

SCULL VIBRATIONS AND OWN VOICE PERCEPTION

J. Vokřál^{*}, J. Horáček^{**}, L. Černý^{*}, J. Veselý^{**}

Summary: There have been several studies of how humans hear their own voices. One's own voice is perceived differently by the speaker via air conduction and bone conduction and by listeners. The main aim of previous studies was to find out the transfer function between these two ways of listening. This transfer function is similar to characteristics of low-pass filter. Psychoacoustic methods, which were used mostly, gave relatively high differences between different subjects and they are not able to state detailed individual parameters. There is used simultaneous recording of subject voice and vibrations of skull in our study. The first results are comparable to psychoacoustic studies and it could be possible to state individual filter characteristics by this method and by measurement of individual binaural hearing thresholds for air and bone conduction.

1. Úvod

Nejen z literatury ale i z naší osobní zkušenosti víme, že je rozdíl mezi subjektivním vjemem zabarvení našeho hlasu tak, jak ho vnímáme sami při mluvě a při poslechu našeho hlasu ze záznamu. Okolní posluchači slyší náš hlas tak, jak je reprodukován ze záznamu. Diference je dána dvěma rozdílnými cestami šíření hlasového signálu od jeho vzniku až po jeho příjem sluchem. K posluchačům se signál šíří pouze přímo vzduchem akustickými vlnami, u mluvčího se signál šíří vzduchem a kostním vedením (Shuster et al.).

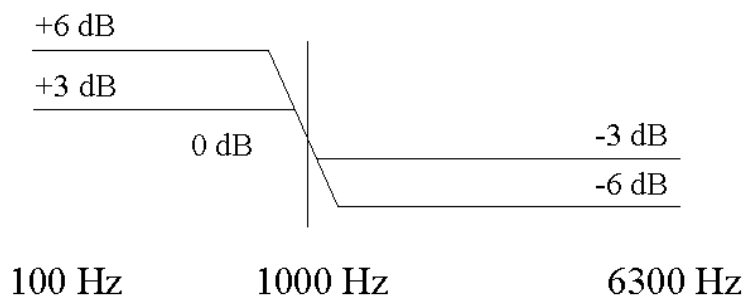
V roce 1949 von Bekesy popsal několik experimentů související s percepcí vlastního hlasu. Dokládá, že komunikace mezi živočichy při využití hlasu a sluchu se vyvíjela tak, aby se maximalizoval přenos k posluchači a minimalizovala hlasitost, se kterou svůj hlas slyší mluvčí. Demonstroval, jak kostní a vzdušné vedení dosahují při poslechu svého vlastního hlasu přibližně stejné intenzity. Dále ukázal, jak při poslechu svého vlastního hlasu vzdušným vedením na cestě od úst ke vnějšímu zvukovodu dochází k vyššímu útlumu na vyšších frekvencích oproti nízkým.

Tonndorf studoval relativní vztah přenosu signálů vzdušným a kostním vedením, shledal, že obě cesty jsou na nízkých frekvencích přibližně stejně efektivní, ale na vyšších frekvencích byl přenos u kostního vedení horší.

^{*} Dr.Ing. Jan Vokřál, MUDr. Libor Černý, Foniatriká klinika 1.LF UK, Žitná 24, 120 00 Praha 2, e-mail: vokral@lf1.cuni.cz

^{**} Ing. Jaromír Horáček, DrSc., Ing. Jan Veselý, Ústav termomechaniky AV ČR, Dolejškova 5, 182 00 Praha 8, e-mail: jaromirh@bivoj.it.cas.cz

Za účelem objasnění rozdílu mezi tím, jak slyšíme svůj hlas sami při promluvě a jak ho slyší posluchači, byla provedena řada psychoakustických studií, kde subjekt porovnával vjem ze zabarvení svého vlastního hlasu s filtrovaným hlasem ze záznamu při použití ekvalizéru, elektronického zařízení, které umožňuje modifikace přenášených frekvenčních pásem. Záznam byl poslouchán z magnetofonu nebo u kratších srovnávání byla přímo použita zpoždovací linka. Nastavení filtrů buď proband prováděl sám nebo byly zkoušeny různé přednastavené možnosti experimentátorem (Shuster et al.). V průměru posluchači udávali největší shodu se svým vlastním hlasem, pokud byly u záznamu (resp. zpožděného signálu) filtrem zesíleny frekvence pod 1 kHz o 3 dB a frekvence nad 1 kHz sníženy o 3 dB. Pokud byly frekvence pod 1 kHz zesíleny o 6 dB a nad 1 kHz zeslabeny o 6 dB, probandi udávaly o něco horší shodu (Obr. 1).



Obr. 1: Aproximativní přenosová funkce

Metodika porovnávání znění svého hlasu s poslechem ze záznamu potvrdila známý poznatek, že signál řeči je při vlastní percepci mluvčím oproti záznamu filtrován dolnoproputným filtrem, ale nepodařilo se stanovit individuální parametry filtru. V diskusích je pak uváděno, že porovnání zabarvení hlasu je z hlediska psychoakustiky velmi komplikovaný úkon a hledání „filtrační funkce“ touto cestou není jednoduché.

Maurer a Landis postupovali jiným směrem. Záznam hlasu probanda byl dvoukanálový a obsahoval simultánní záznam hlasu sejmutým mikrofonom a dále záznam vibrací sejmutých z oblasti mastoideu u pravého ucha probanda akcelerometrem. Úkolem probandů bylo při následném poslechu smíchat tyto dva signály v poměru v jakém slyší svůj vlastní hlas. Výsledky ukázaly značné interindividuální rozdíly mezi jednotlivými probandy v poměru namísených signálů, někteří udávali, že svůj hlas slyší např. jen „vzdušným vedením“, jiní pouze „kostním vedením“. Opakovaná měření ovšem prokázala stabilní výsledky pro jednotlivé subjekty.

2. Cíl práce

Stanovení vztahu mezi signálem hlasu slyšeným mluvčím a poslechem svého hlasu ze záznamu na základě zjištěného vztahu mezi signálem řeči a vibracemi lebečního skeletu.

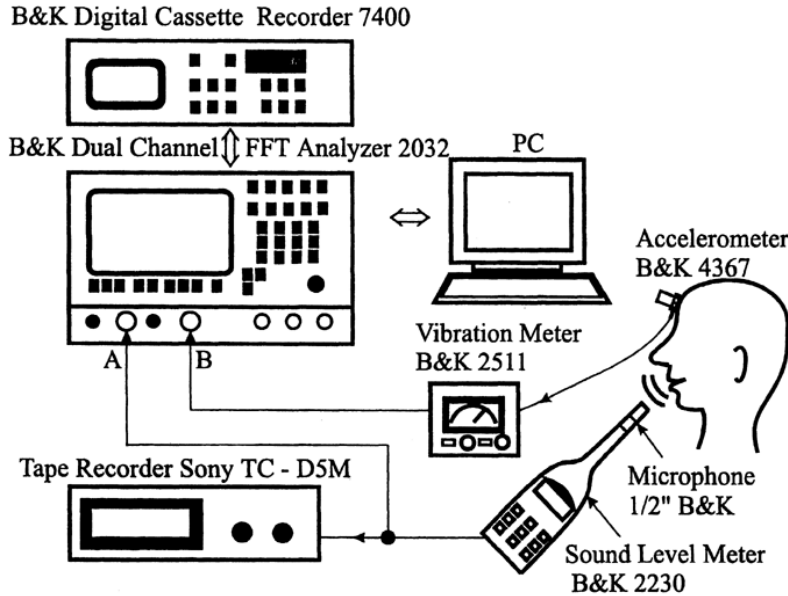
3. Metodika a materiál

Při měření byl pořízen současný záznam hlasu mikrofonom ve vzdálenosti 20 cm od úst (zvučkoměr B&K2230) a snímání vibrací na čele probandů (akcelerometr B&K4367). Záznam byl

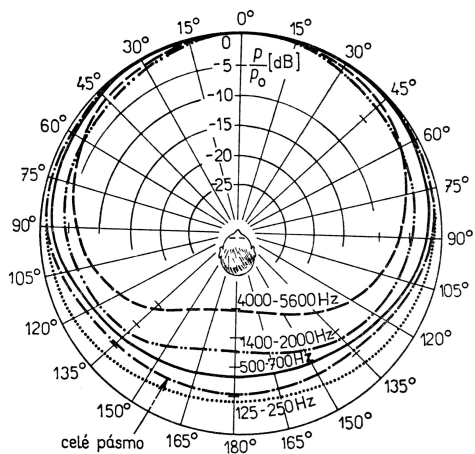
prováděn jednak analogově na kazetový magnetofon, jednak přímo digitalizován. Při záznamech byla měřena intenzita hlasu (re: $p_0=10^{-5}[\text{Pa}]$, $0,1 \text{ m/s}^2 \approx 96 \text{ dB}$). Schéma záznamového řetězce na Obr. 2.

Měření byla provedena na 10 studentech konzervatoře (2 muži, 8 žen). Záznam obsahoval fonaci (resp. zpěv) českých vokálů "U, O, A" postupně ve třech různých výškách hlasu. Fonace trvala alespoň 5s.

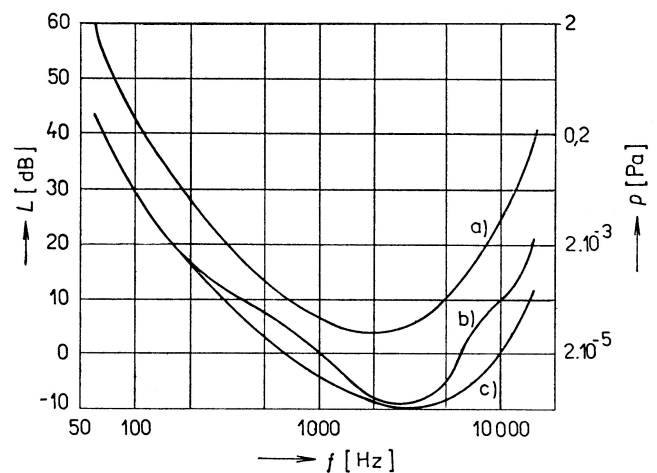
U vzájemné interakce signálů šířícího se vzdušným a kostním vedením byly vzaty korekce uvedené v literatuře (Smetana et al.) a normě ISO 389-3 a materiály firmy B&K (Product data - Artificial Mastoid Type 4930).



Obr. 2: Schéma záznamového řetězce.



Obr. 3: Směrová charakteristika úst ve vodorovné rovině (volné pole, 60 cm od úst) (Smetana et al.).



Obr. 4: Sluchový práh pro
a) monaurální poslech ve sluchátkách,
b) binaurální poslech ve volném poli,
c) binaurální poslech v difúzním poli (Smetana et al.).

Tab. 1: Korekční hodnoty pro vzdušné vedení

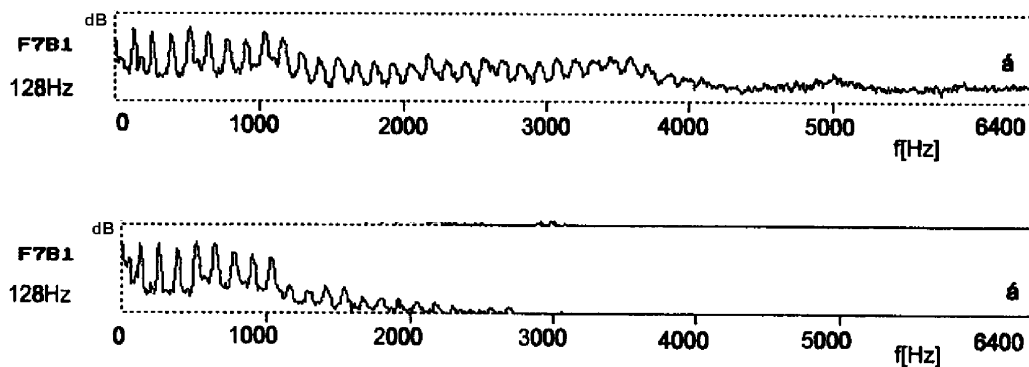
korekce [dB]	Frekvence [Hz]								
	250	500	750	1000	1250	1500	1750	2000	2250
a) vyzařovací charakteristika úst (pokles ak. tlaku u uší)	-2	-3	-4	-4	-5	-5	-6	-6	-7
b) binaurální sluchový práh pro vzdušné vedení re: $p_0=10^{-5}$ [Pa]	+13	+8	+3	0	-3	-5	-6	-8	-9

4. Výsledky

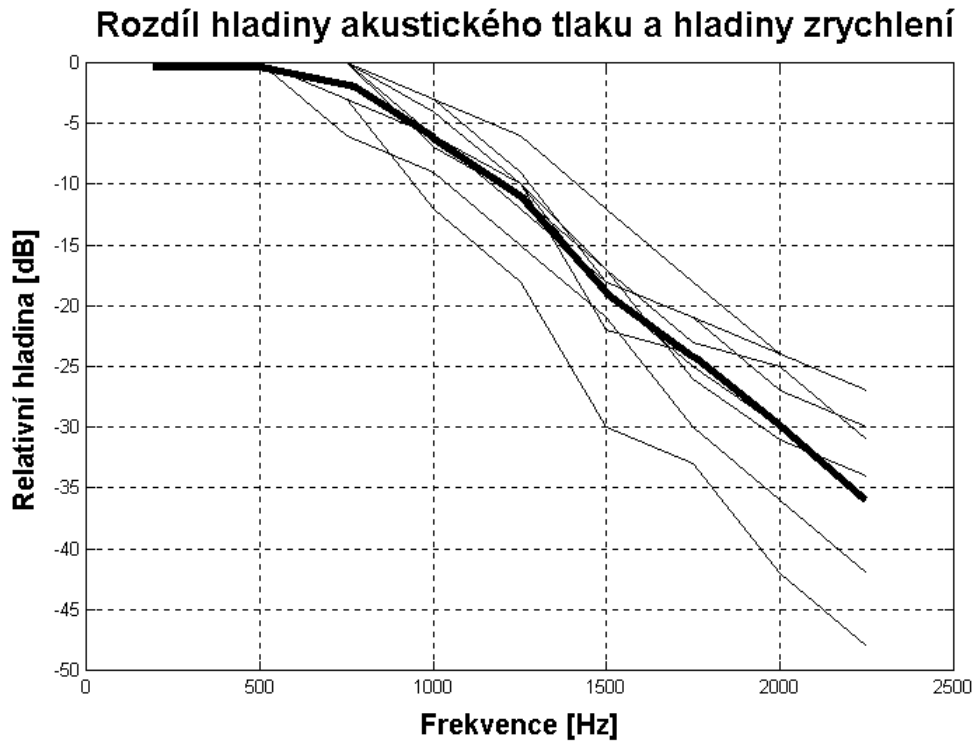
Na Obr. 5 je v horní části obrázku znázorněna typická ukázka frekvenčního spektra zvuku vokálu "A", v dolní části obrázku spektrum zaznamenaných vibrací lebečního skeletu pro vokál "A". Vyhodnocení byla provedena do 6,4 kHz. Je patrné, že vyšší harmonické jsou více tlumeny u vibrací než u hlasu. Frekvenční rozsah vibrací je menší.

Souhrnné porovnání hladiny zrychlení a hladiny akustického tlaku zaznamenané před ústy je na Obr. 6. Nulová úroveň je dána naměřenou hladinou akustického tlaku, k ní je vztažen pokles vibrací. Tučnou čarou je znázorněn průměrná hodnota poklesu ze všech subjektů.

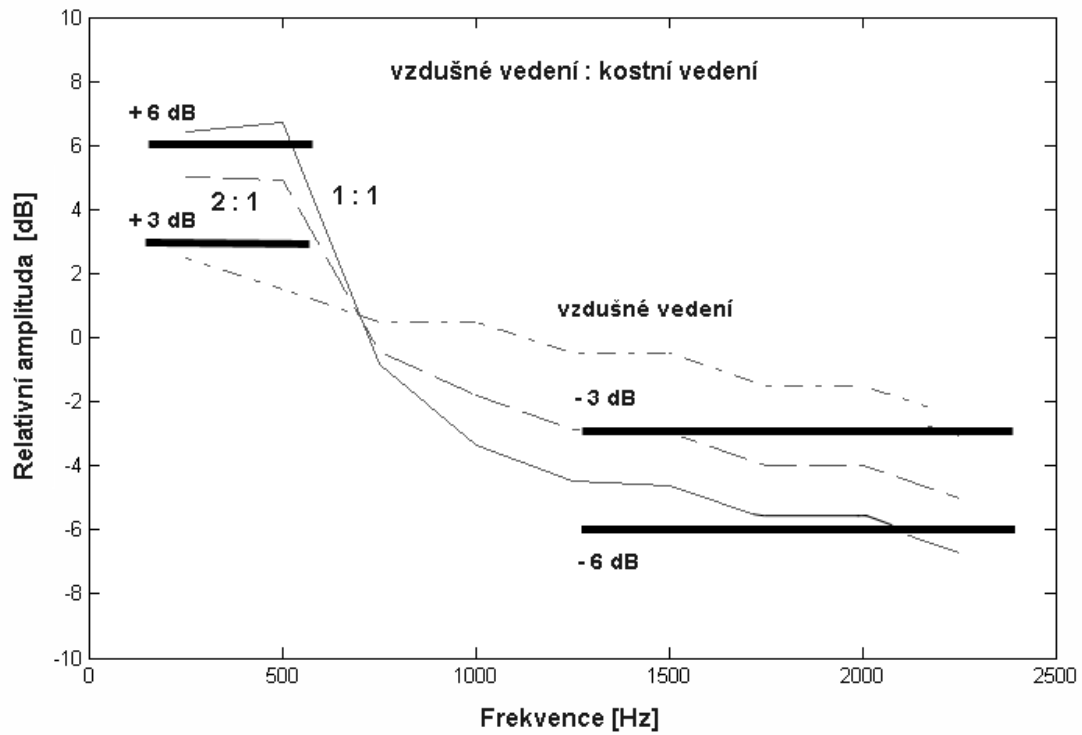
Na Obr 7. je vynesena (intenzitní) součet obou signálů v závislosti na jejich vzájemné interakci, tj. 1:1 - oba signály se podílí na poslechu stejnou mírou (Bekesyho orientační zjištění), 2:1 - vzdušné vedení je o 6 dB silnější, a dále je zde vynesena průběh pouze pro vzdušné vedení, pokud by se kostní vedení na poslechu svého vlastního hlasu vůbec nepodílelo. Výsledné křivky z Obr. 7 reprezentují „frekvenční průběh filtru“, kterým je nutno modifikovat zaznamenaný signál na magnetofonu, abychom svůj zaznamenaný hlas slyšeli stejným způsobem jako při promluvě. Tyto průběhy filtrů přibližně odpovídají průběhu filtrů navržených při psychoakustických měřeních. Signál pod 1 kHz má být zesílen v průměru o 3 dB až 6 dB, signál nad 1 kHz má být naopak zeslaben o 3 dB až 6 dB.



Obr. 5: Spektra zvuku a vibrací pro vokál "A".



Obr. 6: Rozdíl hladin – akustický tlak, zrychlení.



Obr. 7: Tvar filtrů: a) vzdušné:kostní=1:1, b) vzdušné:kostní=2:1, c) pouze vzdušné vedení.

5. Diskuse

Vlastní určení frekvenčního průběhu filtru probíhalo pouze ve frekvenčním rozsahu 250 Hz až 2250 Hz, na hloubkách omezeno tabelovanými hodnotami, na výškách velká nepřesnost vyhodnocení.

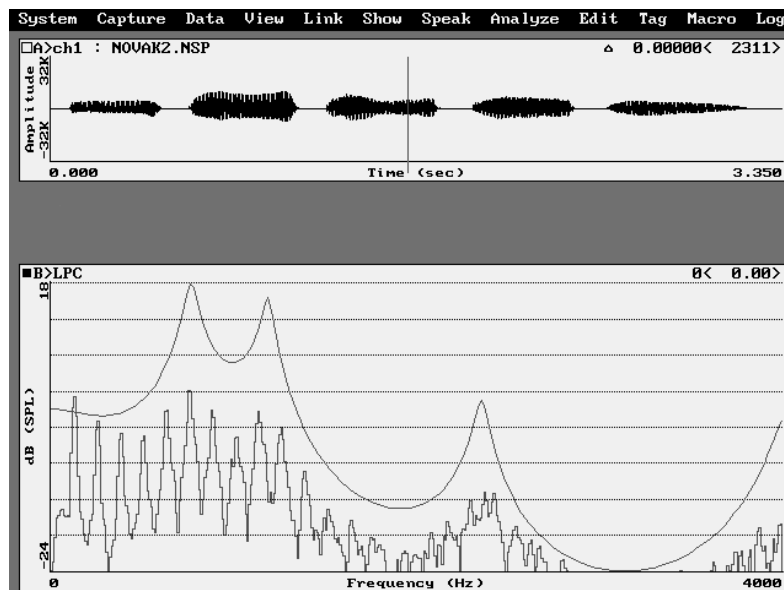
Opakovaná měření ukázala, že nehraje podstatný vliv přesná poloha snímače na čele člověka. Nevýznamný byl i rozdíl při různé intenzitě hlasu: mírná hlasitost až hlasitý projev.

Existují interindividuální rozdíly mezi vznikajícím akustickým signálem šířícím se vzduchem a signálem vibrací lebečního skeletu (zrychlení). Např. Hakansson et al. ukázal, že existuje velká variabilita mezi subjekty, co se týče mechanické impedance, z hlediska přenosu signálu kostním vedením se však jedná o lineární systém. Dále v diskusi zmiňuje, že rezonanční vlastnosti lebečního skeletu a hlavy nemají podstatný vliv na slyšení kostním vedením.

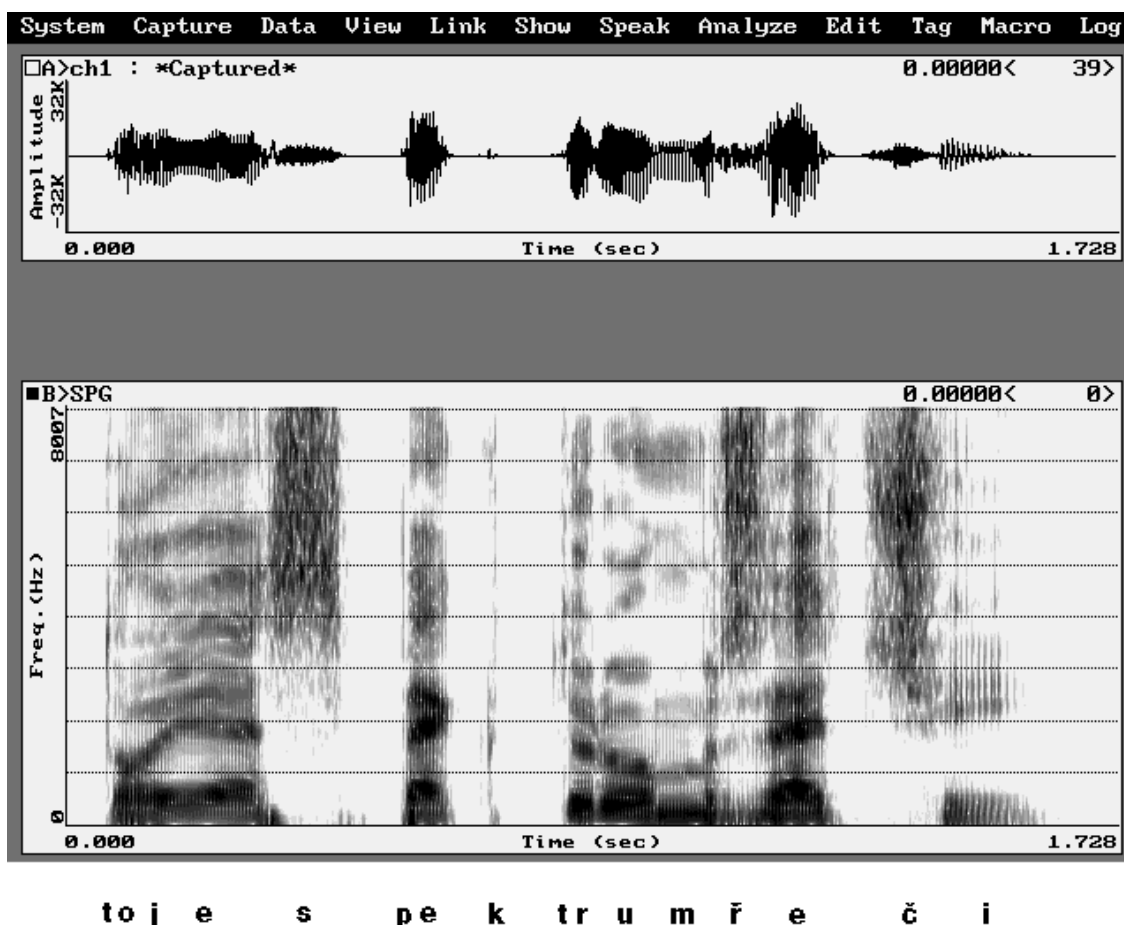
Aby bylo možno podchytit interindividuální výsledky jednotlivých, ukazuje se, že je nezbytné měření v budoucnu doplnit o měření individuálních prahů sluchu – binaurální práh pro vzdušné vedení, binaurální sluchový práh pro kostní vedení.

Intenzitní součet signálu šířícího se kostním a vzdušným vedením je jen pouze aproximativním zjednodušením. Např. pokud by se jednalo o měření čistým sinusovým tónem – pak v kochlece může nastat až vzájemné potlačení obou signálů, v závislosti na fázi signálů. Lidský hlas je ovšem kvaziperiodický (nepravidelnosti) a periodické samohlásky obsahují řadu frekvencí, proto nemůže dojít k současnému potlačení na všech frekvencích současně. Lidský sluch je také nelineární a jinak by měl probíhat „součet“ signálů blízko „prahu sluchu“, jinak u prahu „nepříjemného poslechu“, či „prahu bolesti“ (viz. tzv. „křivky stejné hlasitosti“).

Samotné porovnávání zabarvení hlasu je velmi komplikovaný psychoakustický fenomén, zabarvení je závislé i na tom, jestli se jedná o hodnocení izolovaného vokálu (Obr. 8) nebo o řeč (Obr. 9). Přesnější informace o stavu sluchu – kostního vedení a vzdušného vedení, by mohla napomoci při objasnění velkých interindividuálních rozdílů publikovaný jinými autory.



Obr. 8: Frekvenční spektrum vokálu "A" s vyznačenou polohou formantů, tj. dominantních vrcholů ve spektru.



Obr. 9: Spektrogram (sonagram) části věty. Každá hláska má svůj akustický obraz, jiné frekvenční složení, které ovlivňuje zbarvení hlasu.

6. Závěr

Při porovnávání zbarvení hlasu jedince tak, jak se slyší sám při mluvení a jak se slyší ze záznamu, by mohlo být použito simultánního záznamu hladin akustického tlaku mikrofonom a měření vibrací lebečního skeletu (zrychlení) akcelerometrem. Dále je zapotřebí stanovení binaurálních prahů pro kostní a vzdušné vedení.

Výsledky studie mají využití při dalším studiu percepce řeči, vlastního hlasu i v biomechanice. Současný záznam hlasu a vibrací lebečního skeletu by pro oblast foniatrie mohl poskytnout informace při studiu hlasu zpěváků, nastavení sluchadel u nedoslýchavých, artikulačních problémů apod.

7. Poděkování

Tato práce vznikla za podpory grantového projektu GA ČR 106/04/1025: "Modelování vibroakustických systémů člověka se zaměřením na vokální trakt člověka".

8. Literatura

- von Bekesy, G. (1949) The structure of the middle ear and the hearing of one's own voice by bone conduction, *J. Acoust. Soc. Am.*, 21, 217-232
- Hakansson, B., Tjellstrom, A., Rosenhall, U. (1985) Acceleration levels at hearing threshold with direct bone conduction versus conventional bone conduction, *Acta otolaryngol (Stockh)*, 100: 240-252
- Hakansson, B., Carlson, B., Tjellstrom, A. (1986) The mechanical point impedance of the human head with and without skin penetration, *Journal Acoust. Soc. Am.*, 80, 1065-1075
- Maurer, D., Landis, T. (1990) Role of bone conduction in self-perception of Speech, *Folia Phoniatria*, 1990, 42, 226-229
- Shuster, L.I., Durrant, J.D. (2003) Toward a better understanding of the perception of self-produced speech, *Journal of Communication disorders*, 36(1): 1-11
- Horáček, J., Veselý, J., Vohradník, M., Vokřál, J. (1999) Korelace hlasového projevu s dynamickou odezvou hlavy člověka, *Inženýrská Mechanika '99*, Národní konference s mezinárodní účastí, Svratka, 17.-20.5.1999
- Smetana, C. a kolektiv (1981) Praktická elektroakustika, SNTL, Praha, 696 stran
- Tonndorf, J. (1972) Bone conduction, In J. V. Tobias (Ed.), *Foundation of modern audiology theory* (Vol. 2, pp. 197-237). New York: *Academic Press*.