijabilnosti parametara od nepoznatih ili neželjenih uzroka. Prikupljeni podaci u kontrolisanom eksperimentu poslužili su kao polazna osnova za numeričku analizu i ocenu predloženog algoritma. U ovom odeljku opisani su rezultati primene predloženog algoritma za potiskivanje biološkog šuma.

### 7.2.1. Metod testiranja

U odeljku 6.1 opisani su eksperimentalni uslovi za prikupljanje podataka o TEOAE i biološkim šumovima snimljenim u levom i desnom uhu ispitanika. Iako i ovi eksperimentalni uslovi nisu idealni, jer se u snimljenom signalu TEOAE nalazi i signal biološkog šuma, oni su najbliži optimalnim. Naime, u definisanim eksperimentalnim uslovima poznate su nam karakteristike korisnog signala i signala šuma tako da je moguće izračunati parametre na osnovu kojih se može proceniti efikasnost predloženog algoritma.

Može se očekivati da rezultati dobijeni u realnim uslovima budu isti ili nešto bolji od rezultata koji će biti prezentovani.

Predloženi algoritam za potiskivanje biološkog šuma (Slika 7.4) realizovan je u MATLAB okruženju i procesiranje podataka je bilo u "off-line" režimu. Prozori podataka su zbog razloga navedenih u poglavlju 7.1.1.1, bili zakašnjeni za 110 tačaka (oko 2.5 ms) od početka pobudnog impulsa. Adaptivni filter imao je 41 koeficijent. Signal  $x_{DNL}^{(k)}(i)$  je zakašnjen za dvadeset tačaka (polovina reda adaptivnog filtra) pre

adaptivnog filtriranja. Ovo obezbeđuje dobro modelovanje prenosne funkcije  $h_{RT}$  za slučaj pozitivnog i negativnog faznog pomeraja između signala levog i desnog uha.

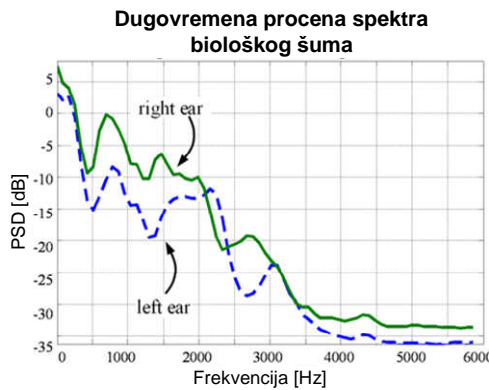
### 7.2.2. Eksperimentalna analiza biološkog šuma disanja

Koherenca signala šuma u levom i desnom uhu je presudna za uspešnost adaptivnog filtriranja. Na osnovu nje se može definisati teoretski maksimum koji se može ostvariti adaptivnim filtriranjem. U tom cilju posmatraćemo dugovremene spektre gustine snage (PSDs) bioloških šumova u oba uha (slika 7.5). Vidi se da PSD opadaju sa porastom frekvencije i za frekvencije iznad 4000 Hz one su ispod praga šuma. Kvadrat vrednosti funkcije koherencije (MSC)  $\gamma_{LR}^2(f)$  je (Therrien, 2010):

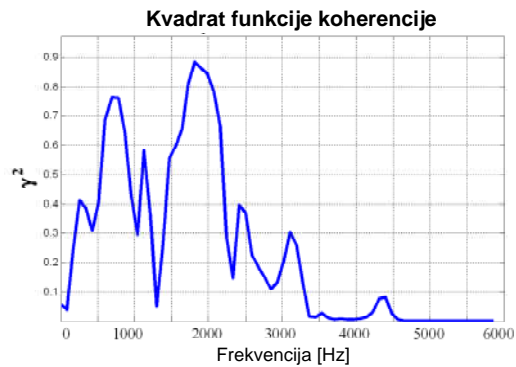
$$\gamma_{LR}^2(f) = \frac{|\phi_{LR}(f)|^2}{\phi_{LL}(f)\phi_{RR}(f)}, \quad (J7.12)$$

gde je:

- $\phi_{LL}(f)$  - PSD biološkog šuma u levom uhu,
- $\phi_{RR}(f)$  - PSD biološkog šuma u desnom uhu,
- $\phi_{LR}(f)$  - odgovarajuća kros PSD (CPSD) i
- $f$  - frekvencija.



Slika 7.5. Dugovremeni spektar gustine snage (PSD) disajnog ciklusa snimljenog u levom i desnom uhu tipičnog subjekta.



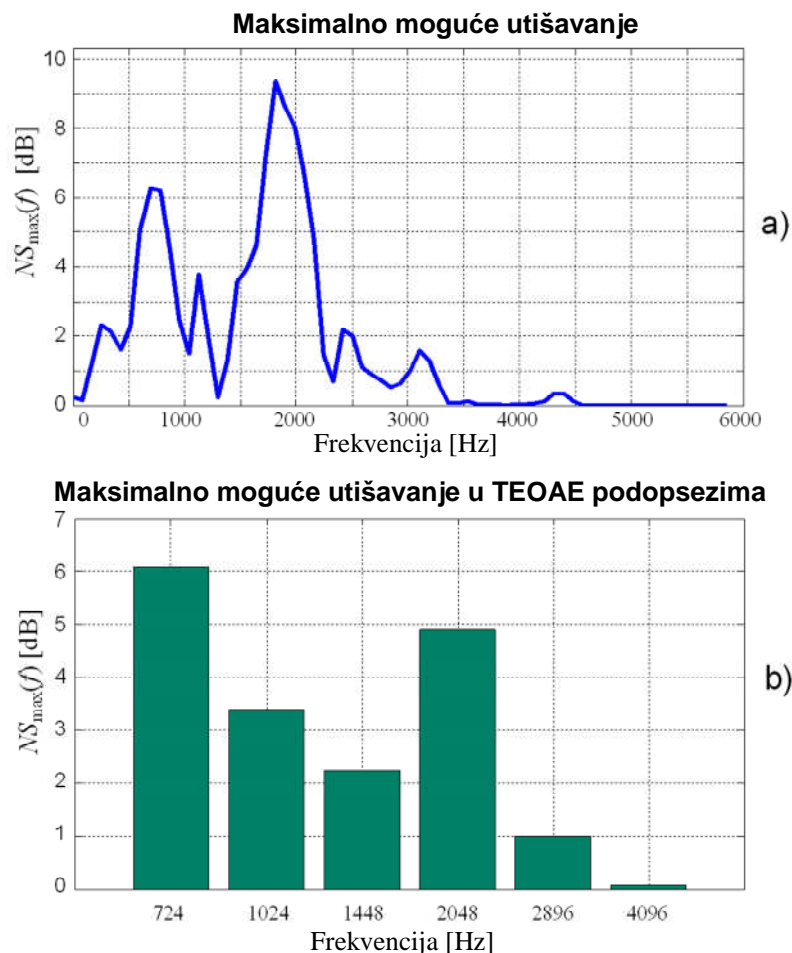
Slika 7.6. Funkcija koherence bioloških šumova sa slike 7.5.

Funkcija koherencije (J7.12) daje mogućnost procene potencijalno maksimalnog potiskivanja biološkog šuma adaptivnim filtriranjem. Potencijalno maksimalno potiskivanje šuma  $NS_{\max}(f)$  je (Wang, 1983):

$$NS_{\max}(f) = 10 \log_{10} \left( \frac{\phi_{TT}(f)}{\phi_{nn}(f)} \right) = -10 \log_{10} (1 - \gamma_{LR}^2(f)), \quad (J7.13)$$

gde je:

- $\phi_{TT}(f)$  - **PSD** primarnog ulaznog signala  $x_T(t)$  i
- $\phi_{nn}(f)$  - **PSD** preostalog šuma zaostalog posle adaptivnog filtriranja.

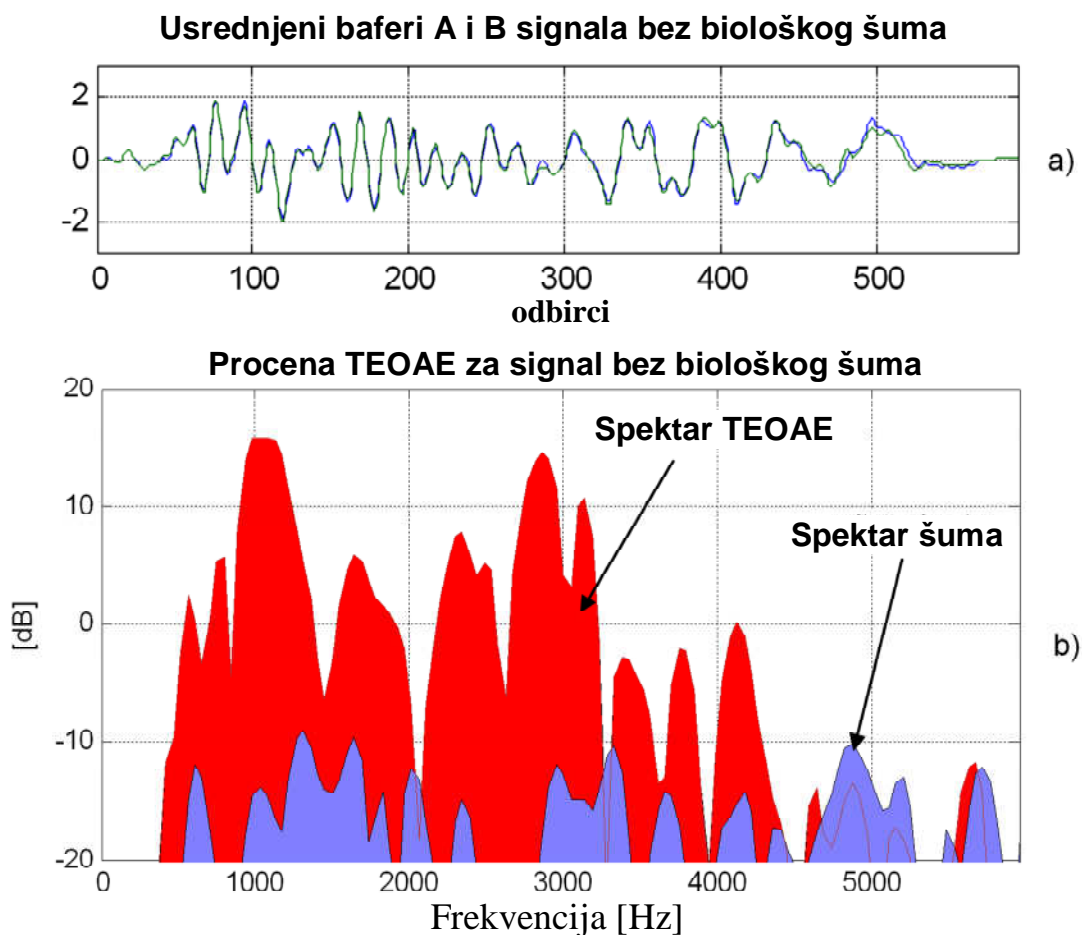


Slika 7.7. Teorijski maksimalno očekivano potiskivanje šuma: a) kontinualno  $NS_{\max}(f)$ , i b)  $NS_{\max}(f)$  po frekvencijskim podopsezima.

Na slici 7.7a prikazan je  $NS_{\max}(f)$  računat za podatke prikazane na slici 7.6. Kako je analiza **TEOAE** sprovedena u šest frekvencijskih opsega (detaljnije objašnjeno u daljem tekstu),  $NS_{\max}(f)$  je usrednjena u tim opsezima i prikazana na slici 7.7b. Pokazuje se da je potencijalno maksimalno potiskivanje biološkog šuma na najnižim frekvencijama (opseg sa centralnom frekvencijom 724 Hz) oko 6 dB. Dobit u potiskivanju šuma adaptivnim filtriranjem može se očekivati do frekvencija od oko 2 kHz (opseg sa centralnom frekvencijom 2048 Hz). Iznad ovih frekvencija nivo signala biološkog šuma opada pa i korelacija signala u levom i desnom uhu opada.

### 7.2.3. TEOAE analiza

Drugi kriterijum za ocenu algoritma je poređenje dobijenih rezultata detekcije **TEOAE** predloženim postupkom i intenzivne **TEOAE** snimljene u uslovima kada su šumovi u ušnom kanalu minimalni.

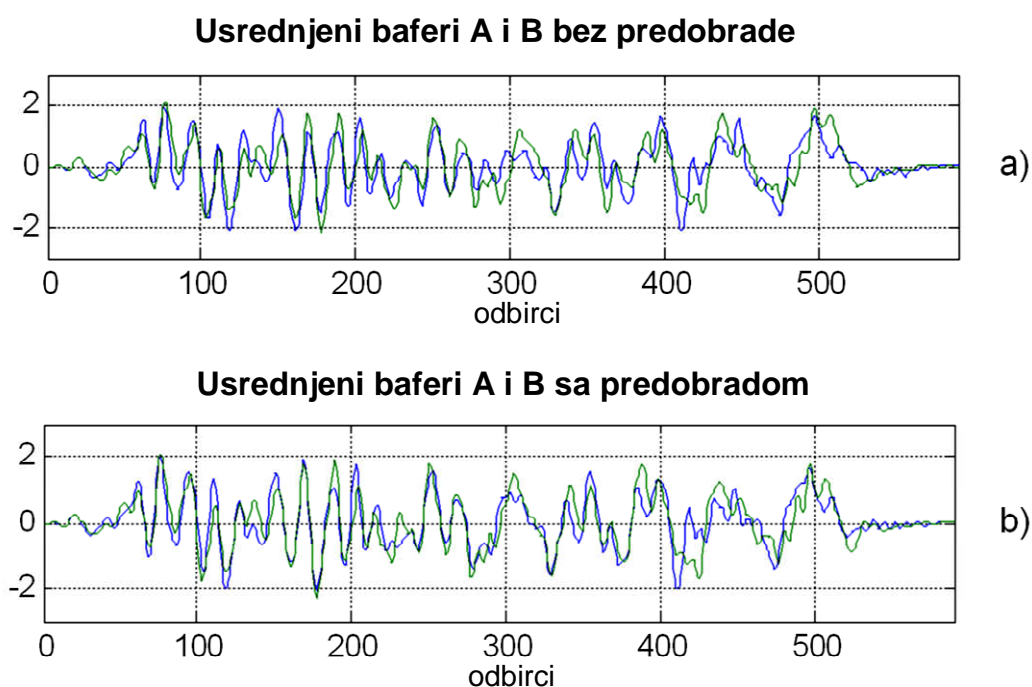


Slika 7.8. Primer procenjene **TEOAE** snimane u tihoj sobi sa zanemarljivim biološkim šumom a) talasni oblici bafera "A" i "B", i b) spektri **TEOAE** i šuma.

Da bi se pokazao uticaj pojedinačnog procesirajućeg koraka na **TEOAE** detekciju, testirali smo **TEOAE** detekciju u uslovima označenim kao što sledi:

- (i) **(WP)** - bez predprocesiranja,
- (ii) **(AF)** - adaptivno filtriranje pomoću "*sign error*" algoritma (8) koristeći metod sabiranja registara,
- (iii) **(AF+TEOAEsub)** **AF** + oduzimanje procene **TEOAE**, i

- (iv)  $(\mathbf{AF+TEOAE}_{\text{sub}}+\mathbf{WA}) - \mathbf{AF+TEOAE}_{\text{sub}} +$  ponderisano usrednjavanje.



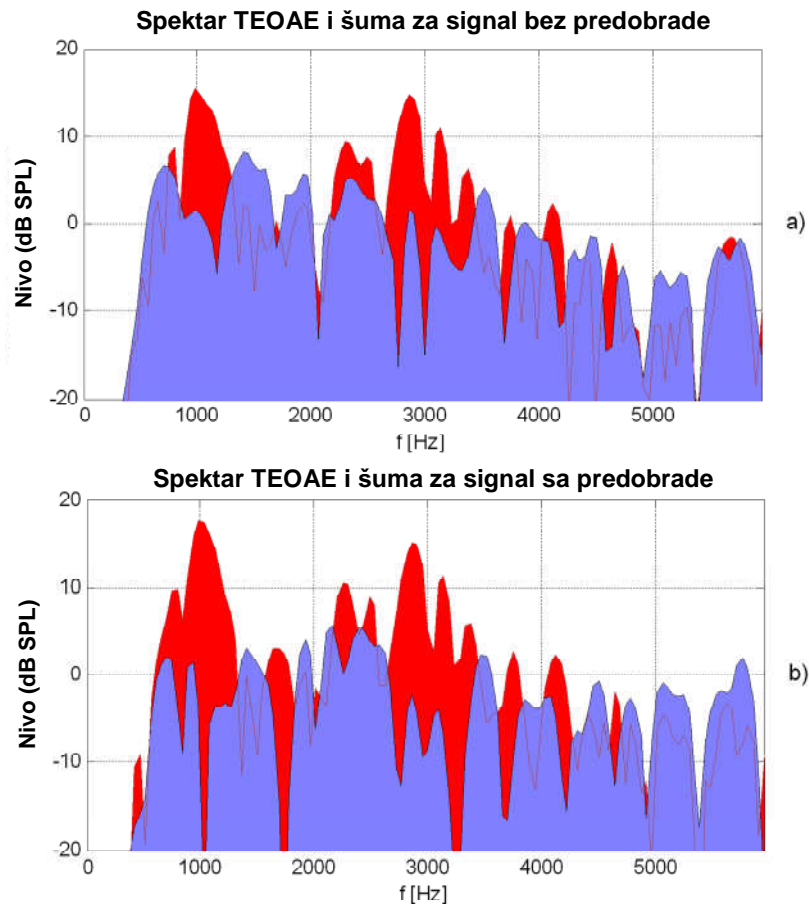
Slika 7.9. Talasni oblici usrednjenih bafera "A" i "B" u prisustvu bioloških šumova a) bez preprocesiranja, i b) sa preprocesiranjem.

Na slici 7.8a prikazani su usrednjeni memorijski baferi "A" i "B" tipičnog subjekta dobijeni snimanjem **OAE** u tihoj sobi i pri uslovima obrade signala (**WP**). Odgovarajuća procena signala **TEOAE** i šuma prikazana je na slici 7.8b.

Na slici 7.9a i 7.9b prikazani su usrednjeni memorijski baferi "A" i "B", u prisustvu biološkog šuma, dobijeni pri uslovima obrade signala (**WP**) i (**AF+TEOAE<sub>sub</sub>+WA**) respektivno. Prisustvo biološkog šuma remeti korelaciju između bafera "A" i "B" (uporediti slike 7.8a i 7.9a) i može onemogućiti ili dovesti do detekcije nepostojeće **TEOAE**. Odgovarajuća procena signala **TEOAE** i šuma prikazani su na slikama 7.10a i 7.10b.

Najveće poboljšanje u proceni spektra **TEOAE** (potiskivanje šuma) dobija se na nižim frekvencijama. Poboljšanje na višim frekvencijama (preko 3500 Hz) je zanemarljivo. Ovakav rezultat je očekivan s obzirom da je spektralna gustina snage biološkog šuma iznad 3500 Hz jako mala (Slika 7.5) u poređenju sa drugim šumovima koji se javljaju u ušnom kanalu.





Slika 7.10. Primer procene **PSD TEOAE** (crvena) i šuma (plava) u prisustvu biološkog šuma a) bez preprocesiranja, i b) sa preprocesiranjem.

#### 7.2.4. Komparativna statistička analiza više adaptivnih algoritama

Numerički eksperimenti su sprovedeni tako da omoguće uvid u uticaj pojedinačnih metoda za potiskivanje šuma u ukupnom poboljšanju detekcije **TEOAE**. Poboljšanja su kvantifikovana posmatrajući a) reproduktivnost i **SNR TEOAE** odziva i b) smanjenje vremena detekcije **TEOAE**.

Kvalitet algoritma za detekciju **TEOAE** može biti ocenjen na osnovu poređenja **SNR** i reproduktivnosti usrednjenih u celom frekvencijskom opsegu ili tako što će **SNR** i reproduktivnost biti usrednjeni u prethodno definisanim podopsezima (Dirckx et al., 1996). U ovom radu **SNR** i reproduktivnost su usrednjavani i procenjivani u šest poluoctavnih opsega čije su centralne frekvencije 724 Hz, 1024 Hz, 1448 Hz, 2048 Hz, 2896 Hz i 4096 Hz. Frekvencije su odabrane u skladu sa zahtevima obrade signala i bliske su standardnim frekvencijama koje se koriste za audiometrijsku proveru kvaliteta

sluha. Takođe su prikazane vrednosti **SNR** i reproduktivnosti usrednjenih u celom frekvencijskom opsegu od 610 do 4870 Hz. U Tabeli T7.1 prikazan je doprinos svakog postupka za potiskivanje šuma u poboljšanju **SNR**. **SNR** je usrednjena vrednost SNR za devet subjekata. Doprinos svakog postupka za potiskivanje šuma u poboljšanju usrednjene reproduktivnosti dat je u Tabeli T7.2.

Tabela T7.1. **SNR** [dB] usrednjen za devet subjekata.

| Uslovi predobrade |       | Centralna frekvencija [Hz] |      |      |      |      |      |           |
|-------------------|-------|----------------------------|------|------|------|------|------|-----------|
|                   |       | 724                        | 1024 | 1448 | 2048 | 2896 | 4096 | Ceo opseg |
| WP                | Mean  | -2.84                      | 4.13 | 2.00 | 4.52 | 6.64 | 2.12 | 4.39      |
|                   | StDev | 3.10                       | 7.24 | 2.62 | 3.49 | 5.74 | 4.87 | 3.88      |
| AF                | Mean  | 4.05                       | 4.51 | 6.50 | 5.18 | 6.40 | 2.35 | 5.85      |
|                   | StDev | 3.66                       | 8.04 | 1.65 | 1.94 | 5.40 | 4.54 | 3.23      |
| AF+TEOAEsub       | Mean  | 3.94                       | 5.61 | 7.33 | 5.43 | 6.70 | 2.57 | 6.23      |
|                   | StDev | 3.90                       | 7.68 | 2.24 | 1.80 | 5.65 | 4.45 | 3.35      |
| AF+TEOAEsub+WA    | Mean  | 4.28                       | 7.76 | 6.49 | 6.48 | 5.27 | 2.12 | 6.17      |
|                   | StDev | 4.46                       | 7.37 | 3.01 | 2.23 | 6.09 | 4.49 | 3.64      |

Legenda:

**WP** - bez preprocesiranja

**AF** - sa adaptivnim filtriranjem

**AF+TEOAEsub** - sa **AF** i oduzimanjem procenjene **TEOAE**

**AF+TEOAEsub+WA** - sa **AF+TEOAEsub** i ponderisanim usrednjavanjem.

Mean - srednja vrednost

StDev - standardna devijacija

Rezultati prikazani u Tabeli T7.1 i Tabeli T7.2 pokazuju da predloženi postupci poboljšavaju **SNR** i reproduktivnost u nižim frekvencijskim opsezima (centralne frekvencije opsega od 724 Hz do 2048 Hz). Poboljšanje u višim frekvencijskim opsezima je minimalno. Dobijeni rezultati su u saglasnosti sa teorijskim očekivanjima koja su prikazana na slici 7.7.

Da bi smo uporedili predložene postupke, ukupni **SNR** i reproduktivnost su usrednjeni u opsegu od 724 Hz do 2048 Hz u kome je poboljšanje najznačajnije (Tabela T7.3). Primenjena je **ANOVA single factor** analiza za statističko testiranje rezultata dobijenih sa i bez postupaka za potiskivanje šuma. Nivo pouzdanosti statističkog testa je

bio postavljen na 0.01. Rezultati pokazuju (Tabela T7.4) da je u svim slučajevima poboljšanje reproduktivnosti visoko statistički značajno ( $F(1,16) > 10$ ;  $p < 0.005$ ) i da je poboljšanje **SNR** visoko statistički značajno za slučaj **AF+TEOAEsub+WA** ( $F(1,16) = 8.914$ ;  $p = 0.009$ ).

Tabela T7.2. Reproductivnost [%] usrednjena za devet subjekata.

| Uslovi predobrade          |       | Centralna frekvencija [Hz] |       |       |       |       |       |           |
|----------------------------|-------|----------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-----------|
|                            |       | 724                        | 1024  | 1448  | 2048  | 2896  | 4096  | Ceo opseg |
| <b>WP</b>                  | Mean  | 36.04                      | 56.98 | 58.71 | 70.60 | 76.34 | 50.50 | 58.19     |
|                            | StDev | 20.04                      | 34.31 | 24.41 | 19.41 | 19.67 | 30.31 | 17.26     |
| <b>AF</b>                  | Mean  | 81.57                      | 71.84 | 82.69 | 74.01 | 76.04 | 53.39 | 73.26     |
|                            | StDev | 17.27                      | 28.33 | 4.78  | 9.06  | 16.86 | 28.83 | 11.35     |
| <b>AF+TEOA<br/>Esub</b>    | Mean  | 83.60                      | 77.11 | 84.87 | 75.56 | 76.69 | 55.77 | 75.60     |
|                            | StDev | 14.29                      | 23.33 | 5.19  | 8.11  | 17.29 | 28.08 | 10.04     |
| <b>AF+TEOA<br/>Esub+WA</b> | Mean  | 75.57                      | 84.40 | 78.32 | 80.32 | 69.58 | 51.83 | 73.34     |
|                            | StDev | 15.95                      | 11.87 | 15.88 | 9.36  | 21.94 | 29.42 | 11.98     |

Poboljšanje srednjih vrednosti **SNR** i reproduktivnosti (usrednjeni za sve subjekte) dati su u tabeli (Tabela T7.5). Najveće poboljšanje je na najnižim frekvencijama i opada sa porastom frekvencije.

Druga važna karakteristika je trajanje **TEOAE** merenja. Poželjno je da je trajanje merenja što kraće. Trajanje merenja je posebno kritično kod slušnog skrininga kod koga je neophodo dobiti pouzdanu informaciju, u najkraćem mogućem vremenu, o tome da li osoba jeste ili nije prošla test. Međutim, tu se postavlja pitanje kriterijuma na osnovu koga će se doneti odluka o prolaznosti testa. Kriterijum je kombinacija vrednosti **SNR** i reproduktivnosti signala (Dirckx et al., 1996).

Pošto nema standarda, odnosno, jasno definisanog kriterijuma, u radu je uzeto da je subjekat prošao test ako je **SNR** > 3 dB u najmanje 3 od 5 podopsega i ako je Reproductivnost > 65 % u ista tri od pet podopsega (Zimatore et al., 2002). Primenom ovog kriterijuma trajanje merenja smanjuje se za 9.72 % (pri uslovima (**WP**) trajanje je 72s a pri uslovima (**AF+TEOAEsub+WA**) je 65 s). Koristeći isti kriterijum ali u četiri od šest podopsega, trajanje merenja se smanjuje za 32 %.

Tabela T7.3.Srednje vrednosti **SNR** i Reprodiktivnosti za definisani frekvencijski opseg.

| Uslovi predobrade     |       | SNR [dB]<br>opseg 724-<br>2048 Hz | Reproduktivnost [%]<br>opseg 724-2048 Hz |
|-----------------------|-------|-----------------------------------|--|
| <b>WP</b>             | Mean  | 2.94                              | 55.58                                    |
|                       | StDev | 2.81                              | 18.08                                    |
| <b>AF</b>             | Mean  | 5.41                              | 77.53                                    |
|                       | StDev | 2.39                              | 8.47                                     |
| <b>AF+TEOAEsub</b>    | Mean  | 5.91                              | 80.29                                    |
|                       | StDev | 2.55                              | 7.47                                     |
| <b>AF+TEOAEsub+WA</b> | Mean  | 6.64                              | 79.65                                    |
|                       | StDev | 2.61                              | 8.57                                     |

Opravdano je postaviti pitanje da li predloženi postupci prouzrokuju detekciju nepostojećih **TEOAE**. U tu svrhu korišćene su komore zapremine  $1\text{cm}^3$  i  $2\text{cm}^3$ , za simulaciju uha bez **TEOAE** odziva, u koje je postavljena test sonda (Arslan et al., 2001; Fitzgerald, 1997). Komore su cilindričnog oblika i dimenzija koje odgovaraju dimenzijama poprečnog preseka i dužine ušnog kanala odrasle osobe i bebe.

Tabela T7.4. Statistička značajnost poboljšanja **SNR** i Reprodiktivnosti dobijenih predloženim postupcima predobrade u odnosu na slučaj kada nema predobrade signala ( $\alpha=0.01$ ).

| Uslovi predobrade     | SNR  | Reproduktivnost                               |
|-----------------------|--|---|
| <b>AF</b>             | [F(1,16) = 4.138; p = 0.03]                  | [F(1,16) = 10.722; p = 0.005]                 |
| <b>AF+TEOAEsub</b>    | [F(1,16) = 5.686; p = 0.03]                  | [F(1,16) = 13.712; p = 0.002]                 |
| <b>AF+TEOAEsub+WA</b> | [F(1,16) = <b>8.914</b> ; p = <b>0.009</b> ] | [F(1,16) = <b>13.945</b> ; p = <b>0.002</b> ] |

U ovim komorama je izvršeno klasično merenje **TEOAE** i snimljeni su signali odziva. Procedura snimanja signala je bila ista kao i u slučaju snimanja **TEOAE** subjekata. Dobijeni signali merenja **TEOAE** koji su sadržali signal odziva komore na pobudni signal, signal šuma merne opreme i signal šuma iz spoljašnje sredine pomešani su sa signalima biološkog šuma ispitanika kako bi se dobili  $x_T(t)$  i  $x_R(t)$ . Potom su signali  $x_T(t)$  i  $x_R(t)$  obrađivani prvo u modulu za preprocesiranje a zatim u modulu za

detekciju **TEOAE** (Slika 7.1). Pokazalo se da primena postupaka za potiskivanje šuma ne prouzrokuje detekciju nepostojećih **TEOAE**.

Tabela T7.5. Poboljšanje  $SNR_{mean}$  i  $(Reproduktivnosti)_{mean}$  primenom postupka predobrade **AF+TEOAEsub+WA** za devet subjekata.

| Varijabla           |       | Centralna frekvencija [Hz] |       |       |       |
|---------------------|-------|----------------------------|-------|-------|-------|
|                     |       | 724                        | 1024  | 1448  | 2048  |
| SNR [dB]            | Mean  | 7.13                       | 3.63  | 4.49  | 1.96  |
|                     | StDev | 3.78                       | 4.08  | 1.66  | 1.62  |
| Reproduktivnost [%] | Mean  | 39.53                      | 27.42 | 19.61 | 9.72  |
|                     | StDev | 12.36                      | 27.45 | 10.92 | 10.99 |

### 7.2.5. Kliničke implikacije novog pristupa

Danas, skoro 35 godina posle otkrića, **OAE** merenja su postala standardni deo audioloških skrining i dijagnostičkih test baterija. **OAE** predstavljaju sredstvo za sticanje informacija neinvazivnim putem o poremećajima vitanog elementa auditornog sistema, odnosno kohlee, čime omogućavaju procenu gubitka osetljivosti, kompresije i frekvencijske-selektivnosti organa sluha. U stvari, **OAE** je zaokružila skup objektivnih audiometrijskih test baterija popunjavajući prazninu koja je postojala pre njenog otkrića, to jest, ona omogućava direktan uvid u stanje kohlearne funkcije. Subjektivni audiološki testovi su u stanju da procene samo poremećaje obrade zvuka u celini i zavisni su od psihofiziološkog stanja ispitanika u datom trenutku. Kombinacija timpanometrija, **OAE** i auditivnih odgovora moždanog stabla (**ABR**) omogućava lociranje oštećenja na auditornom putu, odnosno, daje nam informaciju da li je gubitak sluha nastao na provodnom, kohlearnom, i/ili neuronskom delu auditornog puta. Značaj **OAE** je i u tome što može da detektuje minimalne promene u karakteristikama kohlee. Stoga je pogodno sredstvo za otkrivanje početnih stadijuma oštećenja sluha, na primer, oštećenja nastala usled izloženosti buci ili oštećenja nastala delovanjem ototoksičnih lekova kao i za praćenje oporavaka sluha, na primer, posle iznenadnog gubitka sluha. Zbog jednostavnog rukovanja i zbog činjenice da je **OAE** potpuno razvijena na rođenju (Abdala 2000), suprotno **ABR**, **OAE** su prvi izbor u skriningu sluha novorođenčadi.

Može se reći da su glavne primene **OAE** u kliničkoj praksi sledeće: skrining sluha novorođenčadi, topološka dijagnostika, kvantitativna procena sluha, otkrivanje

početne faze kohlearnog oštećenja tokom izloženosti buci ili ototoksičnim lekove i praćenje kohlearne funkcije tokom oporavka od kohlearne disfunkcije.

U svim ovim primenama značajna pažnja se poklanja razvoju bržih i pouzdanijih algoritama i opreme za koje se očekuje da ponude: poboljšanje **SNR**, prošireni merni opseg, veću reproduktivnost i skraćenje trajanja merenja (JCIH, 2007).

Jedno od ograničenja **OAE** skrininga jeste teško postizanje zadovoljavajućeg nivoa **SNR** u nižim frekventijskim opsezima što može negativno uticati na rezultate skrining testa (prošao/nije prošao), odnosno, na celokupan univerzalni nacionalni slušni skrining program (Universal National Hearing Screening program-UNHS). Povećanje **SNR** i reproduktivnosti merenja u svim podopsezima doprinosi bržem i pouzdanijem odlučivanju na skrining testu čime se skraćuje trajanje i povećava pouzdanost merenja. Samnjen broj lažnih pozitivnih nalaza na skrining testu značajno smanjuje ukupne troškove UNHS-a. Pored toga značajno se smanjuje i roditeljska briga prouzrokovana saznanjem da možda nešto nije u redu sa njihovim detetom.

**OAE** se već duži vremenski period koristi u ranom otkrivanju efekata buke i oštećenja sluha uzrokovanih bukom (Judi et al., 2001). Kod ove vrste primene važna je ponovljivost merenja, odnosno, kvalitet test/retest rezultata. **TEOAE** je metoda koja pri dobrom odnosu **SNR** ima visok stepen ponovljivosti i kao takva je pogodna za ovu vrstu kliničkih ispitivanja (Hall 1999). Poboljšanje **SNR** povećava mogućnost detekcije malih promena u funkciji kohlee i njihovo razlikovanje od promena izazvanih mernom procedurom, čime značajno raste mogućnost primene u praćenju kohlearne funkcije kod osoba izloženih buci i drugim opasnostima (Hall 1999). Pod drugim opasnostima se mogu smatrati posledice primene ototoksičnih lekova (Stavroulaki et al., 2002). Kod primene ototoksičnih lekova (gentamicina npr.) smanjuje se amplituda **TEOA**.

**OAE** odzivi na nižim frekvencijama mogu biti klinički važni, kao i odzivi na srednjim i visokim frekvencijama, kada se analizira rad kohlee. Za definisanje pravilnih terapijskih modela, u radu sa decom oštećenog sluha, neophodno je znati u kojim je frekventijskim opsezima očuvana funkcija kohlee.

Iako postoji konstantna težnja da se trajanje merenja **OAE** skрати u određenim situacijama ovaj parametar je kritičan. Kod nekooperativnih pacijenata kao što su novorođenčad ili pacijenti sa specifičnim poremećajima kao što je autizam skraćenje trajanja merenja **OAE** može biti presudno za dobijanje rezultata (Grewe et al., 1994).

Predloženi postupak dvokanalnog potiskivanja šuma doprinosi poboljšanju **SNR**, povećanju reproduktivnosti, skraćanju trajanja merenja i proširenju

frekvencijskog opsega merenja i kao takav može imati značajan doprinos u kliničkoj praksi kako za skrining tako i za dijagnostičke procedure.

## 8. Zaključak

Otkriće otoakustičke emisije značajno je promenilo naše shvatanje o funkcionisanju auditivnog sistema. Omogućilo je neinvazivan i objektivian uvid u funkcionisanje kohlee i time podstaklo istraživanja u velikom broju oblasti koja su između ostalog imala za rezultat primenu detekcije **OAE** u dijagnostičke svrhe. **TEOAE** je relativno brzo po otkrivanju postala standardna skrining procedura za ispitivanje sluha novorođenčadi. Danas se ova metoda koristi u svim razvijenim zemljama, i predstavlja sastavni deo standardnog neonatalnog skrining programa za ispitivanje kvaliteta sluha.

Problemi pri detekciji signala **OAE** kao i značaj koji ova metoda ispitivanja sluha ima danas, usloveli su permanentnu potrebu za unapredjenjem mernih postupaka. Svim postupcima je zajednička težnja da se sa velikom sigurnošću detektuje **OAE** u što kraćem vremenskom intervalu, odnosno, da se poboljša odnos signal/šum, poveća reproduktivnost i smanji trajanje merenja. Postupci se mogu grubo podeliti na kliničke i inženjerske. U kliničkim postupcima se utiče na spoljašnje faktore, pacijenta i protokol, dok je kod inženjerskih pristupa pažnja usmerena na poboljšanje karakteristika merne opreme i algoritama.

Preporučeni nivoi spoljašnje buke (ispod 40 dB) u kojima se meri **TEOAE** kao i sopstveni nivo šuma merne opreme dovodi do toga da biološki šum postaje dominantan izvor šuma koji utiče na detekciju **OAE**. Iako je, donekle, moguće uticati na njega izborom pogodnog trenutka merenja, on je po svojoj prirodi stalno prisutan. Za



razvoj algoritma koji bi omogućio potiskivanje biološkog šuma neophodno je prvo proučiti karakteristike šuma.

Postojanje dva velika krvna suda u neposrednoj blizini bubne opne i Eustahijeve tube, koja povezuje srednje uho sa nosnom i usnom šupljinom, doprinose da se u ušni kanal lako prenose signali koji potiču od protoka krvi i disanja. Eksperimenti sprovedeni u disertaciji koji su imali za cilj karakterizaciju ovih šumova ukazali su na određene osobine bioloških šumova koji se detektuju u ušnom kanalu.

U okviru disertacije istraživani su biološki šumovi koji se najčešće javljaju tokom merenja **OAE** i koji potiču od: rada srca, disanja, gutanja i pomeranja pacijenta. Ovi biološki šumovi mogu biti povremeni ili stalno prisutni. U povremene biološke šumove spadaju šumovi nastali usled gutanja i pomeranja pacijenta dok su stalni šumovi oni koji nastaju usled cirkulacije krvi i disanja.

Šumovi koji nastaju usled pomeranja glave pacijenta, u ušnom kanalu se detektuju najčešće kao kratkotrajni impulsi čije je trajanje između 30 i 50 ms. Nastaju usled pomeranja kablova sonde i malih pomeranja sonde u ušnom kanalu. Sa stanovišta algoritama za adaptivno potiskivanje šumova, ovi šumovi mogu predstavljati problem jer se ne javljaju istovremeno u levom i desnom uhu, odnosno nisu korelisani. Međutim, zbog svoje prirode (kratkog trajanja i male frekvencije pojavljivanja) njihov uticaj na detekciju **TEOAE** može biti umanjen postojećim tehnikama kao što je, na primer, odbacivanje bina u kome je detektovan ovaj impulsni šum.

Šumovi nastali usled gutanja detektuju se u ušnom kanalu kao povorka impulsa koja se istovremeno detektuje u levom i desnom uhu. Nastaju kao posledica mišićne aktivnosti u toku procesa gutanja kojim se u jednom trenutku izaziva i otvaranje Eustahijeve tube. Usled toga se javljaju kao veoma intenzivni šumovi koji se detektuju u ušnom kanalu. Za ove šumove je karakterističko da postoji visok stepen korelacije signala snimljenih u levom i desnom uhu (0.65 do 0.8).

Šumovi u ušnom kanalu nastali usled pomeranja glave i gutanja imaju za posledicu promenu položaja sonde u ušnom kanalu. Tada se menja prenosna karakteristika sistema sonda-ušni kanal što može uticati na karakteristike akustičkog signala koji pobuđuje kohleu. Usled toga se narušava kvazistacionarnost **OAE** što utiče i na tačnost osnovnog algoritma za detekciju **OAE**.

U uslovima kada su ostali biološki šumovi minimizirani, u signalu snimljenom u ušnom kanalu kod skoro svih subjekata (iz posmatranog uzorka) mogu se uočiti signali koji potiču od otkucaja srca. Filtriranjem filtrom propusnikom opsega niskih

frekvencija jasno se uočavaju impulsi srčanog ritma koji su slični signalima srčanog ritma koji su snimljeni **EKG**-om ili elektronskim stetoskopom. Korelacija signala snimljenih u levom i desnom uhu za vreme jednog srčanog ciklusa je visoka. Signali koji odgovaraju I i II srčanom ritmu su ujedno i najintenzivniji snimljeni šumovi koji nastaju usled protoka krvi. Filtriranje filtrom propusnikom visokih frekvencija (iznad 60Hz), odstraniće ove signale iz signala odziva i umanjiti njihov uticaj na detekciju signala **OAE**.

Eksperimenti su pokazali da ušni kanal predstavlja pogodnu lokaciju za snimanje akustičkih signala koji nastaju u toku disanja. Veza ušnog kanala (srednjeg uha) sa disajnim putevima (preko Eustahijeve tube), omogućava povoljnije prostiranje akustičkih signala nastalih u plućima, u odnosu na put akustičkog signala kroz grudni koš. Spektar snimljenih signala u disertaciji kreće se do 3500 Hz. Uzimajući u obzir i izolaciju od spoljašnje buke usled postavljanja sonde, ušni kanal predstavlja lokaciju za snimanje čiji potencijali mogu doprineti razvoju novih postupaka i procedura za karakterizaciju i dijagnostiku signala disanja. Međutim, ova pogodnost otežava detekciju **OAE** pošto šumovi nastali tokom disanja značajno smanjuju odnos signal/šum. Poredeći signale snimljene u levom i desnom uhu utvrđeno je da postoji korelacija. Koeficijent kroskorelacije raste sa porastom intenziteta disanja, što predstavlja pogodnost sa stanovišta primene algoritama za adaptivno potiskivanje biološkog šuma nastalog u ušnom kanalu usled disanja.

Za potiskivanje biološkog šuma u toku detekcije **TEOAE** primenjen je algoritam koji se sastoji iz dva bloka. U bloku predobrade signala primenjena su tri postupka za potiskivanje šuma. U bloku detekcije **OAE** primenjen je standardni postupak detekcije **TEOAE** zasnovan na **DNLR** algoritmu.

U bloku za predobradu signala primenjeno je: adaptivno potiskivanje biološkog šuma disanja zasnovano na "*sign error*" **LMS** algoritmu, ponderisano usrednjavanje i oduzimanje procenjene **TEOAE** od signala odziva. Da bi se umanjio uticaj odziva signala pobude na proračun koeficijenata adaptivnog filtriranja, u prvom koraku je primenjen postupak nelinearnog diferencijalnog usrednjavanja signala odziva. Paketi od po četiri sukcesivna signala u testnom i referentnom uhu se sabiraju i na taj način se dobijaju primarni i referentni signal koji služe kao ulazni parametri adaptivnog filtra. Pri proračunu koeficijenata adaptivnog filtra signal **TEOAE** se ponaša kao "smetnja". Zbog toga se od primarnog signala oduzima procenjena **TEOAE**. Time se dodatno optimizuje proračun koeficijenata adaptivnog filtra. U cilju smanjivanja zaostalog šuma primenjen

je postupak težinskog ponderisanja koji minimizira kvadrat procene greške, na način sličan primenom Wiener-ovog filtriranja. Težinski koeficijenti  $w_k$  se procenjuju uzimajući u obzir visoku korelaciju snaga signala disanja snimljenih u levom i desnom uhu. Tokom inspirijuma i ekspirijuma, kada je nivo šuma visok, odnos (korisni signal)/(signal disanja) je mali. U tim intervalima težinski koeficijent  $w_k$  treba da bude mali. Nasuprot tome, u intervalima između inspirijuma i ekspirijuma  $w_k$  treba da teži jedinici. Težinski koeficijent  $w_k$  kontrolisan odnosom (korisni signal)/(signal disanja) obezbeđuje minimum srednje procene greške.

Uspešnost primenjenog postupka predobrade signala analizirana je u frekvencijskim opsezima koji su odabrani u skladu sa potrebama kriterijuma za skrining testove. Primenom sva tri postupka postignuto je poboljšanje: odnosa signal/šum, reproduktivnosti i skraćenje trajanja merenja.

U skladu sa teorijskim očekivanjima poboljšanje **SNR** je postignuto u frekvencijskim opsezima gde postoji korelacija bioloških šumova primarnog i referentnog signala. Ono je najveće u najnižem frekvencijskom opsegu (724 Hz) i iznosi 7,12 dB. U frekvencijskim opsezima iznad 2044 Hz primenjeni postupak adaptivnog potiskivanja šuma ne daje rezultate. U frekvencijskom opsegu od 724 do 2044 Hz, primenjenim postupkom predobrade signala, **SNR** se poboljšava za 3,7 dB a Reproductivnost raste sa 55,58 % na 79,65 %. Slične rezultate poboljšanja **SNR** i Reproductivnosti su dobili i Delgado i Muller za potiskivanje ambijentalnog šuma pri detekciji **DPOAE** i **TEOAE**.

Primenom **ANOVA single factor** statističkog testa, utvrđeno je da postoji statistički značajna razlika između postupka merenja **TEOAE** kada ne postoji i kada postoji predobrada signala. Za odnos signal/šum ova značajnost je na nivou 0.009 a za reproduktivnost je na nivou 0.002. Kada je kriterijum prolaznosti na skrining testu prolaznost u tri od pet podopsega tada je skraćenje trajanja merenja 9.72 %. Ukoliko je kriterijum prolaznost u četiri od šest podopsega tada se trajanje merenja skraćuje za 32%.

Primljeni postupak za potiskivanje biološkog šuma ne dovodi do detekcije nepostojećih **TEOAE**.

Iako su dobijeni rezultati poboljšanja merenja **OAE** slični, primljeni postupci Delgada i Muller-a za potiskivanja šuma se ne mogu primeniti na potiskivanje biološkog šuma pri merenju **TEOAE**. Prvi, zato što su karakteristike pobudnog signala i

signala odziva **DPOAE** i **TEOAE** različiti a drugi, zato što je postupak optimizovan za potiskivanje ambijentalnog šuma a biološki šum uopšte nije tretiran. U disertaciji je pokazano da potiskivanje biološkog šuma predstavlja ozbiljan problem i da za njegovo potiskivanje nije moguće primeniti samo jedan, već kombinaciju postupaka. Uočeno je da postoje značajne razlike u karakteristikama bioloških signala koji se mogu javiti u ušnom kanalu i buduća istraživanja će omogućiti razvoj optimalnog algoritma za njihovo potiskivanje. Takođe će biti interesantno nastaviti istraživanja pogodnosti primene razvijenog algoritma na potiskivanje ambijentalnih i bioloških šumova.

Značaj iznetih rezultata ogleda se i u tome što se otvaraju potpuno nove mogućnosti u istraživanju karakteristika signala disanja. Ova istraživanja bi mogla doprineti boljem razumevanju mehanizama nastanka normalnih i patoloških signala disanja kao i razvoju pouzdanih dijagnostičkih procedura.

## Literatura

- Abdala, C. (1996). Distortion product otoacoustic emission ( $2f_1-f_2$ ) amplitude as a function of  $f_2/f_1$  frequency ratio and primary tone level separation in humal adults and neonates. *JASA*, 100, 3726-3740.
- Abdala, C. (2000). Distortion product otoacoustic emission  $2f_1-f_2$  amplitude growth in human adults and neonates. *JASA*, 107,446–456.
- Abdallah, S., Hwang N.H.C. (1988). Arterial stenosis murmurs: An analysis of flow and pressure fields. *JASA*, 83, 318-334.
- Albuquerque, W., Kemp D.T. (2001). The feasibility of hospital-based universal newborn hearing screening in the United Kingdom. *Scand Audiol Suppl.*, 30, 22-28.
- Algazi, V.R., Duda R.O., Duraiswami R., Gumerov N.A., Tang Z. (2002). Approximating the head geometric models of the related transfer function using simple head and torso. *JASA*. 112, 2053-2064.
- Ali, N.J., Pitson D.J., Stradling J.R. (1993). Snoring, sleep disturbance, and behaviour in 4-5 year olds. *Arch.Dis.Child.*, 68, 360-366.
- Allen, J.B., Fahey P.F. (1992). Using acoustic distortion products to measure the cochlear amplifier gain on the basilar membrane. *JASA*, 93, 178-188.
- Anderson, C., Whittle L. (1971). Physiological noise and the missing 6 db. *Acustica*, 24, 261 272.
- Arlinger, S. (1981). Technical aspects on stimulation, recording and signal-processing. *Scand Audiol Suppl.*,13, 41-53.
- Arslan, R.B, Ozdamar O., Ülgen Y. (2001). Digital subtraction method for transient evoked otoacoustic emission recording with ipsilateral noise suppression: an application to stimulus artifact reduction. *Audiology*, 40, 55-62.
- Ashrae® handbook, Fundamentals. (2009), issn 1523-7222, p 8.15.
- Ashrae® handbook. (2011). Chapter 48. noise and vibration control, p 48.6.
- Azhim, M. Katai M., Akutagawa Y., Hirao K., Yoshizaki S., Obara M., Nomura H., Tanaka H., Yamaguchi Y., Kinouchi L. (2007). Exercise Improved Age-associated Changes in the Carotid Blood Velocity Waveforms. *Journal of Biomedical & Pharmaceutical Engineering*. 1, 17-26.
- Baer, J.E., Hall J.W. (1992). Effects of non-pathological factors on otoacoustic emissions. *Hearing J.*, 45, 17-23.
- Bahoura, M., Lu X. (2006). Separation of crackles from vesicular sounds using wavelet packet transform. *Acoustics, Speech and Signal Processing ICASSP*, 2, 1076–1079.
- Barlow, J.S. (1986). Artefact processing (rejection and minimization) in EEG data processing. In: Handbook of Electroencephalography and Clinical Electrophysiology: *Clinical Applications of Computer Analysis of EEG and Other Neurophysiological Signals* (F. H. Lopes da Silva, W. Storm van Leeuwen, and A. Rmond, eds.). Elsevier, 15- 62.

- Basmajian, J.V., De Luca C.J. (1985). *Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Beck, R., Odeh M., Oliven A., Gavriely N. (1995). The acoustic properties of snores. *Eur. Respir. J.*, 8, 2120-2128.
- Bell, A. (1992). Circadian and menstrual rhythms in frequency of spontaneous otoacoustic emission from human ears. *Hearing Research*, 58, 91-100.
- Berger, E.H., Killion M.C. (1989). Comparison of the noise attenuation of three audiometric earphones, with additional data on masking near threshold. *JASA*, 86, 1392-1403.
- Bialek, W., Wit H.P. (1984). Quantum limits to oscillator stability: Theory and experiments on acoustic emission from the human ear. *Phys. Lett.*, 104A, 173-178.
- Bilger, R.C., Matthies M.L., Hammel D.R., Demorest M.E. (1990). Genetic implications of gender differences in the prevalence of spontaneous otoacoustic emissions. *Journal of Speech and Hearing Research*, 33, 418-432.
- Bixler, E.O., Vgontzas A.N., Lin H.M. (2009). Sleep disordered breathing in children in a general population sample: prevalence and risk factors. *Sleep*, 32, 731-736.
- Bonfils, P., Bertrand Y., Uziel A. (1988a). Evoked otoacoustic emissions: Normative data and presbycusis. *Audiology*, 27, 27-35.
- Bonfils, P., Piron J.P., Uziel A., Pujol R. (1988b). A correlative study of evoked otoacoustic emission properties and audiometric thresholds. *Arch otorhinolaryngology*, 245, 53-56.
- Boron, W.F., Emile L., Boulpaep E.L. (2009). *Medical Physiology*. 2nd Edition, Elsevier
- Brass, D., Watkins P., Kemp D.T. (1994). Assessment of an implementation of a narrow band, neonatal otoacoustic emission screening method. *Ear Hear.*, 15, 467-475.
- Bray, P.J., Kemp D. (1987). An advanced cochlear echo technique suitable for infant screening. *Br J Audiol.*, 21, 191-204.
- Bray, P.J. (1989). *A study of the properties of click-evoked otoacoustic emissions and development of a clinical otoacoustic hearing test instrument*. London: University of College and Middlesex School of Medicine
- Briennesse, P., Anteunis L., Maertzdorf W.J., Blanco C.E., Manni J.J. (1997). Frequency shift of individual spontaneous otoacoustic emissions in preterm infants. *Pediatr res.*, 42, 478-483.
- Bright, K.E., Glatke T.J. (1986). Spontaneous otoacoustic emissions in normal ears. In: *Sensorineural Hearing Loss*. Collins, M.J., Glatke, T.J., Harker, L.A., eds Iowa City: University of Iowa press, pp. 201-208.
- Brown, A.M., Kemp D.T. (1984). DPOAE suppressibility of the  $2f_1$ - $f_2$  stimulated acoustic emissions in gerbil and man. *Hear. Res.*, 13, 29-37.
- Brungart, D.S., Rabinowitz. W.M. (1999). Auditory localization of nearby sources, head related transfer functions. *JASA*, 106, 1465-1479.
- Buki B, Chomicki A, Dordain M, Lemaire J.J., Wit H.P., Chazal J. (2000). Middle-ear influence on otoacoustic emissions. II. Contributions of posture and intracranial pressure. *Hear Res.*, 140, 202-211.

- Burkhard, R., Shi Y., Hecox K. (1990). A comparison of maximum length and Legendre sequences for the derivation of brain-stem auditory-evoked responses at rapid rates of stimulation. *JASA*, 87, 1656-1664.
- Burns, E.M., Arehart K.H., Campbell S.L. (1992). Prevalence of spontaneous otoacoustic emission in neonates. *JASA*, 91, 1571-1575.
- Cheng, C.I., Wakefield G.H. (2001). Introduction to head related transfer functions (HRTFs): Representation of hrtfs in time, frequency and space. *Journal of the Audio Engineering Society*, 49, 231-249.
- Cheng, J. (1998). Spectral estimation of spontaneous otoacoustic emissions. *ACUSTICA – acta acustica*, 84, 712-719.
- Chowdhury, S.K., Majumder A.K. (1981). Digital spectrum analysis of respiratory sound. *IEEE Trans Biomed Eng*, 28, 784–788.
- Chu, W.T. (1984). Architectural acoustic measurements using periodic pseudorandom sequences and FFT. *JASA*, 76, 475-478.
- Cianfone, G., Mattia M., Cervellini M., Musacchio A.A. (1993). Some effects of tonal fatiguing on spontaneous und distortion product otoacoustic emissions. *British journal of audiology*, 27, 123-130.
- Clark, J.W. (1998). The origin of biopotentials. In: *Medical Instrumentation. Application and Design* (J. G. Webster, ed.), New York: John Wiley & Sons, 121-182,
- Clasen, T.A.C.M, Mecklenbrauker W.F.G. (1981). Comparison of the convergence of two algorithms for adaptive FIR digital filters. *IEEE Trans. Acoustic, Speech and Signal Process.*, 29, 670-678.
- Coumel, P., Maison-Blanche P., Catuli D. (1995). Heart Rate and Heart Rate Variability, In: *Heart Rate Variability*. Malik M., Camm A.J. (eds.):, Armonk, N.Y. Futura Pub. Co. Inc., 207-221.
- Curran, K., Yuan P., Coyle D. (2011). Using Acoustic Sensors to Discriminate between Nasal and Mouth Breathing. *International Journal of Bioinformatics Research and Applications*, 7, u štampi
- Dallmayr, C. (1985). Spontane oto-akustische emissionen: Statistik und reaktion auf akustische stortone. *Acustica* 59, 67-75.
- Dallmayr, C. (1987). Stationary and dynamic properties of simultaneous evoked otoacoustic emissions (SEOAE). *Acoustica*, 63, 243-255.
- Dalmay F., Antonini M.T., Marquet P., Menier R. (1995). Acoustic properties of the normal chest. *Eur Respir J.*, 8, 1761-1769.
- Dau T., Pueschel D. (1996). A quantitative model of the “effective” signal processing in the auditory system. I. Model structure. *JASA*, 99, 3615–3622.
- de Kleine, E., Wit H.P., Avan P., van Dijk P. (2001). The behaviour of evoked otoacoustic emissions during and after postural changes. *JASA*, 10, 973-980.
- Debbal, S.M., Bereksi-Reguig F. (2008). Frequency analysis of the heartbeat sounds. *Biomedical Soft Computing and Human Sciences*, 13, 85-90.

- Delgado R.E., Ozdamar O., Rahman S., Lopez C.N. (2000). Adaptive noise cancellation in a multimicrophone system for distortion product otoacoustic emission acquisition. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 47, 1154-1164.
- DePaul D., Chambers S.E. (1995). Environmental noise in the neonatal intensive care unit: implications for nursing practice. *J Perinat Neonatal Nurs.*, 8, 71–76.
- Dirckx J.J., Daemers K., Somers T., Offeciers F.E., Govaerts P.J. (1996). Numerical assessment of TOAE screening results: currently used criteria and their effect on TOAE prevalence figures. *Acta Otolaryngol.*, 116, 672-679.
- Driscoll C., Kei J., Murdoch B., McPherson B., Smyth V., Latham S. (1999). Transient evoked otoacoustic emissions in two-month-old infants: a normative study. *Audiology*, 38, 181-186.
- Driscoll C., Kei J., Shyu J., Fukai N. (2004). The effects of body position on distortion-product otoacoustic emission testing. *JASA*, 15, 566-573.
- Dreisbach, L.E., Long K.M., Lees S.E. (2006). Repeatability of high-frequency distortion-product otoacoustic emissions in normal-hearing adults. *Ear Hearing*, 27, 466-479.
- Duttweiler, D.L. (1982). Adaptive filter performance with nonlinearities in the correlation multiplier. *IEEE Trans. Acoustic. Speech and Signal Process.*, 30, 578-586.
- Farhang-Boroujeny, B., (1998). *Adaptive Filters: Theory and Applications*. New York: John Wiley & Sons, Inc.
- Fatt, P., Katz B. (1950). Membrane potentials at the motor end-plate. *J Physiol.*, 111, 46–47.
- Fazzalari, N.L., Mazumdar J., Ghista D.N., Allen D.G. , de Bruin H. (1984). A Study of the First Heart Sound Spectra in Normal Anesthetized Cats: Possible Origins and Chest Wall Influences. *Can J Comp Med*, 48, 30-34.
- Ferrara E.R., Widrow B. (1982). Foetal electrocardiogram enhancement by time-sequenced adaptive filtering. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 29, 458-460.
- Fitzgerald T.S., Prieve B.A. (1997). COAE thresholds: 1. Effects of equal-amplitude versus subtraction methods. *J Speech Lang Hear Res.*, 40, 1164-1176.
- French, N.R., Steinberg J.C. (1947). Factors Governing the Intelligibility of Speech Sounds. *JASA*, 19, 90-119.
- Frick, L.R., Matthies M.L. (1998). Effects of external stimuli on spontaneous otoacoustic emission. *Ear and Hearing*, 9, 190-197.
- Fukai N., Shyu J., Driscoll C., Kei J. (2005). Effects of body position on transient-evoked otoacoustic emissions: the clinical perspective. *Int J Audiol.*, 44, 8-14.
- Garas, J. (2000). *Adaptive 3D Sound Systems*. Kluwer Academic Publishers, Norwell, MA. USA.
- Gaskil, S.A., Brown A.M. (1990). The behavior of the acoustic distortion product,  $2f_1 - f_2$ , from the human ear and its relation to auditory sensitivity. *JASA*, 88, 821-839.
- Gavriely, N., Palti Y., Alroy G. (1981). Spectral characteristics of normal breath sounds. *J Appl Physiol: Respirat Environ Exercise Physiol*, 50, 307–314.



- Gavriely, N., Cugell D. W. (1996). Airflow effects on amplitude and spectral content of normal breath sounds. *J. Appl. Physiol.* 80, 5–13.
- Gavriely, N., Nissan M., Rubin A.H.E., Cugell D.W. (1995). Spectral characteristics of chest wall breath sounds in normal subjects. *Thorax* 50, 1292– 1300.
- Giebel, A. (2001). Applying signal statistical analysis to TEOAE measurements. *Scand Audiol Suppl.*, 89, 130-132.
- Geisler, C.D. (1998). *From Sound to Synapse*: Oxford University Press.
- Glatke, T.J., Robinette M.S., Pafitis I.A., Cummiskey C., Herer G.R. (1994). TEOAEs and age. *22nd International Congress of Audiology*, 3-7.
- Gong, Q., Ye D.T., Guo L.S., Liu B., Liu C. (2002). A study of the reduction of the stimulus artifact using a predictor-subtractor-restorer (PSR) filter. *Acta Acustica (Chin.)*, 27, 471-476.
- Goodwin, G.C. Sin K.S. (1984). *Adaptive Filtering. Prediction and Control*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs. NJ.
- Gorga, M.P., Norton S.J., Sininger Y.S. (2000a). Identification of neonatal hearing impairment: distortion product otoacoustic emissions during the perinatal period. *Ear Hear* 21:400-424.
- Gorga, M.P., Nelson K., Davis T., Dorn P.A., Neely S.T. (2000b). Distortion product otoacoustic emission test performance when both  $(2f_1-f_2)$  and  $(2f_2-f_1)$  are used to predict auditory status. *JASA*, 107, 2128-2135.
- Gorga M.P., Neely S.P., Dorn P.A., Hoover B.M., (2003). Further efforts to predict pure-tone thresholds from distortion product otoacoustic emission input/output functions. *JASA*, 113, 3275-3284.
- Grandori, F., Ravazzani P. (1993). Non-linearities of click-evoked otoacoustic emissions and the driven non-linear technique. *Br. J. Audiol.*, 27, 97-102.
- Grzanka, A. An introduction to Time- Frequency (TF) analysis for a TEOAE interpretation. [www.otoemissions.org](http://www.otoemissions.org)
- Grewe, T.S., Danhauer, J.L., Danhauer, K.J., Thornton, A.R.D. (1994). Clinical use of otoacoustic emissions in children with autism. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.*, 30, 123-132.
- Hadjileontiadis, L., Panoulas K., Penze T., Gross V., Panas S. (2004). On applying continuous wavelet transform in wheeze analysis. *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE*, 2, 3832–3835.
- Hall, J.W., Chase P.A. (1993). Answers to 10 common clinical questions about otoacoustic emissions. *The Hearing Journal*, 46, 29-32.
- Hall, A.J. Lutman, M.E., (1999). Methods for early identification of noise-induced hearing loss. *Audiology*, 38, 277-280.
- Hall, J. W. (2000). *Handbook of Otoacoustic Emissions*. San Diego: Singular Publishing Group, 177.
- Hallgren R.C., Huang S.M., McMahon S.M., Shockey T.P. (1982). Breath sounds: development of a system for measurement and analysis. *J Clin Eng*, 7, 135–141.

- Harris, R.W., Chabries D.M., Bishop F.A. (1986). A variable step (VS) adaptive filter algorithm. *IEEE Trans. Acoustics. Speech and Signal Process.*, 34, 309-316.
- Harrison, W.A., Burns E.M. (1993). Effects of contralateral acoustic stimulation on spontaneous otoacoustic emissions. *JASA*, 94, 2649-2658.
- He, N.J., Schmiedt R.A. (1993). Fine structure of the  $2f_1-f_2$  acoustic distortion product: Changes with primary level. *JASA*, 94, 2659-2669.
- He, N.J., Schmiedt R.A. (1997). Fine structure of the  $2f_1-f_2$  acoustic distortion product: Effects of primary level and frequency ratios. *JASA*, 101, 3554-3565.
- Headley, G.M., Campbell D.E., Gravel J.S. (2000). Effect of Neonatal Test Environment on Recording Transient-Evoked Otoacoustic Emissions. *Pediatrics*, 105, 1279-1285.
- Hirsch, D., Wolf W.J. (1970). A simple adaptive equalizer for efficient data transmission. *IEEE Trans. Comrmm. Tech.*, 18, 5-12.
- <http://hearing.screening.nhs.uk/cms.php?folder=1159>. (accessed 06/04/08).
- <http://wNyvw.emedicine.com/ent/topic576.html>. (accessed 06/04/08).
- Humes, L.E., Jesteadt W. (1991). Models of the effects of threshold on loudness growth and summation. *JASA*, 90, 1933-1943.
- Hunter, M.F., Kimm L., Cafarlli D., Kennedy C.R., Thornton A.R. (1994). Feasibility of otoacoustic emission detection followed by ABR as a universal neonatal screening test for hearing impairment. *Br J Audiol.*, 28, 47-51.
- Hurley, R.M., Musiek F.E. (1994). Effectiveness of Transient-Evoked Otoacoustic Emissions (TEOAEs) in Predicting Hearing Level. *JASA*, 5, 195-203.
- Iancu, I., Canureci G., Iancu E., Vinatoru M. (2008). Spectral Analysis of the Heart Sounds for Medical Diagnosis. *4th WSEAS/IASME International Conference on Dynamical Systems and Control (CONTROL'08), Corfu, Greece*, 61-65
- Itasaka, Y., Miyazaki S., Ishikawa K., Togawa K. (1999). Intensity of snoring in patients with sleep-related breathing disorders. *Psychiat. Clin. Neurosci.*, 53, 299-300.
- Iwato A., Ishii N., Suzumura N., Ikegaya R. (1980). Algorithm for detecting the first and the second heart sounds by spectral tracking. *Med Biol Eng Comput* 18, 19-26.
- Iyer V.K., Ramamoorthy P.A., Ploy-Song-Sang Y. (1989). Quantification of heart sounds interference with lung sounds. *J Biomed Eng.*, 11, 164-165.
- Jacobson, J.T., Jacobson C.A. (1994). The effects of noise in transient EOAE newborn hearing screening. *Int J Pediat Otorhinolaryngol.*, 29, 235-248.
- James C.J., Hagan M.T., Jones R.D., Bones P.J., Carroll G.J. (1997). Multireference adaptive noise cancelling applied to the EEG. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 44, 775-779.
- Janssen, T. (2001a). Otoacoustic emissions (OAE), In: *Praxis der Audiometrie*, 8<sup>th</sup> ed., edited by E. Lehnhardt and R. Laszig (Thieme, Stuttgart), 79-107.
- Janušauskas, A., Marozas V., Engdahl B., Hoffman H.J., Svensson O., Sornmo L. (2001b). Otoacoustic emissions and improved pass/fail separation using wavelet analysis and timewindowing. *Med Biol Eng Comput.*, 39, 134-139.

- Joint Committee on Infant Hearing (JCIH), (2007). Year 2007 position statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics*, 120), 898-921.
- Jones, A., Jones R.D., Kwong K., Burns Y. (1999). Effect of positioning on recorded lung sound intensities in subjects without pulmonary dysfunction. *Phys Ther.*, 79, 682– 690.
- Jovičić, S.T. (1999). *Govorna komunikacija: fiziologija, psihoakustika i percepcija*. Nauka, Beograd.
- Jovičić, S.T., Subotić M., Ojdanić M. (2001). Metode za analizu signala otoakustičke emisije. *Konferencija ETRAN 2001*, Arandelovac.
- Judi, A., Muller, L, Marshall, L. (2001). Monitoring the effects of noise with otoacoustic emissions. *Semin Hear.*, 22, 393-404.
- Kapadia, S., Lutman M.E. (1997). Are normal hearing thresholds a sufficient condition for click-evoked otoacoustic emissions?. *JASA*, 101, 3566-3576.
- Kei, J., McPherson B., Smyth V., Latham S., Loscher J. (1997). Transient evoked otoacoustic emissions in infants: effects of gender, ear asymmetry and activity status. *Audiology*, 36, 61-71.
- Kei, J., Flynn C., McPherson B., Smyth V., Latham S., Loscher J. (2001). The effect of high-pass filtering on TEOAE in two-monthold infants. *Br J Audiol.*, 35, 67-75.
- Kei, J., Sockalingam R., Holloway C., Agyik A., Brinin C., Baine D. (2003). Transient evoked otoacoustic emissions in adults: A comparison between two test protocols. *JASA*, 14, 563-573.
- Kemp, D.T. (1978). Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *JASA*, 64, 1386-1391.
- Kemp, D.T. (1979). Evidence of mechanical nonlinearity and frequency selective wave amplification in the cochlea. *Arch Otorhinolaryngol*, 224, 37-45.
- Kemp, D.T., Chum R.A. (1980). Observations on the generator mechanisms of stimulus frequency acoustic emissions-Two tone suppression. In: *Physiological and behavioral studies in hearing*, 34-42.
- Kemp, D.T., Brown A.M. (1983). An integrated view of cochlear mechanical nonlinearities observable from the ear canal. In: *Mechanics of Hearing*, E de Boer, MA Viergever (Eds). Delft, Delft Univ Pr, 75-82.
- Kemp, D.T., Bray P., Alexander L., Brown A.M. (1986a). Acoustic emission cochleography practical aspects. *Scand. Audiol.*, 25, 71–94.
- Kemp, D.T. (1986b). Otoacoustic emissions, traveling waves and cochlear mechanisms. *Hearing Research*, 22, 95-104.
- Kemp D.T., Ryan S., Bray P. (1990). A guide to the effective use of otoacoustic emissions. *Ear Hear.*, 11, 93-105.
- Kemp, D.T., Ryan, S. (1993). The use of transient evoked otoacoustic emissions in neonatal hearing screening programs. *Semin. Hear.*, 14, 30-45.
- Kemp, D.T. (1997). Otoacoustic emissions in perspective. In *Otoacoustic Emissions: Clinical Applications*. M. S. Robinette and T. J. Glattke, Eds.: Thieme, USA, 1-21.

- Kemp, D.T., Ryan S., Bray P. (1999). A guide to the effective use of otoacoustic emissions. *Ear and Hearing*, 11, 93-105.
- Kemp, D. T. (2002). Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use. *British Medical Bulletin*, 63, 223-241.
- Kennedy, C.R. (1999). Controlled trial of universal neonatal screening for early identification of permanent childhood hearing impairment: coverage, positive predictive value, effect on mothers and incremental yield. Wessex Universal Neonatal Screening Trial Group. *Acta Paediatr Suppl.*, 88, 73-75.
- Khanna, S.M, Tonndorf J., Queller J. (1976). Mechanical parameters of hearing by bone conduction. *JASA*, 60, 139-154.
- Killion, M. C. (1976). Noise and microphones. *JASA*, 59, 424-433.
- Knight, R.D., Kemp D.T. (1999). Relationships between DPOAE and TEOAE amplitude and phase characteristics. *JASA*, 106, 1420-1435.
- Knowles, katalog; [www.knowlesinc.com](http://www.knowlesinc.com)
- Kohler, W., Fredriksen E., Fritze W. (1986). Spontaneous otoacoustic emissions-A comparison of the left versus right ear. *Arch. Otorhinolaringol.*, 243, 43-46.
- Kok, M.R., van Zanten G.A., Brocaar M.P., Wallenburg H.C. (1993). Click-evoked otoacoustic emissions in 1036 ears of healthy newborns. *Audiology*, 32, 213-224.
- Kok, M.R., (1994). Oto-Acoustic Emissions In Healthy Newborns And Very-Low-Birth-Weight Infants. *Phd Thesis*
- Kompis, M., Oberli M., Brugger U. (2000). A novel real-time noise reduction system for the assessment of evoked otoacoustic emissions. *Computers in Biology and Medicine*, 30, 341-354.
- Kompis, M., Pasterkamp H., Wodicka G.R. (2001). Acoustic imaging of the human chest. *Chest*, 120, 1309-1321.
- Kummer P., Janssen T., Arnold W. (1998). The level and growth behavior of the 2 f12f2 distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss. *JASA*, 103, 3418-3430.
- Kumpf, W., Hoke M. (1970). Ein konstantes ohrgerausch bei 4000Hz. *Arch. Klin. Exper. Ohren Nasen Kehlkopfheilkd*, 196, 243-247.
- Kurtović, H. (1980). *Tehnička akustika*. Naučna knjiga, Beograd.
- Lasky, R.E. (1998). Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. I. Frequency effects. *JASA*, 103, 981-991.
- Lee, J., Kim J. (1999). The Maximum Permissible Ambient Noise and Frequency-specific Averaging Time on the Measurement of Distortion Product Otoacoustic Emissions. *Audiology*, 38, 19-23.
- Li X.D., Tong L.Z., Wang L., Liu X.L., Nie S.J., Liu B. (2006). The method of wavelet threshold denoising used to analyse the transient-evoked otoacoustic emissions. *Beijing Biomed Eng*, 25, 182-184.
- Liao H., Wu Z.Y., Zhou T., Tao Z.Z., Shen .L, Zhu S.Q. (1997). Transient-evoked otoacoustic emissions in healthy newborns. *J Audiol Speech Pathol (Chin)*, 5, 184-186.

- LinaGranade, G., Collet L. (1995). Effect of interstimulus interval on evoked otoacoustic emissions. *Hearing Research*, 87, 55-61.
- LinaGranade, G., Liogier X., Collet L. (1997). Contralateral suppression and stimulus rate effects on evoked otoacoustic emission. *Hearing Research*, 197, 83-92.
- Lindevald, I.M., Benade A.H. (1986). 'Two-ear correlation in the statistical sound field of rooms. *JASA*, 80, 661-664.
- Lindsey, J.W., Soderquist D.R. (1972). Binaural analysis as a function of physiological masking. *JASA*, 52, 1216-1220.
- Long, G.R., Tubis A., Jones K. (1986). Changes in spontaneous and evoked otoacoustic emissions and corresponding psychoacoustic threshold microstructures induced by aspirin consumption. In: *Peripheral Auditory Mechanisms*, Springer Berlin, pp. 213-220.
- Long, G.R., Tubis A. (1988). Investigations into the nature of the association between threshold microstructure and otoacoustic emissions. *Hearing Research*, 36, 125-138.
- Losbury-Martin, B.L., Harris F.P., Stagner B.B., Hawkins M.D., Martin, G.K. (1990a). Distortion product emissions in humans: I Basic properties in normally hearing subjects. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, 147, 3-14.
- Lonsbury-Martin, B.L., Harris F.P., Stagner B.B., Hawkins M.D., Martin G.K. (1990b). Distortion product emissions in humans: II Relations to acoustic immittance and stimulus frequency and spontaneous otoacoustic emission in normally hearing subjects. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 99, 15-29.
- Lonsbury-Martin, B.L., Martin G.K., Whitehead M.L. (1997). Distortion product otoacoustic emissions. In: *Otoacoustic Emissions: Chical Applications*, M. S. Robinette and T. J. Glatke, Eds.: Thieme, USA, 83- 107.
- Lonsbury-Martin, B. L. (2005). March 22. Otoacoustic emissions: Where are we today?. *The ASHA Leader*, 19,6-7.
- Loudon R., Murphy R.L.H. (1984). Lung sounds. *Am Rev Respir Dis*, 130, 663-673.
- Malarvili, M.B., Kamarulafizam I., Hussain S., Helmi D. (2003). Heart Sound Segmentation Algorithm Based on Instantaneous Energy of Electrocardiogram. *Computers in Cardiology* , 30,327-330.
- Malik, M. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal Circulation*, 93, 1043-1065.
- Manley, G.A. (1993). Frequency spacing of acoustic emissions: a possible explanation. In: *Mechanisms of hearing*. Webster, Aitkin, L.M., (eds.) Clayton Australia: Monash university press, 36-39.
- Manley, G.A., Fay R.R., Popper A.N. (2008). Active Processes and Otoacoustic Emissions in Hearing. In: *Springer Handbook of Auditory Research*, Manley, Geoffrey A.; Fay, Richard R. (Eds.), 2
- Manolakis, D.G., Ingle V.K., Kogon S.M. (2005). *Statistical and Adaptive Signal Processin*, Artech House, Boston-London

- Mansfield, J.D., Baghurst P.A., Newton V.E. (1999). Otoacoustic emissions in 28 young adults exposed to amplified music. *Br. J. Audiol*, 33, 211-222.
- Marco, J., Morant A., Cabailero J., Ortells I., Paredes C., Brines J. (1995). Distortion product otoacoustic emissions in healthy newborns: Normative data. *Acta Otolaryngol*, 115, 187-189.
- Martin, G.K., Probs R., Scheinin S.A., Coats A.C., Lonsbury-Martin, B.L. (1987). Acoustic distortion products in rabbits. II Sites of origin revealed by suppression and pure tone exposures. *Hearing Research*, 28, 191-208.
- Martin, G.K., Jassir D., Stagner B.B., Whitehead M.L., Losnsbury-Martin B.L. (1998). Locus of generation for the  $2f_1-f_2$  vs  $2f_2-f_1$  distortion product otoacoustic emissions in normal hearing humans revealed by suppression tuning, onset latencies and amplitude corelations. *JASA*, 103, 1957-1971.
- Mathis, A., Probs R., Dmin N., Hauser R.A. (1991). Child with an unusually high level spontaneous otoacoustic emission. *Arhive of otolaryngology, head and neck surgery*, 117, 674-676.
- Matook, S.A., Sullivan M.C., Salisbury A., Miller R.J., Lester B.M. (2010). Variations of NICU sound by location and time of day. *Neonatal Network*, 29, 87-95.
- Maxon A.B., White K.R., Vohr B.R., Behrens T.R. (1993). Using transient-evoked otoacoustic emissions for neonatal hearing screening. *Br J Audiol.*, 27, 149-153.
- Maxon A.B., White K.R., Culpepper B., Vohr B.R. (1997). Maintaining acceptably low referral rates in TEOAE-based newborn hearing screening programmes. *J Commun Disord.*, 30, 457-475.
- McFaden, D. (1993). A speculation about the parallel ear asymetries and differences in hearing sensitivity and otoacoustic emissions. *Hearing Research*, 47, 191-204.
- McFadden, D., Loehlin J.C. (1995). On the heritability of spontaneous otoacoustic emission: a twins study. *Hearing Research*, 85, 181-198.
- McFaden, D., Pasanen E.G., Callaway N.L. (1998). SEX differences in the auditory system. *Developmental Neuropsychology*, 14, 261-298.
- McKusick, V.A., Jenkins J.T., Webb G.N. (1955). The acoustic basis of the chest examination: studies by means of sound spectrography. *Am Rev Tuberc*, 72, 12-34.
- McNellis, E.L., Klein A.J. (1997). Pass/fail rates for repeated click evoked otoacoustic emission and auditory brain stem response screenings in newborns. *Otolaryngol Head Neck Surg.*, 116, 431-437.
- Molini, E., Ricci G., Alunni N., Simoncelli C. (1998). Otoacoustic distortion products in infants and alduts: A comparative study. *Acta Otorhinolaryngology Italia*, 18, 74-82.
- Moller, J.H. (1978). *Essentials of Pediatric Cardiology*. second ed., F.A. Davis Company
- Monfared, A., Blevins N. H., Cheung E.L.M., Juergen C., Jung J.C., Popelka G., Schnitzer M.J. (2006). In Vivo Imaging of Mammalian Cochlear Blood Flow Using Fluorescence Microendoscopy. *Otology & Neurotology*, 27, 144-152.
- Muller, P., Kompis M. (2002). Evaluation of a noise reduction system for the assessment of click-evoked otoacoustic emissions. *JASA*, 112, 164-171.

- Neely, S.T., Norton S.J., Gorga M.P., Jesteadt W. (1988). Latency of auditory brain stem responses and acoustic emissions using tone - burst stimuli. *JASA*, 83, 652-656.
- Neumann, J., Uppenkamp S.S., Kollmeier B. (1994). Chirp evoked otoacoustic emissions. *Hear. Res.*, 79, 17-25.
- Neumann, J., (1997a). Recording Techniques, Theory and Audiological Applications of Otoacoustic Emissions. *phd thesis*
- Neumann, J., Uppenkamp S., Kollmeier B. (1997a). Relations between notched-noise suppressed TEOAE and the psychoacoustical critical bandwidth. *JASA*, 101, 2778-2788.
- Newmark, M., Merlob P., Bresloff I., Olsha M., Attias J. (1997). Click evoked otoacoustic emissions: inter-aural and gender differences in newborns. *J Basic Clin Physiol Pharmacol.*, 8, 133-139.
- Nie, Y.J., Qi Y.S., Zhao X.T., Cai Z.H., Yang Y.L., Tao D. (1999). Value of otoacoustic emission (OAE) technique in perinatal audiology. *Chin Arch Otolaryngol Head Neck Surg.*, 6, 207-211.
- Nielsen, L.H., Popelka G.R., Rasmussen A.N., Osterhamell P.A. (1993). Clinical significance of probe tone frequency ratio on distortion product otoacoustic emissions. *Scandinavian Audiology*, 22, 159-164.
- Nixon, C.W., Hille H.K., Kettler K. L. (1966). *Attenuation characteristics of earmuffs at low audio and infrasonic frequencies*. Wright-Patterson AFB, Ohio Technical Report.
- Norton, S.J, Neely S.T. (1987). Tone burst evoked otoacoustic emission in normal hearing infants and children: emerging data and issues. *JASA*, 81, 1860-1872.
- Norton, S.J., Widen J.E. (1990). Evoked otoacoustic emissions in normal hearing infants and children: emerging data and issues. *Ear&Hearing*, 11, 121-127.
- Norton, S.J. (1993). Application of transient-evoked otoacoustic emissions to paediatric populations. *Ear Hear.*, 14, 64-73.
- Norton, S.J., Gorga M.P., Widen J.E., Folsom R.C., Sininger Y., Cone-Wesson B. (2000a). Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of transient-evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance. *Ear Hear.*, 21, 508-528.
- Norton, S.J., Gorga M.P., Widen J.E., Vohr B.R., Folsom R.C., Sininger Y.S. (2000b). Identification of neonatal hearing impairment: transient-evoked otoacoustic emissions during the perinatal period. *Ear Hear.*, 21, 425-442.
- MP2005/0009 (2005). Mikrosonda za testiranje sluha na bazi otoakustičke emisije S. Jovičić, Z Šarić, M. Subotić, Patent
- Nuttall, A.H., Carter G.C. (1982). Spectral estimation using combined time and lag weighting. *Proc. IEEE* , 70, 1115-1125.
- Oppenheim, A., Schafer R.W., Buck J.R., (1999). *Discrete-Time Signal Processing*. Prentice-Hall, Inc., 193-198
- Ozawa, Y., Smith D., Craige E. (1983). Origin of the third heart sound. II: Studies in humans. *Circulation*, 67, 399-404.

- Ozdamar, O., Delgado R.E., Rahman S., Lopez C. (1998). Adaptive Wiener filtering for improved acquisition of distortion product otoacoustic emissions. *Ann. Biomed. Eng.*, 26, 883–891.
- Ozdamar, O., Delgado, R.E. (1998). Otoacoustic emission acquisition using adaptive noise cancellation techniques. *2<sup>nd</sup> International Biomedical Engineering Days*, 139-143.
- P528/03 (2003). Sistem i postupak za audiometrijsko testiranje, S. Jovičić, Z. Šarić, D. Ignjatijević, M. Subotić, *Patent*
- Painter, J.E. (1997). Basic instrumentation issues in acquiring distortion product otoacoustic emissions. In: *Otoacoustic Emissions: Clinical Applications*, M. S.Robinette and T. J. Glatke, Eds.: Thieme, USA, 333-346.
- Pasterkamp, H., Fenton R., Tal A., Chernick V. (1985). Interference of cardiovascular sounds with phonopneumography in children. *Am Rev Respir Dis*, 131, 61–64.
- Pasterkamp, H., Kraman S.S., Wodicka G.R. (1997). Respiratory sounds advances beyond the stethoscope. *Am. J. Respir. Crit. Care. Med.*, 156, 974–987.
- Patel, S.B., Callahan T.F., Callahan M.G., Jones J.T., Graber G.P., Foster K.S. (1998). An adaptive noise reduction stethoscope for auscultation in high noise environments. *JASA*, 103, 2483-2491.
- Pediatrics, (1997). Noise: a hazard for the fetus and newborn. *American Academy of Pediatrics*, 100, 724–727.
- Penner, M.J., Glotzbach L., Huang T. (1993). Spontaneous otoacoustic emissions: measurement and data. *Hearing Research*, 68, 229-237.
- Penner, M.J., Zhang T. (1997). Prevalence of spontaneous otoacoustic emission in adults revisited. *Hearing Research*, 103, 28-34.
- Perez, N., Espinosa J.M. (1997). Use of distortion-product otoacoustic emissions for auditory evaluation in Meniere's disease. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 254, 329-342.
- Perez-Padilla, J.R., Slawinski E., Difrancesco L.M., Feige R.R., Remmers J.E., Whitelaw W.A. (1993). Characteristics of the snoring noise in patients with and without occlusive sleep apnea, *Am Rev Respir Dis.*, 147, 635-644.
- Phillips A.J., Farrell G. (1992). The effect of posture on three objective audiological measures. *Br J Audiol.*, 26, 339-345.
- Picton, T.W., Linden R.D., Hamel G., Maru J.T. (1983). Aspects of averaging. *Semin Hear.*, 4, 327-341.
- Popelka, G.R., Karzon R.K., Clary R.A. (1998). Identification of noise sources that influence distortion product otoacoustic emission measurements in human neonates. *Ear and Hearing*, 19, 319-328.
- Pressler, G.A., Mansfield J.P., Pasterkamp H., Wodicka G.R. (2004). Detection of Respiratory Sounds at the External Ear. *Ieee Transactions On Biomedical Engineering*, 51, 2089-2096.
- Prieve, B.A., Fitzgerald T.S., Schulte L.E. (1997). Basic characteristics of click-evoked otoacoustic emissions in infants and children. *JASA*, 102, 2860-2870.



- Prieve, B.A., Gorga M.P., Schmidt A., Neely S., Peters J., Schultes L., Jesteadt. W. (1993). Analysis of transient-evoked otoacoustic emissions in normal hearing and hearing-impaired ears. *JASA*, 93, 3308–3319.
- Principe, J.C., Euliano N.R., Lefebvre W.C. (1999). *Neural and adaptive systems: Fundamentals through simulations*. John Wiley and Sons, Inc.
- Probst, R., Coats A.C., Martin G.K., Lonsburz-Martin B.L. (1986). Spontaneous, click-, and toneburst-evoked otoacoustic emissions from normal ears. *Hearing Research*, 21, 261-275.
- Probst, R., Beck D. (1987). Influence of general anesthesia on spontaneous otoacoustic emissions. *Assoc. Res. Othlaryngol. Abstr.*, 10, 17.
- Probst, R., Lonsbury-Martin B. L., Marin G. K. (1991). A review of otoacoustic emissions. *JASA*, 89, 2027-2067.
- Rabiner, L.R., Schafer R.W., (1978). *Digital processing of speech signals*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Rangayyan, R.M., Lehner R.J. (1988). Phonocardiogram signal analysis: a review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 15, 211-236.
- Rasmussen, A.N., Osterhammel P.A., Johannesen P.T., Borgkvist B. (1998). Neonatal hearing screening using otoacoustic emissions elicited by maximum length sequences. *Br. J. Audiol.*, 32, 355-366.
- Ravazzani, P., Tognola G., Grandori F. (1999). Optimal band pass filtering of transient-evoked otoacoustic emissions in neonates. *Audiology*, 38, 69-74.
- Ravicz, M.E., Melcher J.R. (2001). Isolating the auditory system from acoustic noise during functional magnetic resonance imaging: Examination of noise conduction through the ear canal, head, and body. *JASA*, 109, 216–231.
- Reed, T.R., Reed N.E., Fritzson P. (2004). Heart sound analysis for symptom detection and computer-aided diagnosis. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 12 129–146.
- Reichert, S., Gass R., Brandt C., Andrès E. (2008). Analysis of respiratory sounds: state of the art Clinical Medicine. *Circulatory, Respiratory and Pulmonary Medicine*, 2, 45–58.
- Rhoades, K, McPherson B., Smyth V., Kei J., Baglioni A. (1998). Effects of background noise on click-evoked otoacoustic emissions. *Ear Hear.*, 19, 450-462.
- Rhodes, M.C., Margolis R.H., Hirsch J.E., Napp A.P. (1999). Hearing screening in the newborn intensive care nursery: Comparison of methods. *Otolaryngology -Head and Neck Surgery*, 120, 799-808.
- Robinette, M.S., Glatcke T.J. (2002). *Otoacoustic emissions: clinical applications*. Second edition, Thieme, NY.
- Rushmer, R.F., Morgan C. (1968). Meaning of murmurs. *The American Journal of Cardiology*, 21, 722-730.
- Rutten, W.L.C., Buisman H.P. (1983). Critical behaviour of auditory oscillators near feedback phase transitions. In; *Mechanics of Hearing*, E de Boer, MA Viergever (Eds). Delft, Delft Univ Pr., 91-99.

- Sabbah, H.N., Stein P.D. (1976). Turbulent blood flow in humans: its primary role in the production of ejection murmurs. *Circulation Research*, 38, 513-525.
- Saitoh, Y., Sakoda T., Hazama M., Funakoshi H., Ikeda H., Shibano A. (2006). Transient- evoked otoacoustic emissions in newborn infants: effects of ear asymmetry, gender, and age. *J Otolaryngol.*, 35, 133-138.
- Salimpour, Y., Abolhassani M.D. (2002). Noise reduction of otoacoustic emission based on multiresolution decomposition and active cochlear model. *IFMBE Proc 2nd Eur Med Biol Eng Conf*, Vienna, Austria, 466-467.
- Salina, H., Abdullah A., Mukari S.Z., Azmi M.T. (2010). Effects of background noise on recording of portable transient-evoked otoacoustic emission in newborn hearing screening. *Eur Arch Otorhinolaryngol.*, 267, 495-499.
- Sanchez, I., Pasterkamp H. (1993). Tracheal sound spectra depend on body height. *Am Rev Respir Dis*, 148, 1083–1087.
- Sato, H., Sando J., Takahashi H. (1991). Sexual dimorphism and development of the human cochlea: Computer 3d measurement. *Acta otolaringologica*, 111, 1037-1040.
- Saunders, J.C., Kaltenbach J.A., Relkin E.M. (1983). *The structural and functional development of the outer and middle ear, Development of Auditory and Vestibular Systems*. New York Academic.
- Schaffer, M.E. (2005). *A practical guide to noise and vibration control for HVAC systems*. 2nd ed. ASHRAE.
- Schloth, E. (1982). Akustische Aussendungen des menschlichen ohres (oto-akustische emissionen). *phd thesis*.
- Series, F., Marc I., Atton L. (1993). Comparison of snoring measured at home and during polysomnographic studies. *Chest*, 103, 1769–1773.
- Shaw, E.A.G., Piercy J.E. (1962). Physiological noise in relation to audiometry. *JASA*, 34, 745(A).
- Shera, C.A., Guinan J.J. (1999). Evoked otoacoustic emissions arise by two fundamentally different mechanisms: a taxonomy for mammalian OAEs. *JASA*, 105, 782–798.
- Shera, C.A., Guinan J.J., Oxenham A J. (2002). Revised estimates of human cochlear timing from otoacoustic and behavioral measurements. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*, 99, 3318-3323.
- Shera, C.A., Tubis A., Talmadge C.L. (2004). Are there forward and reverse traveling waves in the cochlea? Countering the critique of Nobili et al. *J Assoc Res Otolaryngol*, 5, 349– 359.
- Siegel, J.H., Hirohata E.T. (1994). Sound calibration and distortion product otoacoustic emissions at high frequencies. *Hearing Research*, 80, 146-152.
- Siegel, J.H. (2002). Calibrating otoacoustic emission probes. In: *Otoacoustic emissions: clinical applications*, Robinette, M.S., Glatcke, T.J. (eds), second edition, Thieme, NY, 416-441.
- Soderquist, D.R., Lindsey J.W. (1972). Physiological noise as a masker of low frequencies: The cardiac cycle. *JASA*, 52, 1216-1220.
- Sondhi, M.M. (1967). An adaptive echocanceller. *Bell Syst. Tech.*, 46, 497-511.

- Sovijärvi, A.R.A., Dalmaso F., Vanderschoot J., Malmberg L.P., Righini G., Stoneman S.A.T. (2000). Definition of terms for applications of respiratory sounds, *Eur Respir Rev*, 10, 597–610.
- Spektor, Z., Leonard G., Kim D.O., Jung M.D., Smurzynski J. (1991). Otoacoustic emissions in normal and hearing impaired children and normal adult. *Laryngoscope*, 101, 965-976.
- Stavroulake, P., Apostolopoulos N., Segas J., Tsakanikos M., Adamopoulos G. (2001). Evoked otoacoustic emissions—an approach for monitoring cisplatin induced ototoxicity in children. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryng*, 59, 47-57.
- Stavroulaki, P., Vossinakis, I.C., Dinopoulou, D., Doudounakis, S., Adamopoulos, G., Apostolopoulos, N., (2002). Otoacoustic emissions for monitoring aminoglycoside-induced ototoxicity in children with cystic fibrosis. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.*, 128, 150-155.
- Stevens, K.N., Berkovitz R., Kidd G., Green D.M. (1987). Calibration of ear canals for audiometry at high frequencies. *JASA*, 81, 470-484.
- Stevens, J.C. (1988). Click evoked otoacoustic emission in normal and hearing impaired adults. *Br. J. Audiol.*, 22, 45-49.
- Stickland, A.E., Burns E.M., Tubis A. (1985). Incidence of spontaneous otoacoustic emissions in children and infants. *JASA*, 78, 931-935.
- Stinson, M.R., Lawton B.W. (1989) Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. *JASA*, 85, 2492-2503.
- Subotić, M., Šarić Z., Jovičić S.T. (2012). Adaptive Filter Based Two-Probe Noise Suppression System for Transient Evoked Otoacoustic Emission Detection, *Annals of Biomedical Engineering*, 40, 637-647
- Subotić, M., Jovičić S.T., Šarić Z., Ignjatijević D. (2003). Metode akustičke stimulacije otoakustičke emisije. *Konferencija ETRAN 2003*, Herceg Novi.
- Surenthiran, S.S., Wilbraham K., May J., Chant T., Emmerson A.J.B., Newton V.E. (2003). Noise levels within the ear and post-nasal space in neonates in intensive care. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed.*, 88, F315–F318
- Swabey, M.A., Chambers P., Lutman M.E., White N.M., Chad J.E., Brown A.D., Beeby S.P. (2009). The biometric potential of transient otoacoustic emissions. *Int. J. Biometrics*, 1, 349-364.
- Šarić, Z., Jovičić S.T., Subotić M., Ignjatijević D. (2001). Impulsno izazvana otoakustička emisija. *Konferencija ETRAN 2001*, Arandelovac.
- Talmadge, C.L., Long G.R., Murphy W.J., Tubis A. (1993). New off-line method for detecting spontaneous otoacoustic emissions in human subjects. *Hearing Research*, 71, 170-182.
- Tavartkiladze, G., Frolenkov G., Kruglov A., Artamasov S. (1994). Ipsilateral suppression effects on transient evoked otoacoustic emission. *British Journal of Audiology*, 28, 193-204.
- Tavartkiladze, G., Frolenkov G., Artamasov S. (1996). Ipsilateral suppression of transient evoked otoacoustic emission: Role of the medial olivocohlear system. *Acta otorhinolaryngology*, 116, 213-218.

- Teculescu, D.B., Caillier I., Perrin P. (1992). Snoring in French preschool children. *Pediatr. Pulmonol.*, 13, 239-244.
- Therrien, C.W. (2010). Overview of statistical signal processing. In: *The Digital Signal Processing Handbook*, edited by V. K. Madisetti. Boca Raton: CRC Press Taylor & Francis Group
- Thomas, K. (1989). How the NICU environment sounds to a preterm infant. *Am J Matern Child Nurs.*, 14, 249–251.
- Thornton, A.R.D. (1993). High rate otoacoustic emissions. *JASA*, 94, 132-136.
- Thornton, A.R.D., Folkard T.J., Chambers J.D. (1994). Technical aspects of recording evoked otoacoustic emissions using maximum length sequences. *Scand Audiol.*, 23, 225-231.
- Thornton, A.R.D., 1996. Testing hearing. *US patent, no 5,546,956*.
- Tlumak, A.I., Kileny P.R. (2001). Parameters that affect the measurement of otoacoustic emissions. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.*, 9, 279-283.
- Tognola, G., Ravazzani P., Grandori F. (1995). An optimal filtering technique to reduce the influence of low-frequency noise on click-evoked otoacoustic emissions. *Br J Audiol.*, 29, 153-160.
- Tognola, G., Grandori F., Ravazzani P. (1999). Evaluation of clickevoked otoacoustic emissions in newborns: effects of time windowing. *Audiology*, 38, 127-134.
- Tognola, G., Grandori F., Ravazzani P. (2001). Data processing options and response scoring for OAE-based newborn hearing screening. *JASA*, 109, 283-290.
- Tognola, G., Parazzini M., de Jager P., Briennesse P., Ravazzani P., Grandori F. (2005). Cochlear maturation and otoacoustic emissions in preterm infants: a time-frequency approach. *Hear Res.*, 199, 71-80.
- Tyner, F.S., Knott J.R., Mayer W.B. (1983). Fundamentals of EEG Technology. In: *Basic Concepts and Methods*. New York, Raven Press, Vol. 1.
- Van Campen, L.E., Grantham D.W., Hall III, J.W. (1994). Motivation and methods for manipulating acoustic ringing of earphones. *Ear Hear*, 15, 461-466.
- Van Zanten, B.G.A., Kok M.R., Brocaar M.P., Sauer P.J.J. (1995). The click –evoked otoacoustic emissions to increase signal to noise ratio. *Ear. Hear.*, 16, 599-611.
- Vohr, B.R., White K.R., Maxon A.B., Johnson M.J. (1993). Factors affecting the interpretation of transient-evoked otoacoustic emission results in neonatal hearing screening. *Seminars in Hearing*, 14, 57-72.
- Vohr, B.R., Carty L.M., Moore P.E., Letourneau K. (1998). The Rhode Island Hearing Assessment Program: experience with statewide hearing screening (1993-1996). *J Pediatr.*, 133, 353-357.
- Voss, S., Herrmann B. (2005). How does the sound pressure generated by circumaural, supra-aural, and insert earphones differ for adult and infant ears. *Ear & Hearing*, 26, 636–650.
- Wang, M.E., Crocker M.J. (1983). On the application of coherence techniques for source identification in a multiple noise source environment. *JASA*, 74, 861–872.

- Wartak, J. (1972). *Phonocardiology: Integrated Study of Heart Sounds and Murmurs*. Harper & Row, New York.
- Watson, C.S., Franks J.R., Hood D.C. (1972). Detection of tones in the absence of external masking noise. I. effects of signal intensity and signal frequency. *JASA*, 52, 633-643.
- Welch, D., Greville K.A., Thorne P.R., Purdy S.C. (1996). Influence of acquisition parameters on the measurement of click-evoked otoacoustic emissions in neonates in a hospital environment. *Audiology*, 35, 143-157.
- Welsby, P.D., Earis J.E. (2001). Some high pitched thoughts on chest examination. *Postgrad Med J.*, 77, 617-620.
- Welsby P.D., Parry G., Smith D. (2003). The stethoscope: some preliminary observations. *Postgrad. Med. J.*, 79, 695–698.
- Werner, L.A, Rube E.W. (1992). *Developmental Psychoacoustics*, 1 (Eds.). Washington, DC: American Psychological Association.
- White, R.D. (2007). Recommended standards for the newborn ICU. *Journal of Perinatology*, 27, S4-S19.
- Whitehead, M.L., Kamal N., Lonsbury-Martin B.L., Martin G.K., (1993a). Spontaneous otoacoustic emission in different racial groups. *Scand. Audiol.*, 22, 3-10.
- Whitehead, M.L., Lonsbury-Martin B.L., Martin G.K. (1993b). The influence of noise on the measured amplitudes of distortion product otoacoustic emissions. *J Speech Hear Res.*, 36, 1097-1102.
- Whitehead, M.L., Stagner B.B., Lonsbury-Martin B.L., Martin G.K. (1994). Measurement of otoacoustic emissions for hearing assessment. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 13, 210-226.
- Whitehead, M., Stagner B.B., McCoy M., Lonsbury-Martin B.L., Martin G.K. (1995a). Dependence of distortion product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears II Asymmetry in the  $L_1$ ,  $L_2$  space. *JASA*, 97, 2359-2377.
- Whitehead, M.L., Jimenez A.M., Stagner B.B., McCoy M.J., LonsburyMartin B.L., Martin G.K. (1995a). Time-windowing of click evoked otoacoustic emissions to increase signal-to-noise ratio, *Ear Hear.*, 16, 599-611.
- Widmalm, S.E., Djurdjanovic D., McKay, D.C. (2003). The dynamic range of TMJ sounds. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, 495–500.
- Widrow, B., Hoff M.E. (1960). Adaptive switching circuits. *WESTCON Convention, Record Part IV*, 96-104.
- Widrow, B., Glover J.R., Jr. McCool J.M., Kaunitz J., Williams C.S., Hearn R.H., Zeidler J.R., Dong E., Goodlin R.C. (1975a). Adaptive noise cancelling: Principles and applications. *Proc. IEEE.*, 63, 1692–1716.
- Widrow, B., McCool J., Ball M. (1975b). The complex LMS algorithm. *Proc. IEEE*, 63, 719-720.
- Widrow, B., Stearns S.D. (1985). *Adaptive Signal Processing*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Wightman, F.L., Kistler D.J. (1989). Headphone simulation of free-field listening. I: Stimulus synthesis. *JASA*, 85, 858-867.

- Wilson, J.P. (1986). The influence of temperature on frequency-tuning mechanisms. In: *Peripheral Auditory Mechanisms*, Springer Berlin, pp. 229-236.
- Wit, H.P., Langevoort J.C., Ritsma R.J. (1981). Frequency spectra of cochlear acoustic emissions (Kemp-echoes), *JASA*, 70, 437-445.
- Wit, H.P., Dijk P. (1990). Spectral line width of spontaneous otoacoustic emissions In: *Cochlear mechanisms and Otoacoustic emissions*. Grandori F., Cianfrone G., Kemp D.T., (eds.). Basel: Krager S, 110-116.
- Wodicka, G.R., Stevens K.N., Golub H.L., Cravalho E.G., Shannon D.C. (1987). A model of acoustic transmission in the respiratory system. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 36, 925-934.
- Wodicka, G.R., Kraman S.S., Zenk G.M., Pasterkamp H. (1994). Measurement of Respiratory Acoustic Signals Effect of Microphone Air Cavity Depth. *Chest*, 106, 1140-1144.
- Wu, H.C., Young S.T., Kuo T.S. (2002). Wavelet transform based denoising in transient- evoked OAE measurement. *J Med Biol Eng.*, 22, 171-181.
- Yang L.P., Young S.T., Kuo T.S. (2002). Modification of the wavelet method used in transiently evoked otoacoustic emission pass/fail criterion to increase its accuracy. *Med Biol Eng Comput.*, 40, 34-40.
- Yi, G.A. (2004). A software toolkit for respiratory analysis. *MIT Computer Sound and Artificial Intelligence Laboratory*, 1, 215-216.
- Yoganathan, A, Gupta R., Udawadia F., Miller J., Corcoran W., Sarma R., Johnson J., Bing R. (1976a). Use of the fast Fourier transform for frequency analysis of the first heart sound in normal man. *Med Biol Eng Comput*, 14, 69-73.
- Yoganathan, A., Gupta R., Udawadia F., Corcoran W., Sarma R., Bing R. (1976b). Use of the fast Fourier transform in the frequency analysis of the second heart sound in normal man. *Med Biol Eng Comput*, 14, 455-460.
- Zhang, T., Penner M.J., (1998). A new method for the automated detection of spontaneous otoacoustic emission embedded in noisy data. *Hearing Research*, 117, 107-113.
- Zhang, V.W., Mcpherson B. (2008). A review of otoacoustic emission hearing screening technology. *Audiological Medicine*, 6, 100-114.
- Zhou T., Cao Y.M., Lei P.X. (2004). Evoked otoacoustic emissions in different ages of neonates. *J Neonatology (Chin).*, 19, 10-14.
- Ziarani, A.K., Konrad A. (2004). A Novel Method of Estimation of DPOAE Signals. *IEEE Trans. on Biom. Eng.*, 51, 864-868.
- Zimatore, G., Hatzopoulos S., Giuliani A., Martini A., Colosimo A. (2002). Comparison of transient otoacoustic emission responses from neonatal and adult ears. *J. Appl. Physiol.*, 92, 2521-2528.
- Zurek, P.M. (1981). Spontaneous narrowband acoustic signals emitted by human ears. *JASA*, 69, 514-523.
- Zwicker, E. (1983). Delayed evoked oto-acoustic emissions and their suppression by Gaussian shaped pressure impulses. *Hearing Research*, 11, 359-371.

Zwicker, E., Schloth E. (1984). Interrelation of different oto-acoustic emissions. *JASA*, 75, 1148-1154.

## Prilog 1.

### Izjava o autorstvu

Potpisani

Miško Subotić

broj indeksa

\_\_\_\_\_

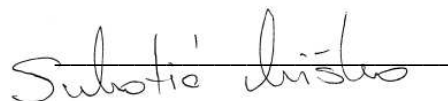
### Izjavljujem

da je doktorska disertacija pod naslovom **Uticaj akustičkog i biološkog šuma na kvalitet merenja signala otoakustičke emisije**

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- da predložena disertacija u celini ni u delovima nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova,
- da su rezultati korektno navedeni i
- da nisam kršio autorska prava i koristio intelektualnu svojinu drugih lica.

**Potpis doktoranda**

U Beogradu, 21/01/2013

Subotić Miško



**Prilog 2.**

**Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije  
doktorskog rada**

Ime i prezime autora      Miško Subotić

Broj indeksa \_\_\_\_\_

Studijski program \_\_\_\_\_

Naslov rada **Uticaj akustičkog i biološkog šuma na kvalitet merenja signala  
otoakustičke emisije**

Mentor prof dr Slobodan Jovičić

Potpisani/a Miško Subotić

Izjavljujem da je štampana verzija mog doktorskog rada istovetna elektronskoj verziji koju sam predao/la za objavljivanje na portalu **Digitalnog repozitorijuma Univerziteta u Beogradu**.

Dozvoljavam da se objave moji lični podaci vezani za dobijanje akademskog zvanja doktora nauka, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja i datum odbrane rada.

Ovi lični podaci mogu se objaviti na mrežnim stranicama digitalne biblioteke, u elektronskom katalogu i u publikacijama Univerziteta u Beogradu.

U Beogradu, 21/01/2013

**Potpis doktoranda**

*Subotić Miško*

---

### Prilog 3.

## Izjava o korišćenju

Ovlašćujem Univerzitetsku biblioteku „Svetozar Marković“ da u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu unese moju doktorsku disertaciju pod naslovom:

### **Uticaj akustičkog i biološkog šuma na kvalitet merenja signala otoakustičke emisije**

koja je moje autorsko delo.

Disertaciju sa svim priložima predao/la sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.


Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučio/la.

1. Autorstvo
2. Autorstvo - nekomercijalno
- 3. Autorstvo - nekomercijalno - bez prerade**
4. Autorstvo - nekomercijalno - deliti pod istim uslovima
5. Autorstvo - bez prerade
6. Autorstvo - deliti pod istim uslovima

(Molimo da zaokružite samo jednu od šest ponuđenih licenci, kratak opis licenci dat je na poleđini lista).

U Beogradu, 21/01/2013

**Potpis doktoranda**



---