

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Diplomová práce

Zátěžové hlasové testy

Poděkování

Děkuji Ing. Pavlu Novému, Ph.D., vedoucímu této diplomové práce, za jeho ochotu, čas a cenné připomínky a podněty k obsahu zpracování. Dále děkuji panu Ing. Jiřímu Peštovi z ORL kliniky Fakultní nemocnice Plzeň za poskytnutí dat a odborných rad v problematice poškození hlasivek. V neposlední řadě děkuji své rodině a blízkým za jejich podporu a důvěru během studia.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů.

V Plzni dne 16. Května 2013

.....

Michael Kurdík

Abstract

This work is focused on the characteristics and manifestations of vocal fatigue in diseases of recurrent laryngeal nerve palsy. The main goal is to propose a method of stress test long-term repeated phonation and compile a set of appropriate parameters that will be possible to describe the evolution of voice fatigue with increasing load. The monitored parameters include attenuation of intensity partial phonation, energy of phonation, the quality of the glottis closure, the dispersion of amplitude and period in the signal, the fundamental frequency of vocal folds. Deliverable of work is a software application method of stress test. Analysis and discussion of the results is in cooperation with the ENT department FN Pilsen, where is considering the use of this application.

Keywords: recurrent laryngeal nerve palsy, SCORE, Jitter, Shimmer, phonation, automatic detection of vibration, fundamental frequency of vocal cords

Abstrakt

Tato práce se věnuje charakteristikám a projevům únavy hlasivek při onemocnění parézou zvrtného nervu. Cílem je navrhnout metodu zátěžového testu dlouhodobé opakované fonace a sestavit soubor vhodných parametrů, kterým bude možné popsat vývoj únavy hlasu s přibývajícím zátěží. Mezi sledované parametry patří útlum intenzity dílčí fonace, energie fonace, kvalita závěru glottis, rozptyl v amplitudě a periodě signálu, základní hlasivková frekvence. Realizačním výstupem práce je programové vybavení s aplikací jednotlivých metod zátěžového testu. Analýza a diskuze získaných výsledků probíhá ve spolupráci s ORL oddělením FN Plzeň, kde se uvažuje použití této aplikace.

Klíčová slova: paréza zvrtného nervu, SCORE, Jitter, Shimmer, fonace, automatická detekce kmitu hlasivek, základní hlasivková frekvence

Obsah

1	Úvod	1
2	Úvod do problematiky	2
2.1	Vznik hlasu a hlasový signál	2
2.2	Fonace a dlouhodobá fonace.....	3
2.3	Poruchy hlasu (paréza)	4
2.4	Metoda vyšetření a definice základních pojmů	5
2.5	Vliv zátěže a únava hlasivek.....	6
3	Základní úloha.....	8
3.1	Předzpracování signálu.....	8
4	Detekce salvy	10
4.1	Metodika hledání salvy.....	10
5	Metoda energetických oken	11
5.1	Analýza signálu.....	11
5.2	Prahování signálu	11
5.3	Určení odhadu počtu salv	13
5.4	Stanovení dílčích hranic salvy	13
5.5	Kontrola referenční hodnoty.....	15
5.6	Hrubé upřesnění hranic salvy	15
5.7	Finální upřesnění hranic salvy	16
6	Určení základní periody.....	19
6.1	Autokorelační funkce	20
6.2	AMDF.....	21
7	Detekce kmitu hlasivek v salvě.....	22
7.1	Automatická detekce kmitu v salvě	23
7.2	Poloautomatická detekce kmitu v salvě	24
8	Celkové parametry salvy.....	25
8.1	Zachované parametry podle BP	25
8.2	Modifikované parametry podle BP	25

8.3	Nové parametry salvy.....	26
8.3.1	Úbytek intenzity salvy N amplitudových špiček.....	26
8.3.2	Úbytek intenzity salvy energie N amplitudových špiček.....	27
8.3.3	Procentní Jitter.....	28
8.3.4	Absolutní Jitter.....	29
8.3.5	Procentní Shimmer.....	29
8.3.6	Decibelový Shimmer.....	29
8.3.7	Parametry zkrácené salvy.....	30
9	Hodnocení kvality hlasu.....	32
9.1	Automatické hodnocení - SCORE.....	33
9.1.1	Fourierův rozvoj.....	33
9.1.2	Váhová funkce – model SCORE.....	34
9.2	SCORE a automatická detekce kmitů.....	35
9.3	Vychýlený odhad rozptylu SCORE.....	36
10	Realizace.....	37
10.1	Programové řešení.....	37
10.2	Databázový model.....	38
10.3	Export dat.....	38
10.4	Srovnání DP a BP.....	39
11	Testování a analýza.....	40
11.1	Soubor testovaných dat.....	40
11.2	Automatická detekce salvy.....	41
11.2.1	Výsledky testování na generovaném souboru.....	42
11.2.2	Výsledky testování na záznamech zdravých.....	43
11.2.3	Výsledky testování na záznamech nemocných.....	47
11.3	Určení základní frekvence.....	52
11.3.1	Výsledky testování na generovaném souboru.....	53
11.3.2	Výsledky testování na záznamech zdravých.....	53
11.3.3	Výsledky testování na záznamech nemocných.....	54
11.4	Automatická detekce kmitu.....	57
11.4.1	Výsledky testování ručním porovnáním.....	57

11.4.2	Výsledky testování na generovaném souboru	58
11.4.3	Výsledky testování na záznamech zdravých	59
11.4.4	Výsledky testování na záznamech nemocných.....	60
11.5	Testování parametrů	62
12	Diskuze a rozhodnutí	67
13	Závěr	69
	Reference	71
	Příloha A	72
	Generované signály	72
	Záznamy zdravých jedinců	72
	Záznamy pacientů s parézou	72
	Příloha B	73
	Příloha C	76
	Příloha D	79
	Příloha E	81
	Příloha F	82

1 Úvod

Člověk využívá hlasový projev jako prostředek ke komunikaci a emocionálnímu vyjádření bez ohledu na rasu, kulturu nebo pohlaví. Jeho popisem, se zabývá mnoho vědních disciplín a lze na něj nahlížet v několika rovinách. Jednak z pohledu společenského (fonetika, lingvistika), ale zejména na úrovni lékařského (tvorba hlasu, vady hlasového projevu, apod.) a matematicko-technického (akustika, měření a zpracování signálů, atd.) [11].

Matematicko-technický popis akustických signálů má široké uplatnění. Dnes je velice populární například v komunikaci člověka s počítačem nebo v rozpoznávání řeči. Z pohledu diplomové práce má však zásadní zastoupení v lékařské oblasti, tzv. foniatrii, která se zabývá vyšetřováním a léčbou lidského hlasu. Lidé, kteří trpí poruchou hlasového ústrojí (dýchací cesty, hlasivky, hrtan, atd.), se obtížněji vyjadřují a v závislosti na druhu onemocnění dochází k deformaci hlasového projevu¹. Zpracování a úprava těchto akustických signálů umožňuje jejich korektní popis a správné stanovení diagnózy a léčby.

Cílem práce je navrhnout zátěžový test pro analýzu únavy hlasu nemocných lidí², primárně těch, kteří trpí tzv. *parézou zvrátného nervu* (kap. 2.3). Navrhnout vhodné parametry popisující vliv zátěže na únavu hlasu, provést soubor testů nad vybranými daty, analyzovat a diskutovat získané výsledky a na základě těchto poznatků vybrat konečnou množinu parametrů. Další úloha spočívá ve vytvoření programového řešení zátěžového testu a databázového modelu nad zpracovávanými daty. Realizace této práce probíhá v součinnosti s ORL klinikou FN Plzeň a navazuje na bakalářskou práci *Zátěžový test pro analýzu únavy hlasu* [1].

¹ Myšleno ve srovnání se zdravými lidmi.

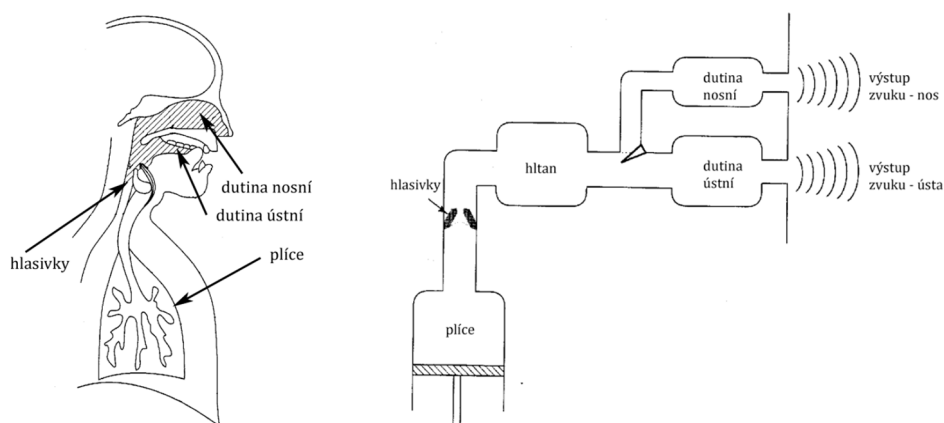
² Dále v textu se „nemocní jedinci“ nebo „nemocní“ myslí lidé s onemocněním parézy (alt. zdraví lidé).

2 Úvod do problematiky

2.1 Vznik hlasu a hlasový signál

Lidský hlas je zvuk, který vznikne průchodem hrtanového tónu, vznikajícího rozkmitáním hlasivek vydechovaným proudem vzduchu, rezonančními dutinami, na výstupu je vyzářen ústy a nosem ven do prostoru [11].

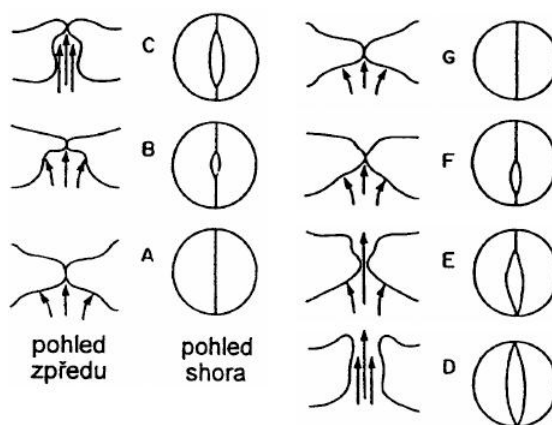
Výše uvedená definice zahrnuje různé části lidského těla. Od dýchacího ústrojí po rezonanční dutiny pod hlasivkami (subglotický prostor) a nad hlasivkami (supraglotický prostor – hltan, dutina ústní a nosní). Celý tento systém se nazývá hlasovým ústrojím a jeho schéma s rezonančními dutinami ukazuje obrázek 2.1.



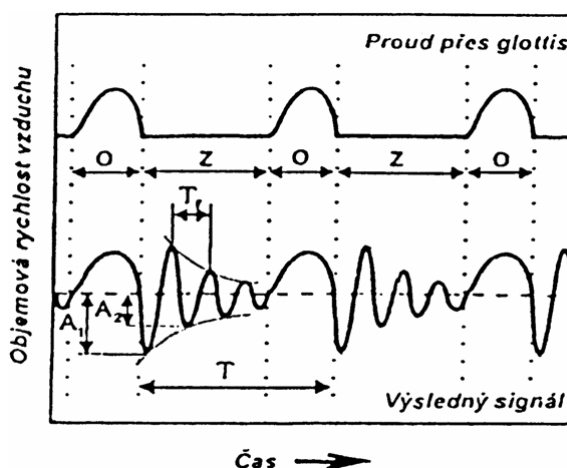
Obr. 2.1: Fyziologické a modelové schéma hlasového ústrojí [13].

Hlas vzniká průchodem sloupce vzduchu periodicky kmitajícími hlasivkami, do horních rezonančních dutin, kde se tvoří zvuk hlasu. V případě promluvy nebo fonace jsou hlasivky ve výchozím stavu uzavřené a dochází k hromadění vzduchu z plic v dolních rezonančních dutinách. V momentě překročení tlaku vzduchu pod uzavřenými glottis dochází k rozevření hlasivek a uvolnění nahromaděného proudu vzduchu. Napětí svalů a vazů způsobí navrácení hlasivek zpět do stažené pozice. Tento proces se pravidelně opakuje, čímž vzniká kmitavý pohyb glottis.

Přechod uzavření a otevření hlasivek, tj. jeden kmit, se rozděluje na tři fáze – otevření, zavření a zavírání. Preciznost uzavření hlasivek vypovídá o kvalitě hlasu (u normálního, tj. dobrá kvalita, se hlasivky uzavírají rychleji, nežli otvírají – viz kap. 7, *Hodnocení kvality hlasu*). Kvalitu resp. jednotlivé fáze ovlivňuje subglotický tlak, tuhost hlasivek, kmitající plocha hlasivek, aj. [4]. Obrázek 2.2 ukazuje fáze přechodu u zdravého jedince a obr 2.3 popisuje vznik akustického signálu.



Obr. 2.2: Fáze přechodu kmitajících hlasivek. A – uzavřené hlasivky, dochází k hromadění proudícího vzduchu; B – posun okraje hlasivek, hromadění vzduchu; C – před expanzí hlasivek; D – otevřené hlasivky, únik (sloupce) vzduchu; E, F, G – zavírání hlasivek, hromadění vzduchu, opakování děje [11].



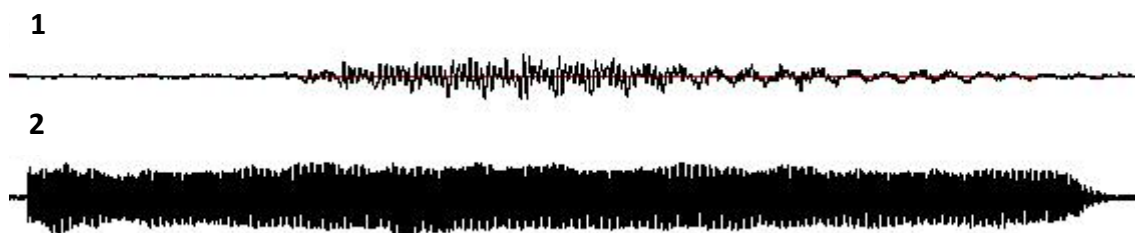
Obr. 2.3: Ilustrace vzniku akustického signálu. Nahoře: formování akustické vlny pouze vlivem otevření a uzavření hlasivek (O – fáze otevření, Z – fáze uzavření hlasivek). Při otevření hlasivek unikají z plic pulsy vzduchu. V době, kdy jsou hlasivky uzavřeny, nedochází k žádné změně akustického tlaku. Dole: Výsledný akustický signál po průchodu rezonančním prostorem. Pro jednoduchost uvažujeme pouze jednu rezonanční frekvenci dutin. Momentem uzavření se vybudí tlumené oscilace rezonátoru. T je perioda kmitů hlasivek. T_F je perioda oscilací rezonátoru [11].

2.2 Fonace a dlouhodobá fonace

Lidská řeč je z pohledu analýzy a zpracování akustických signálů mnohem komplexnější než obecný hlas a při její tvorbě dochází k proměnlivým změnám. Z hlediska akustiky se jedná o jev s proměnnými parametry a nelineárním kmitáním hlasivek. Spolu s prvky šumového a explosivního charakteru je řeč pro účely vyšetření tohoto typu nevhodná.

Proto se k popisu vlastností hlasového ústrojí využívají jednoduché symboly lidského jazyka. Zpravidla se jedná o hlásky *a*, *e* nebo *o*, tzv. *vokály*, jejichž charakteristickým rysem je tón. Opakovaným a nepřerušovaným generováním vybraného vokálu se tvoří tzv. *fonace*.

Fonace se obecně popisuje jako proces, při kterém vzniká hlas. V případě problému této práce o ní hovoříme jako generování hrtanového tónu vybraného vokálu. Pokud fonace probíhá nepřerušovaně do okamžiku opětovné potřeby nádechu, jedná se o tzv. *dlouhodobou fonaci*. Jestliže se dlouhodobé fonace v rámci jednoho záznamu opakují, jejichž začátek a konec oddělují pauzy pro nádech, hovoří se o tzv. *opakované dlouhodobé fonaci*. Bližší popis těchto pojmů prezentuje kap. 2.4, *Metoda vyšetření a definice základních pojmů*.



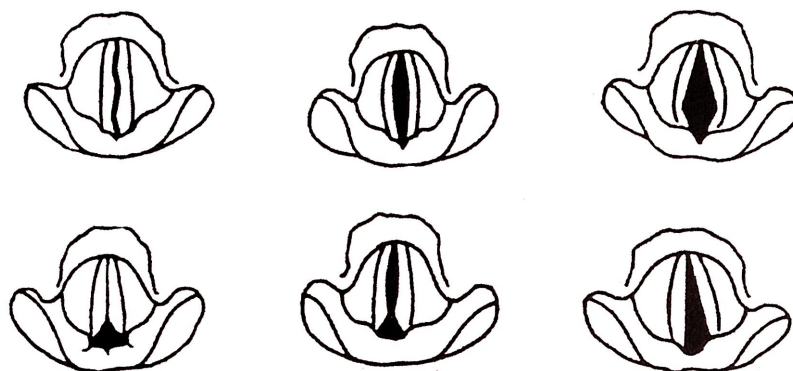
Obr. 2.4: Ilustrace fonace (1) a dlouhodobé fonace (2) vokálu ,a‘.

2.3 Poruchy hlasu (paréza)

Každý člověk disponuje hlasovým ústrojím, které se do jisté míry u každého liší. To je dáno jednak fyziologickým a genetickým vývojem, ale také různými poruchami, které mohou být dočasné nebo trvalé. Mohou být způsobeny vrozenou vadou, úrazem, onemocněním (viz níže) nebo přílišnou námahou hlasového ústrojí (obvykle křik u dětí apod.). V těchto případech je hlas doprovázen chrapotem hlasu, který vzniká nepravidelným kmitáním nebo nedoléháním hlasivek. Chrapot negativně ovlivňuje vnímaný hlasový projev postiženého, kde je patrná horší kvalita akustického záznamu. Na signálu se to projevuje například narušením periodicity kmitu hlasivek, velkým zatížením šumem (chrapotem) nebo kolísáním až výpadky hlasu, což jsou projevy, které ztěžují samotnou analýzu signálu.

Z pohledu pacienta to představuje obtížné a špatně srozumitelné verbální vyjadřování nebo dochází k rychlejší únavě hlasového ústrojí, což je opět spojeno se ztíženou schopností komunikace. Rozsah ovlivnění hlasového projevu souvisí s druhem onemocnění a stádiu léčby. V případě této práce se primárně pracuje s poruchami hlasivek a oblasti kolem nich (hrtan, sliznice, atd.). Nejčastějším onemocněním, které se v rámci navrhovaného zátěžového testu zkoumá a do budoucna uvažuje, je tzv. *paréza zvrátého nervu*.

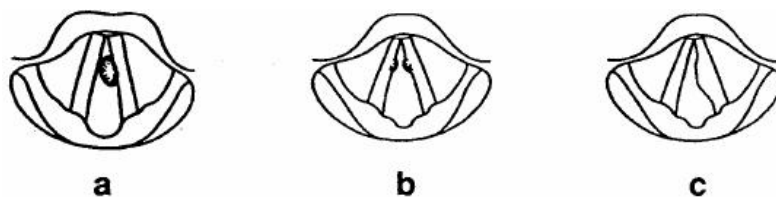
Paréza zvratného nervu (dolní laryngální nerv) se projevuje jako částečná nebo úplná ztráta hybnosti tohoto nervu. Vzniká např. po operacích štítné žlázy, jícnu, cév krku, aj. nebo v důsledku neurologického onemocnění, špatnou léčbou nebo vyšetřením a v neposlední řadě úrazem hlasivek [3]. Ve většině případů se postižení objevuje pouze na jednom ze dvou nervů (převážně levý) a člověk s tímto onemocněním trpí chrapotem, jeho hlas je nevýkonný a snadno unavitelný. Příčinou je porucha v kmitání hlasivek a trojúhelníková nedoléhavost při jejich uzavření. Obrázek 2.5 ukazuje některé příklady projevu parézy na hlasivkách.



Obr. 2.5: Onemocnění typu paréza zvratného nervu [11].

Příklady dalších skupin onemocnění v oblasti hlasivek představuje následující výčet a obrázek 2.6 [11].

- Polyp* – je slizniční výchlípka vyplněná vazivem, organizovaným hematodem, je obvykle příčinou diplofonie.
- Uzlík* – je ohraničené ztlustění sliznice bránící úplnému závěru hlasové štěrbině.
- Edém* – dochází k prosáknutí podslizničního vaziva z různých příčin. Závěr hlasové štěrbině je často jen v místě edému. Při fonaci může kmitat v jiné frekvenci, může být příčinou úniku vzduchu v hlasové štěrbině.



Obr. 2.6: Onemocnění typu: polyp (a), uzlíky (b), edém (c) [11].

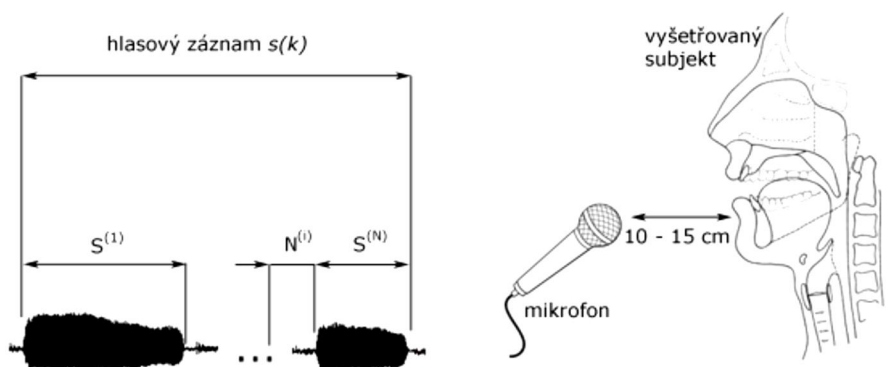
2.4 Metoda vyšetření a definice základních pojmů

V praxi se využívá řada metod pro vyšetření hlasového ústrojí a jeho částí. Příkladem mohou být metody založené na RTG, metody měřící intenzitu proudění vzduchu, výšku hlasu, hlasový rozsah nebo metody založené na snímání vnitřního obrazu kmitajících hlasivek [8]. Tato práce se zaměřuje na návrh metody zátěžového testu a pozorování rozsahu únavy hlasového ústrojí v závislosti na velikosti zátěže (primárně se uvažuje onemocnění parézou, kap. 2.3). Příklad vyšetření zátěžového testu, může být metoda založená na fonaci před a po čtení dlouhého textu nebo dlouhodobé fonaci, jejímž

návrhem se zabývá text diplomové práce. Ta se zakládá na opakování dlouhodobé fonace (díličí fonace nebo salva), která představuje zátěž hlasového ústrojí. Počet díličích fonací určuje velikost zátěže.

Vyšetření spočívá v pořízení hlasového záznamu dlouhodobé opakované fonace pacienta, který se skládá z neznámého počtu salv. Dle zkušeností se u nemocných lidí délka fonace pohybuje mezi cca 30 až 90 sekundami a délka pauzy mezi cca 2 až 5 sekundami [1]. Počet salv určuje velikost zátěže a pohybuje se mezi 10 až 20 salvami. Jejich konečný počet si určuje lékař dle svého úsudku.

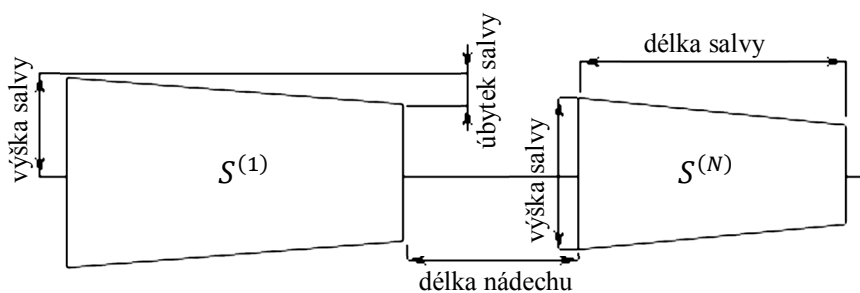
Dále se v rámci vyšetření určují výstupní parametry aplikace pro popis a posouzení vlivu zátěže na vyšetřovaného, u čehož není jeho přítomnost nutná. Pro tyto potřeby si vybrané salvy označme jako $S^{(1)}, S^{(2)}, \dots, S^{(N)}$, jimž odpovídá patřičný počet pauz pro nádech $N^{(1)}, N^{(2)}, \dots, N^{(N-1)}$. Schéma vyšetřovací metody a hlasového záznamu popisuje obrázek 2.7.



Obr. 2.7: Schéma zátěžového testu a výsledný hlasový záznam zátěžového testu. Vyšetřovaný pacient se usadí před mikrofon ve vzdálenosti 10 – 15 cm. Na pokyn lékaře započne s dlouhodobou opakovanou fonací. Výstupem je záznam $s(k)$, který je předmětem analýzy.

2.5 Vliv zátěže a únava hlasivek

Smyslem vyšetření je posouzení únavnosti hlasivek, kde se zanedbává skutečnost vznikající únavy dalších částí hlasového ústrojí (například dýchacích cest). Předpokládá se, že se únava hlasového traktu projeví odlišnými parametry díličích fonací s přibývajícím časem. U první resp. druhé salvy lze očekávat výrazně odlišné parametry než u poslední či předposlední. Čím více bude vyšetřovaný pacient onemocněním ovlivněn, tím větší lze čekat rozdílnost. Naproti tomu u zdravého člověka se vliv zátěže nepředpokládá tak výrazný, ačkoliv záleží na jeho celkové fyzické a duševní kondici. Schéma na obr. 2.8 ukazuje předpokládaný průběh opakované dlouhodobé fonace a popis jejich parametrů.



Obr. 2.8: Schéma předpokládaného průběhu dlouhodobé opakované fonace vlivem únavy hlasivek.

Se stoupající únavou hlasivek se pravděpodobně bude charakteristika jednotlivých salv měnit, a proto je volba vhodných parametrů pro popis salvy zátěžového testu klíčová. Předpokládáme tento vývoj:

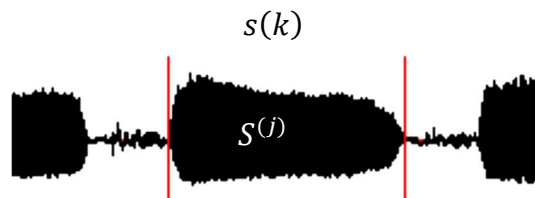
- kratší salva a delší doba nádechu
- větší útlum v salvě
- snížení energie salvy
- zhoršení kvality hlasu (SCORE)
- zhoršení parametrů Jitter, Shimmer
- násilné natahování salvy a výraznější úbytek intenzity
- větší zatížení chrapotem, tj. šumem.

3 Základní úloha

Základní předpoklad pro výpočet výstupních parametrů se opírá o správné oddělení užitečného signálu od neužitečného, tj. nalezení jednotlivých salv v záznamu dlouhodobé opakované fonace $s(k)$ (viz obrázek 3.1). Toho lze docílit několika způsoby:

1. ručním určením hranic salvy podle rozhodnutí experta
2. automatickým určením hranic salvy s úpravou experta
3. automatickým určením hranic salvy bez zásahu experta.

V rámci této práce se pozornost upíná zejména na třetí bod, a proto základní úloha spočívá ve správném označení hranic dílčích fonací bez asistence obsluhy. Z praxe lze říci, že nahrávky nemocných jedinců obsahují větší podíl šumu (chrapotu), a proto není tento úkol zcela triviální záležitostí. Dílčím řešením může být vhodné předzpracování signálu.



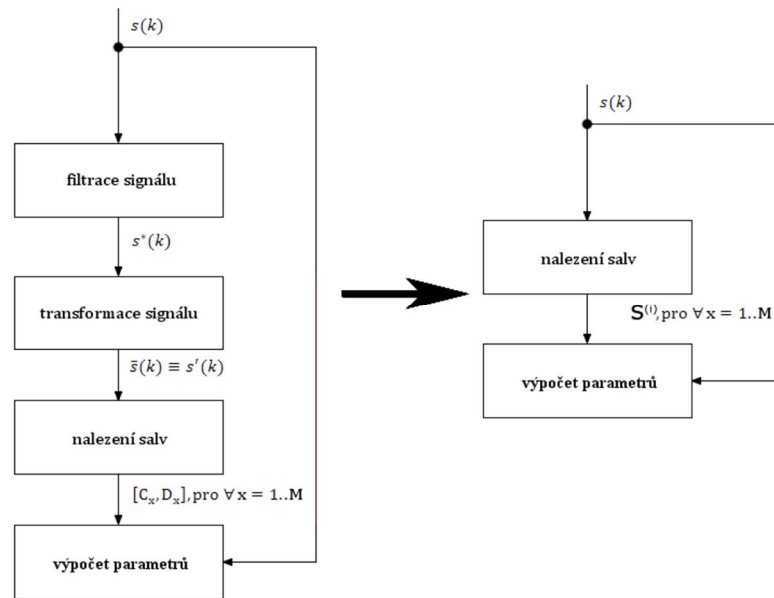
Obr. 3.1: Chrapotem zatížený záznam fonace $s(k)$ a oddělení salv od pauz pro nádech.

3.1 Předzpracování signálu

Záznamy fonace nemocných jedinců obsahují v celé své délce určitý podíl chrapotu, který při naivním přístupu automatické detekce činí značné potíže. Proto se pro zlepšení kvality signálu použily FIR filtry ([1], 3.3 *Filtrace signálu*) a transformace signálu o střední hodnotu ([1], 3.4 *Transformace signálu*). Výsledky však přináší pouze drobné zlepšení, a proto bylo nezbytné volit zcela odlišný přístup při řešení tohoto problému.

V kapitole 5, *Detekce salvy*, je představena zcela nová metoda k určení začátku a konce salvy v záznamu $s(k)$. Následné testy ukázaly, že kroky předzpracování v podobě filtrace a transformace signálu lze z důvodu minimálního zlepšení výsledku zanedbat³, a hlavní úlohu přebírá nově navržená metoda (viz schéma na obr 3.2).

³ Práce pokračuje v Bakalářské práci [1] a je zde provedeno srovnání nynějšího a původního přístupu.



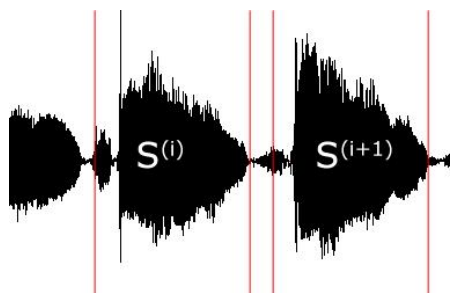
Obr. 3.2: Porovnání předchozího a nynějšího zpracování záznamu zátěžového testu.

4 Detekce salvy

Předchozí metody pro automatickou detekci salvy(y) v některých případech selhávaly, viz obr. 4.1. Důvodem je přítomnost chrapotu v pauzách pro nádech, ale také nutnost větší asistence pro fungování metody v podobě zadání vstupních parametrů. Proto jsem se při řešení problému rozhodl pro zcela odlišný přístup.

V rámci bakalářské práce byly použity následující metody [1]:

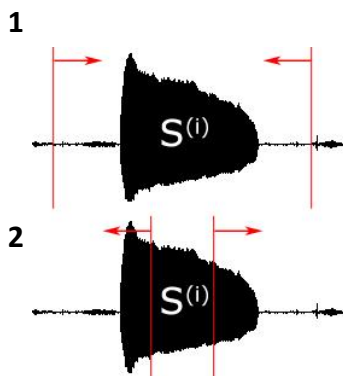
1. Metoda počtu průchodů hranicí
2. Metoda počtu průchodů hranicí kvadrátu
3. Metoda aritmetického průměru.



Obr. 4.1: Ukázka špatně označené salvy vlivem výskytu chrapotu v záznamu $s(k)$.

4.1 Metodika hledání salvy

Společným jmenovatelem předchozích metod a důvod chybového označení hranice salvy spočívá ve strategii hledání – určování hranic probíhá ve směru *pauza-salva*. Na základě těchto poznatků jsem volil přístup opačný, tj. směr *salva-pauza* (viz obr. 4.2).



Obr. 4.2: Strategie hledání hranice salvy *pauza-salva* (1) a *salva-pauza* (2).

5 Metoda energetických oken

Metoda energetický oken se zakládá na myšlence porovnání jednotlivých bloků energie, kde platí, že blok energie v rámci salvy má výrazně větší hodnotu nežli blok energie vypočítaný v pauze pro nádech. Jedná se o poměrně sofistikovanou metodu, která celkový problém hledání hranic salvy rozděluje na dílčí problémy.

1. Analýza signálu.
2. Prahování signálu.
3. Určení odhadu počtu salv.
4. Stanovení dílčích hranic salvy.
5. Kontrola referenční hodnoty.
6. Hrubé upřesnění hranic salvy.
7. Finální upřesnění hranic salvy.

Zásadní rozdíl oproti svým předchůdcům spočívá ve strategii hledání, která nyní probíhá ve směru *salva-pauza*, ale také v plně automatickém procesu vyhledávání, tj. bez nutnosti zadání vstupních parametrů či kritérií.

5.1 Analýza signálu

Počáteční analýzou signálu dojde k základnímu poznání zpracovávaného záznamu fonace $s(k)$. Charakterizují ho jednak parametry jako jsou maximum a minimum, ale také (při zachování původní myšlenky v předzpracování signálu) filtrace a výpočet střední hodnoty⁴.

Zásadním výstupem této části je získání hodnoty prahu, který se použije pro hrubé oddělení neužitečných dat. Výpočet prahu ukazuje vzorec 5.1, kde $s(k)$ představuje analyzovaný signál a L jeho délku.

$$H_0 = \frac{1}{L} \sum_{k=0}^{N-1} s(k) \quad (5.1)$$

5.2 Prahování signálu

Prahováním záznamu dochází k oddělení neužitečné informace. Výsledek kroku reprezentuje množina bodů, která jednoznačně určuje pozice jednotlivých salv v záznamu, což je nezbytným předpokladem k hledání hranice ve směru *salva-pauza*.

⁴ Poznámka autora, v současném přístupu se filtrace ani střední hodnota nepoužívá.

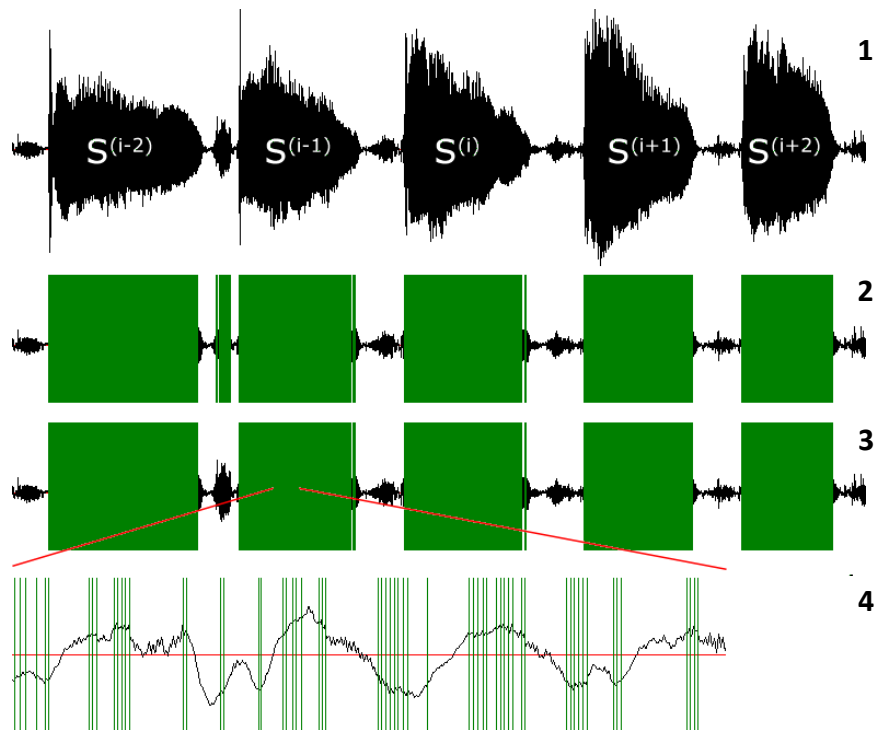
Pro záznam $s(k)$ se v absolutní hodnotě hledají takové pozice k , které zároveň splňují podmínku 5.2 a 5.3, kde L odpovídá délce vyšetřovaného signálu. Jinými slovy to znamená, že se v rámci absolutní hodnoty záznamu hledají lokální maxima a jim odpovídající pozice takových amplitud, jejichž hodnoty vzorků se nachází nad úrovní prahu H_0 . Pro další kroky algoritmu necht' jsou tyto pozice označeny jako množina M_0 a platí $|M_0| \ll L$.

$$|s(k)| > H_0, \forall k \in 1..L - 1 \quad (5.2)$$

$$|s(k - 1)| \leq |s(k)| > |s(k + 1)|, \forall k \in 1..L - 1 \quad (5.3)$$

Předpokladem je, že nalezené prvky množiny M_0 většinou spadají do míst, které v záznamu fonace odpovídají salvě, protože amplituda absolutní hodnoty signálu v rámci salvy přispívá podstatně větším podílem, nežli v případě pauzy nebo chrapotu v pauze. Aby byl tento předpoklad umocněn, provede se druhé prahování podle hodnoty definované ve vztahu 5.4, tj. zachovají se ty prvky množiny M_0 , jejichž odpovídající hodnota vzorků v záznamu je nad prahem H_1 . Pro další potřeby necht' je úprava vstupní množiny M_0 označena jako M_1 . Výsledky dílčích mezikroků ukazují obrázek obr. 5.1.

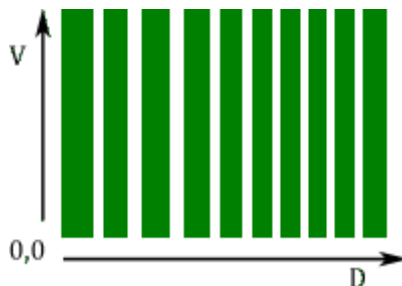
$$H_1 = \frac{1}{|M_0|} \sum_{\forall k \in M_0} s(k) \quad (5.4)$$



Obr. 5.1: Dílčí kroky pro prahování dat. (1) – zpracováváný záznam; (2) – první prahování; (3) – druhé prahování; (4) – přibližný výsledek druhého prahování.

5.3 Určení odhadu počtu salv

Odhad slouží jako referenční hodnota ke skutečnému počtu salv a o jejich přibližných pozicích v záznamu. Zavádí se pro zpětnou kontrolu skutečného výpočtu. Inspirací mi bylo posuzování salv na vizualizovaném, podvzorkovaném záznamu, a proto se tento krok omezuje na zpracování takového obrazu resp. obrazu množiny M_1 , kde je krok podvzorkování nastaven na hodnotu 10000 vzorků. Příklad podvzorkovaného obrazu IM ukazuje obr. 5.2.



Obr. 5.2: Zobrazení množiny M_1 do obrazu IM pro vytvoření odhadu.

Procházením obrazu IM po jednotlivých pixelech na úrovni prvního řádku se čítá velikost souvislé plochy, jejíž hodnota odpovídá bílé barvě (bílá barva představuje volné plochy, tj. potencionální pauza pro nádech). V okamžiku, kdy se nalezne jiná barva nežli bílá, dochází k zaznamenání velikosti bílé plochy w_i . Takto se pokračuje pro celou šířku obrazu. Všechny nalezené (bílé) plochy necht' splňují podmínku $w_1 \geq w_2 \geq \dots \geq w_m$, kde m odpovídá počtu ploch v obraze IM .

Vytvoření odhadu spočívá ve vybrání takových pauz, pro které platí pravidlo 5.5. Jejich počet odpovídá odhadu salv (vztah 5.6) a krajní pozice každé pauzy odpovídá hranici salvy $\hat{S}^{(1)}, \hat{S}^{(2)}, \dots, \hat{S}^{(N)}$, resp. koncové hranici $\hat{S}^{(j)}$ a počáteční $\hat{S}^{(j+1)}$.

$$1 - \frac{w_i}{w_{i+1}} \geq 0,5, i = 1..m \quad (5.5)$$

$$|\hat{S}^{(j)}| = n + 1 \quad (5.6)$$

5.4 Stanovení dílčích hranic salvy

V tomto kroku se určují prvotní hraniční body salvy, tedy její začátek a konec. Způsob označení pracuje na podobném principu, na kterém se určuje odhad počtu salv. Množina M_1 totiž obsahuje takové prvky, které odpovídají pozicím vzorků v salvě, pro něž platí předpoklad 5.7, tj. vzdálenosti mezi pozicemi jsou mnohem menší než délka pauz pro nádech a existují i takové prvky množiny, pro které platí předpoklad 5.8, tj. vzdálenost mezi pozicemi odpovídá velikosti pauz, kde $i = 1..|M_1| - 1$ a $j = 1..N - 1$. Dále pro určení dílčích hranic platí mezi jednotlivými vzdálenostmi prvků podmínka $M_1[i + 1] - M_1[i] \geq M_1[i + 1] - M_1[i]$.

$$M_1[i + 1] - M_1[i] \ll N^{(j)} \quad (5.7)$$

$$M_1[i + 1] - M_1[i] \geq N^{(j)} \quad (5.8)$$

Pozice, jejichž vzájemná vzdálenost odpovídá délce pauzy, splňují podmínku 5.9, kde $e_1 = 0,4$. Krajní body takových vzdáleností odpovídají pozicím dílčích hranic salv, resp. koncové hranici salvy $\dot{S}^{(j)}$ a počáteční hranici salvy $\dot{S}^{(j+1)}$. V okamžiku, kdy dojde ke splnění pravidla 5.10, kde $e_2 = 0,8$, lze prohlásit, že dochází ke stavu, kdy mezi vzdálenostmi prvků M_1 panuje *vztah salvy* – formule 5.7.

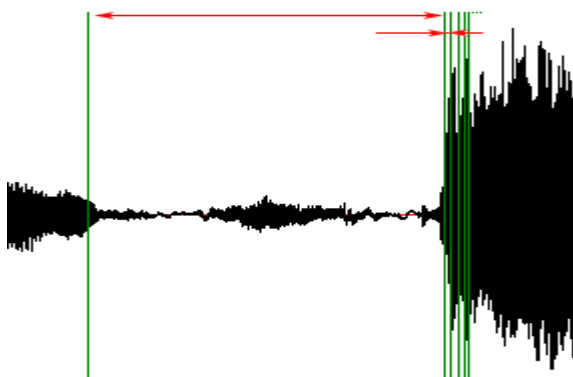
$$1 - \frac{M_1[i] - M_1[i - 1]}{M_1[i + 1] - M_1[i]} < e_1, i = 1..|M_1| - 1 \quad (5.9)$$

$$1 - \frac{M_1[i] - M_1[i - 1]}{M_1[i + 1] - M_1[i]} > e_2, i = 1..|M_1| - 1 \quad (5.10)$$

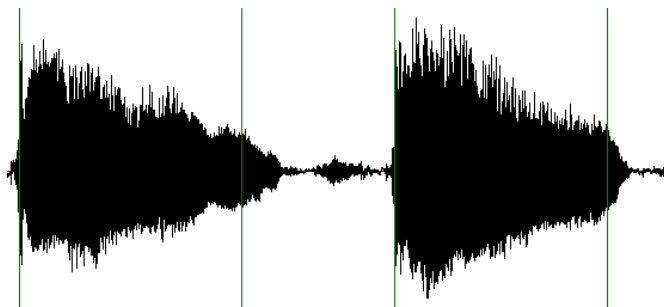
Mohou však nastat případy, u kterých není splněn předpoklad 5.7 a 5.8. Potom se vzdálenost pauzy určuje podle kritéria 5.11. Tento vztah připouští maximální přijatelnou chybu mezi první vzdáleností (největší) a těmi ostatními. Konečný závěr o dílčích hranicích salv probíhá stejným způsobem, tj. krajní body vybraných vzdáleností odpovídají mezím salv(y), resp. koncové a počáteční hranici salvy $\dot{S}^{(j)}$ a $\dot{S}^{(j+1)}$, a to v momentě splnění podmínky 5.12. Proces hledání přibližuje výsek signálu na obr. 5.3 a obr. 5.4 ukazuje konečný výsledek tohoto bloku.

$$1 - \frac{M_1[1] - M_1[0]}{M_1[i + 1] - M_1[i]} < \frac{\text{stav pauzy}}{\text{stav salvy}}, i = 1..|M_1| - 1 \quad (5.11)$$

$$1 - \frac{M_1[1] - M_1[0]}{M_1[i + 1] - M_1[i]} > e_2, i = 1..|M_1| - 1 \quad (5.12)$$



Obr. 5.3: Princip určení vzdálenosti jakožto pauzy pro nádech.



Obr. 5.4: Výsledek hledání dílčích hranic salvy.

5.5 Kontrola referenční hodnoty

Kontrola referenční hodnoty je doplňkovým mezikrokem ve výkonu celkového algoritmu a provádí se z důvodu upřesnění dílčích výsledků. Mohou nastat dva resp. tři případy, kdy je potřeba dílčí výsledky upravit ($\hat{S}_0^{(j)}$ resp. $\hat{S}_1^{(j)}$ je počáteční mez odhadu resp. dílčího výpočtu, a $\hat{S}_1^{(j)}$ resp. $\hat{S}_1^{(j)}$ odpovídá koncovým hranicím salvy).

1. $||\hat{S}^{(j)}| - |\hat{S}^{(j)}|| > 1$ ⁵
2. $\hat{S}_0^{(j)} < \hat{S}_0^{(j)}$
3. $\hat{S}_1^{(j)} > \hat{S}_1^{(j)}$

V okamžiku, kdy je rozdíl odhadu od výpočtu větší než jedna, je nutné provést úpravu parametrů e_1 a e_2 . Ty jsou voleny na základě experimentů a poměrně „natěsno“. Proto nelze zcela vyloučit, že pro některé záznamy budou nevyhovující. Úprava spočívá ve vytvoření větší „vůle“ v podmínkách 5.9 a 5.10 resp. 5.11 a 5.12 a opakování výpočtu dílčích hranic salvy.

Pokud je výsledek výpočtu menší než odhad, tak se k proměnné e_2 přičítá krok velikosti 0,05. V případě, že je výpočet větší než odhad, dochází k odečítání od e_2 stejně velkého kroku, dojde-li k rovnosti e_1 a e_2 , sníží se hodnota e_1 o krok 0,1 a pokračuje se v odečítání e_2 s krokem 0,05. Zpřesňování hodnot se provádí do okamžiku splnění prvního pravidla nebo překročení intervalu $\langle 0,1 \rangle$.

Při splnění podmínky pro počáteční resp. koncovou hranici z bodu (2) resp. (3) a platnosti $|\hat{S}^{(j)}| = |\hat{S}^{(j)}|$, dochází k záměně těchto hodnot, tj. hranice odhadu nahrazuje odpovídající hranici dílčího výpočtu. Dojde k většímu roztažení mezí a urychlení procesu jejich konečného hledání.

5.6 Hrubé upřesnění hranic salvy

Záznamy vyšetřovaných osob mohou vlivem onemocnění obsahovat tzv. *dropouty*, které se v signálu projeví chvilkovým zakolísáním nebo výpadkem hlasu. Vzhledem k tomu, že k upřesnění dochází pohybem dílčí hranice směrem *salva-pauza*, mohlo by v takových případech dojít k chybnému označení konce salvy. Tomuto jevu lze zamezit hrubým upřesněním salv, tj. pohybem v rámci salvy s větším krokem (to má mimo jiné vliv na urychlení algoritmu).

⁵ Metoda připouští chybu +/- jedné salvy, protože v SW není její odstranění/přidání časově náročné.

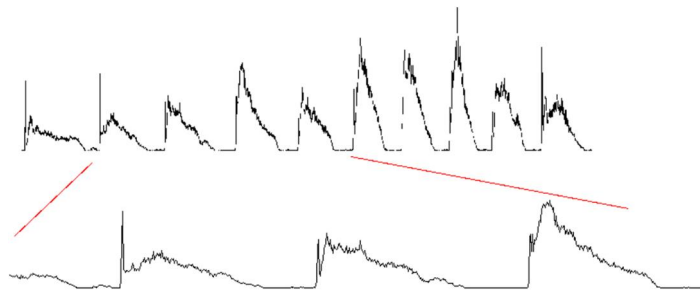
Hrubé zpřesňování hranice probíhá na základě porovnání energií počítaných v rámci okna zvolené velikosti. Ve zpracování řečového signálu se obvykle pracuje s okny délky $20 \div 120$ ms [8]. V rámci aplikace se pak volí okno velikosti 20 ms, tj. 882 vzorků při vzorkovací frekvenci záznamu 44100 Hz. Výpočet energie okna vyjadřuje vztah 5.13, kde W odpovídá délce použitého okna (\pm určuje, zdali se dílčí hranice posouvá směrem doprava – pohyb koncové meze salvy, či doleva – pohyb počáteční meze salvy) a i je prvkem, který odpovídá dílčí hranici $\hat{S}^{(j)}$ nebo její již zpřesněné hodnotě, jejíž pozice ještě není konečná.

$$\Delta e[i] = \frac{1}{2} \sum_{k=i}^{\pm W} s(k)^2 + s(k+1)^2 \quad (5.13)$$

Základní předpoklad spočívá v postupném zmenšování energie od dílčí hranice směrem k pauze pro nádech. Velikost kroku, o který se okno posouvá, se rovná délce samotného okna – proto hrubé upřesnění hranic salvy. Konečné určení hranice salvy $\hat{S}^{(j)}$ odpovídá prvku i , tj. aktualizovaná pozice dílčí hranice $\hat{S}^{(j)}$. Zastavovací podmínku vyjadřuje vztah 5.14, kde $e_t = 0,2$ a $e_t = 0,5$ pro koncovou a počáteční hranici salvy (ke konci salvy se předpokládá menší energie salvy, nežli v jejím začátku).

$$\frac{\Delta e[i \pm w]}{\Delta e[i]} < e_t \quad (5.14)$$

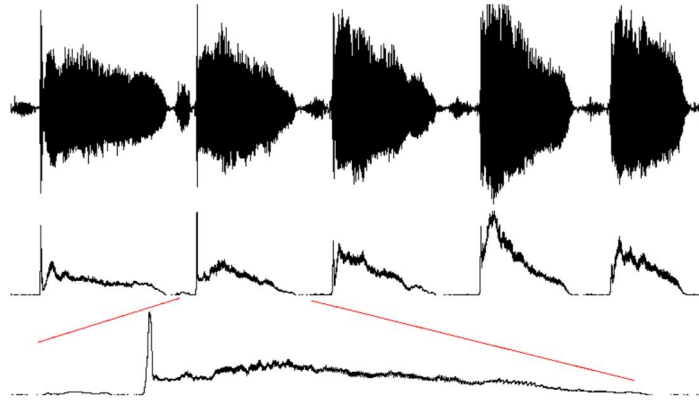
Obrázek 5.5 ukazuje příklad vizualizovaných energetických oken s hrubým krokem v celé délce záznamu z obr. 5.6 a zvětšení úseku pro větší detail. V porovnání s energiemi v následující podkapitole, kde je posun okna o jeden vzorek, obsahuje podstatně menší množství informace (velká míra „filtrace“).



Obr. 5.5: Výpočet energií záznamu $s(k)$ s délkou okna a velikostí kroku $W = 20$ ms.

5.7 Finální upřesnění hranic salvy

Určení konečných mezí salvy $S^{(j)}$ probíhá stejným způsobem jako v případě hrubého zpřesnění, tj. výpočet dílčích energií probíhá v rámci okna 20 ms. Rozdíl spočívá ve změně kroku posunu, který je nyní roven jednomu vzorku – dosažení co možná největší přesnosti, ztráta informace není přijatelná. Obrázek 5.6 ukazuje výsek vybraného záznamu a jemu odpovídající energie, tj. $\Delta e[i] \sim i$ (energie jednoho okna odpovídá jednomu vzorku signálu) a zvětšený detail průběhu.



Obr. 5.6: Výsek záznamu $s(k)$, jemu odpovídající energetická okénka a detail.

Přítomnost chrapotu, vliv onemocnění a vznikající únava se podílí na tom, že je každá salva jinak charakteristická. Proto se zde realizuje sofistikovanější zastavovací podmínka, resp. její práh, který vychází z vlastností každé salvy individuálně. Experimentální cestou jsem dospěl k následujícím vztahům: 5.15 pro počáteční hranici „jemného“⁶ pravidla, 5.16 pro počáteční resp. koncovou mez „hrubého“ resp. „jemného“ kritéria a 5.17 pro koncovou hranici „hrubého“ pravidla, kde Δe_{max} je maximální dílčí energie v rámci výpočtu energetických oken dané salvy. Výslednou zastavovací podmínku určuje vztah 5.18, kde i opět zastupuje vybranou hranici $\check{S}^{(j)}$ nebo její již pozměněnou pozici, ale nikoliv konečnou.

$$T_L = \frac{1}{e^{\Delta e_{max}} \ln(\Delta e_{max})} \quad (5.15)$$

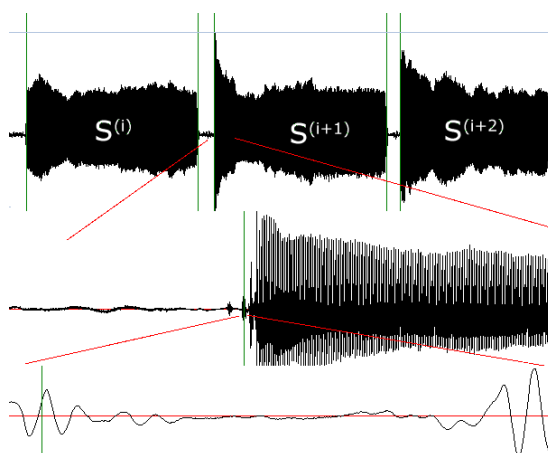
$$T_R = T_L = \frac{e^{\frac{1}{\Delta e_{max}}} / \ln(\Delta e_{max})}{\log(\Delta e_{max})} \quad (5.16)$$

$$T_R = \frac{e^{\frac{1}{\sqrt[3]{\Delta e_{max}}}} / \ln(\Delta e_{max})}{\log(\Delta e_{max})} \quad (5.17)$$

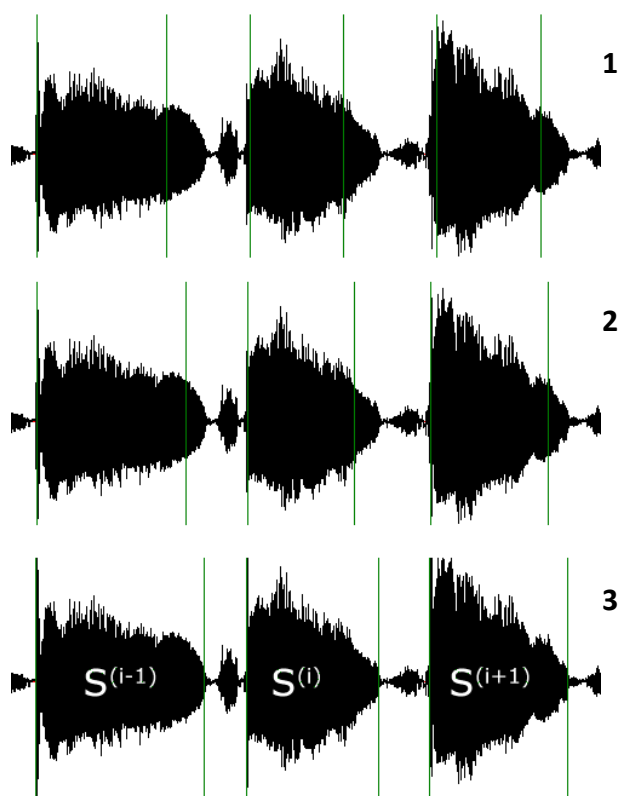
$$\frac{\Delta e[i]}{\Delta e_{max}} < T_R, T_L \quad (5.18)$$

Obrázky v závěru kapitoly ukazují výsledky a mezivýsledky metody – obr. 5.8 postupné změny ve zpřesňování hranic salv, obr 5.7 konečné detekování počáteční meze a její přesnost.

⁶ Metoda energetických oken poskytuje dva možné výsledky, tj. dvě kritéria („jemné“ a „hrubé“), a jejich zavedení je opodstatněno v kap. *Testování a analýza*.



Obr. 5.7: Výsledek určení konečné hranice salvy (postupně zvětšená část záznamu).



Obr. 5.8: Jednotlivé fáze posunu (hledání) konečných hranic. (1) – nalezení dílčích hranic; (2) – hrubé upřesnění; (3) – konečné upřesnění.

6 Určení základní periody

Základní periodou $T_0^{(j)}$ [s] resp. frekvencí $F_0^{(j)}$ [Hz] je v rámci práce myšlena základní hlasivková perioda resp. frekvence v salvě. Pro některé systémy, které se v současné době na ORL klinice využívají, je nezbytné označení jednoho kmitu hlasivek (viz kap. 9). Tato úloha se momentálně vykonává ručně, a proto vznikl požadavek na její automatizaci (viz kap. 7). Určení základní frekvence potažmo periody se stává základní podmínkou ke splnění tohoto požadavku. Vzájemný vztah obou uvedených veličin vyjadřují vzorce 6.1 a 6.2, alternativně pro číslicový signál 6.3 a 6.4, kde f_{vz} je vzorkovací frekvence záznamu $s(k)$.

$$F_0^{(j)} = \frac{1}{T_0^{(j)}} \quad (6.1)$$

$$T_0^{(j)} = \frac{1}{F_0^{(j)}} \quad (6.2)$$

$$F_0^{(j)} = \frac{f_{vz}}{T_0^{(j)}} \quad (6.3)$$

$$T_0^{(j)} = \frac{f_{vz}}{F_0^{(j)}} \quad (6.4)$$

K určení základní frekvence se nabízí řada možností. Zobecnění a kategorizaci lze rozdělit do následujících skupin:

1. detekce základní frekvence v časové oblasti
2. detekce základní frekvence ve frekvenční oblasti
3. detekce základní frekvence ve spektrální oblasti.

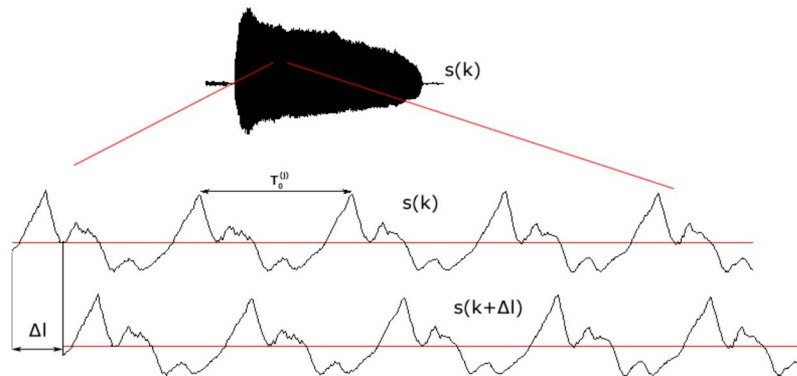
Při volbě přístupu jsem vzal v potaz jak časové nároky výpočtu, tak charakter signálu, se kterým se pracuje. Základní frekvence se zjišťuje v rámci vybrané salvy, což odpovídá fonaci vokálu a . V ideálním případě, tj. bez existence šumu, se jedná o čistý harmonický průběh – základní nosná vlna. Tento fakt se nemění ani v případě přidaného chrapotu v signálu, který sice situaci ztěžuje, ale základní předpoklad opakujícího se signálu zůstává zachován. S ohledem na tyto skutečnosti jsem se rozhodl zůstat v časové oblasti.

Určení frekvence (periody) v časové oblasti lze řešit několika způsoby. Naivní přístup, který spočívá v počítání „průchodů nulou“ je s ohledem na přítomnost chrapotu a průběh jednoho kmitu hlasivek nepoužitelný. Proto se má pozornost zaměřila na metodu zvanou *Autokorelační funkce* a jí podobné algoritmy, které představuje následující výčet. V rámci programové realizace jsem se zaměřil pouze na první dva uvedené [9].

1. ACF (*Autocorrelation Function*)
2. AMDF (*Average Magnitude Difference Function*)
3. CCF (*Cross-Correlation Function*)
4. NCCF (*Normalized cross-correlation function*)

6.1 Autokorelační funkce

Autokorelační funkce je jedním z často využívaných nástrojů k detekci základní frekvence resp. periody. Zakládá se na poměrně jednoduché myšlence, a proto poskytuje dobré výsledky u jednodušších případů – fonace vs. promluva. Metoda porovnává zpracováváný signál s jeho kopií, která se postupně posouvá o jeden krok Δl . Výsledkem procesu je série porovnání, ze které se určí maximální shoda při vybraném kroku od referenční hodnoty, což odpovídá dominantní, tj. základní, periodě. Obecný vztah autokorelační funkce vyjadřuje vzorec 6.5 alternativně vztah 6.6 [10]. Ukázkou vzájemného posunu signálu o krok Δl ilustruje obrázek obr. 6.1.



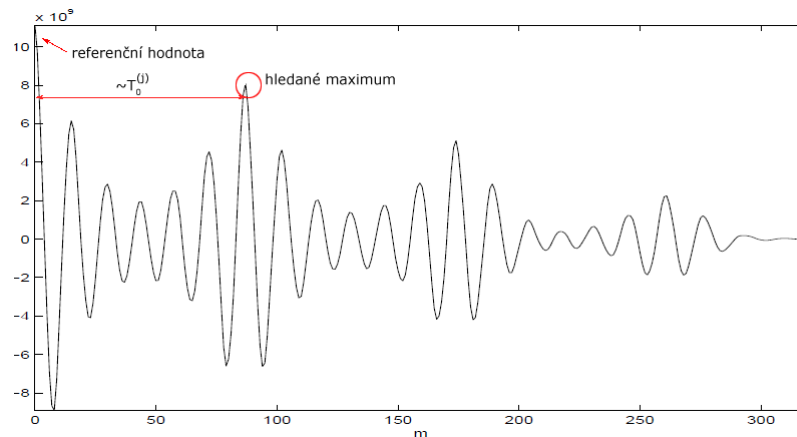
Obr. 6.1: Ilustrace vzájemného posunu signálu $s(k)$ o krok Δl .

$$R^{(j)}(\Delta l) = \sum_{k=0}^{N-1-\Delta l} s(k)s(k + \Delta l) \quad (6.5)$$

$$R^{(j)}(\Delta l) = \sum_{k=\Delta l}^{N-1} s(k)s(k - \Delta l) \quad (6.6)$$

Vzájemné porovnání signálu je chápáno jako operace násobení, a proto představuje referenční hodnota, která odpovídá srovnání při kroku $\Delta l = 0$, maximální hodnotu ze série všech $R^{(j)}(\Delta l)$ – je to druhá mocnina signálu. V dalších krocích se při změně $\Delta l = \Delta l + 1$ tyto výpočty snižují. V momentě, kdy se krok posunu přiblíží k základní

periodě signálu, se $R^{(j)}(\Delta l)$ začne opět zvyšovat a přibližuje se hodnotě referenční $R^{(j)}(0)$. Omezující počet porovnání určuje minimální a maximální hledaná frekvence a jí odpovídající perioda. V rámci realizace se jedná o interval mezi $40 \div 2000$ Hz, tj. $22,5 \div 1080$ s při vzorkovací frekvenci záznamu $f_{vz} = 44100$ Hz. Nalezením maximálního $R^{(j)}(\Delta l)$ v rámci všech porovnání a jemu příslušný krok, resp. rozdíl pozic mezi dvěma nalezenými maximy, tvoří hledanou základní periodu $T_0^{(j)}$, jak je naznačeno na obrázku obr. 6.2. Základní hlasivková frekvence $F_0^{(j)}$ se získá dosazením $T_0^{(j)}$ do vzorce 6.3.



Obr. 6.2: Vizualizace série porovnání $R^{(j)}(\Delta l)$ a určení základní periody. Na ose x leží jednotlivé kroky Δl a na ose y hodnoty $R^{(j)}(\Delta l)$.

6.2 AMDF

Metoda pro hledání základní hlasivkové frekvence resp. periody, která vychází z prosté autokorelační funkce (viz předchozí podkapitola). Princip metody je naprosto shodný, odlišnost spočívá v definici porovnání. To počítá s absolutní hodnotou součinu, což ve výsledku zjednoduší hledání maxima, tj. periody signálu. Vzorec AMDF uvádí vztah 6.7 alt. 6.8. Dle očekávání bylo dosaženo stejných výsledků jako v případě ACF, a proto se autokorelace ponechala jako základní metoda pro určení $F_0^{(j)}$ (AMDF byla zařazeno pouze pro zajímavost a pochopení problematiky).

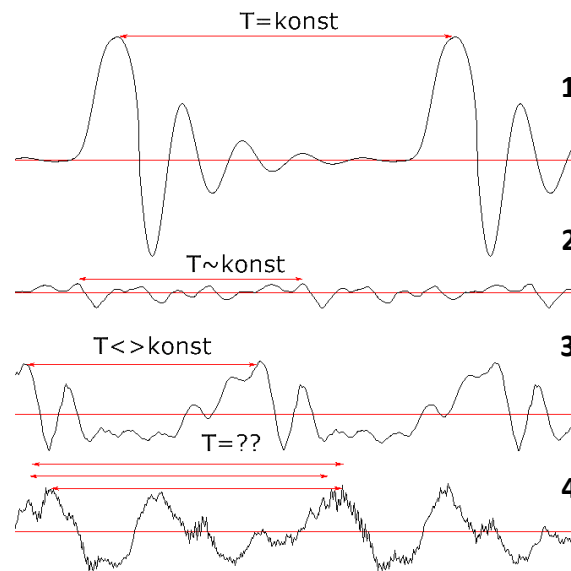
$$R^{(j)}(\Delta l) = \sum_{k=0}^{N-1-\Delta l} |s(k)s(k + \Delta l)| \quad (6.7)$$

$$R^{(j)}(\Delta l) = \sum_{k=\Delta l}^{N-1} |s(k)s(k - \Delta l)| \quad (6.8)$$

7 Detekce kmitu hlasivek v salvě

ORL klinika FN Plzeň disponuje některými systémy, které hodnotí kvalitu hlasu (kap. 9, *Hodnocení kvality hlasu*). Toto vyšetření spočívá v ručním označení periody jednoho kmitu hlasivek a jeho následné analýzy. Salvý v záznamu zátěžového testu obsahují kmity, které se vlivem onemocnění mohou od sebe lišit svojí délkou nebo jsou natolik deformované, že je obtížné je jednoznačně stanovit. Zde vzniká problém ve správném určení periody a vypovídající hodnotě vyšetření. Proto by bylo vhodné získat všechny kmity v rámci salvy a počítat jejich průměrnou hodnotu. Nicméně s ručním přístupem je tato úloha jen těžko představitelná (u nemocných jedinců se počet kmitů v jedné salvě pohybuje okolo tisícovky). Z toho důvodu se zavádí automatická detekce kmitů.

V rámci „čistých“ harmonických signálů nebo u zdravých jedinců se jedná o poměrně triviální záležitost. V případě lidí, kteří trpí onemocněním hlasivek, úlohu znesnadňuje přítomnost chrapotu, nepravidelné délky kmitů nebo až výpadky hlasu. Obrázek 7.1 přibližuje rozdíly v detekci kmitu mezi uvažovanými signály.



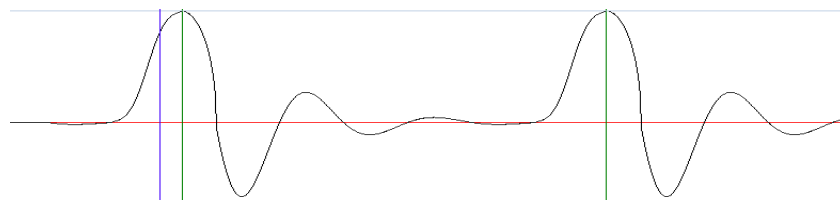
Obr. 7.1: Různé průběhy signálu a označení kmitu. (1) – generovaný signál, konstantní perioda v celé délce; (2) – zdravý hlas, perioda se blíží konstantě; (3) – paréza (lehký případ), odchylky od základní periody jsou větší, pro automatickou detekci nepředstavuje problém; (4) – paréza (těžší případ), odchylky jsou výrazné (způsobené výpadky hlasu, přítomností chrapotu, atd.), obtížné označení kmitu i ručně.

7.1 Automatická detekce kmitu v salvě

Při automatické detekci kmitu se řeší zásadní problém u záznamů, které jsou značně zatíženy šumem (chrapotem). V takových případech je obtížné periodu kmitu určit i ručně, a proto je při návrhu nezbytné volit určitý kompromis. Základ spočívá ve využití průběhu jednotlivých fází kmitu (viz kap. 2.1). Lze totiž pozorovat, že jejich společnou vlastností je maximální amplituda během otevření hlasivek (to je způsobeno vlivem nahromaděného tlaku vzduchu pod hlasivkami). Automatická detekce probíhá ve třech krocích.

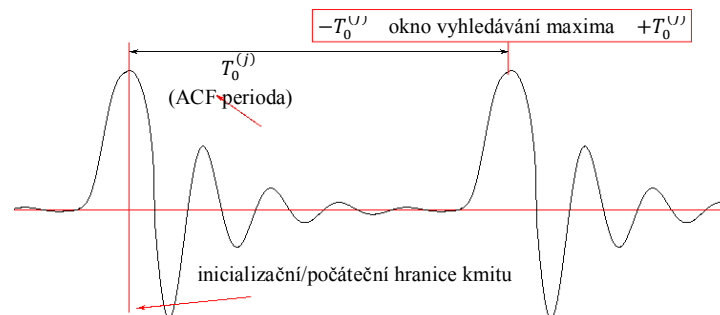
1. Inicializace hodnot
2. Hledání maxima na úrovni periody
3. Ukončení hledání

V prvním kroku se provádí hledání maxima v okolí základní periody $T_0^{(j)}$ ⁷ od počáteční meze salvy $S^{(j)}$, jehož pozice se označí jako začátek prvního kmitu. Dále se provede inicializace koncové hodnoty, která odpovídá koncové hranici vybrané salvy „posunutou“ o délku základní periody směrem dovnitř $S^{(j)}$. Posunutí je z důvodů, aby nedošlo k překročení samotné hranice salvy, kde už nelze očekávat „korektní“ kmit – mohlo by dojít ke zkreslení výsledků⁸. Inicializaci počátku prvního kmitu od začátku salvy naznačuje obr. 7.2



Obr. 7.2: Inicializace začátku kmitu. Modrá barva představuje počáteční hranici salvy.

V dalších krocích se od označeného začátku kmitu hledá ve vzdálenosti $T_0^{(j)}$ nové maximum v okolí $\pm T_0^{(j)}$. Jeho pozice se označí jako konec prvního kmitu a začátek dalšího, obecně kmit $K^{(j)}[i]$. Bod (2) se opakuje do okamžiku nalezení inicializovaného konce. Princip ukazuje obr 7.3.



Obr. 7.3: Princip automatické detekce kmitů v salvě.

⁷ $T_0^{(j)}$ je známa výpočtem ACF.

⁸ V některých případech to znamená, že dojde ke ztrátě jednoho dobrého kmitu, což je ovšem přijatelnější chyba než do výpočtu zahrnout jeden a více kmitů špatně označených.

7.2 Poloautomatická detekce kmitu v salvě

Poloautomatická metoda se zavádí z důvodů složitějších případů, kde by mohla nastat chyba ve výpočtu základní periody salvy $T_0^{(j)}$ autokorelační funkcí. V takovém případě se automatickému detektoru salvy „pomůže“ v podobě určení prvního kmitu, jehož délka se prohlásí za $T_0^{(j)}$. Od koncové hranice tohoto kmitu se již další hledání provádí automaticky s délkou periody prvního kmitu, tj. ručně určenou.

Hodnota základní periody $T_0^{(j)}$ se po ukončení hledání zpětně určí jako aritmetický průměr délek jednotlivých kmitů, viz vztah 7.1, kde N odpovídá absolutnímu počtu nalezených kmitů v salvě. Fundamentální frekvence $F_0^{(j)}$ se dopočítá podle známých závislostí 6.1 resp. 6.3. Dále lze definovat odhad počtu kmitů v rámci salvy, který vyjadřuje vztah 7.2, kde $L^{(j)}$ je délka vyšetřované salvy.

$$T_0^{(j)} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N^{(j)}} K^{(j)}[i] \quad (7.1)$$

$$\hat{N}^{(j)} = \frac{L^{(j)}}{T_0^{(j)}} \quad (7.2)$$

8 Celkové parametry salvy

Celkovými parametry salvy, se rozumí veškeré definované výstupní hodnoty aplikace, které slouží k objektivnímu posouzení provedeného vyšetření, tj. vliv zátěže na únavu hlasu. Patří mezi ně takové hodnoty, které vhodně popisují salvu samotnou – samotná délka salvy nemusí nic vypovídat v případě jejího násilného natažení, a proto se zavádí parametr úbytku intenzity a její celková energie. Pro zkoumání kvality hlasu se využívají funkce k výpočtu odchylky v délkách a výškách jednotlivých kmitů $K^{(j)}$, eventuálně se hodnotí kvalita funkce hlasivek (fáze uzavření a otevření).

Všechny parametry, se kterými práce počítá (včetně parametrů z bakalářské práce), lze všeobecně rozdělit do následujících skupin.

1. Původní parametry podle BP, viz [1]
2. Modifikované parametry podle BP
3. Nové parametry

8.1 Zachované parametry podle BP

S ohledem na četné změny v přístupu hledání hranic salvy a celkovými úpravami, ve smyslu srovnání s BP, se zachovaly pouze tři původní parametry popisující charakter salvy. Jsou jimi *doba trvání salvy* $S^{(j)}$ a *doba nádechu* $N^{(j)}$ v sekundách a *celková energie* salvy $P^{(j)}$ ⁹ (viz [1], str. 29).

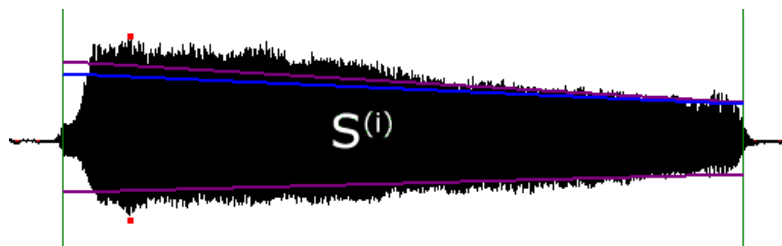
8.2 Modifikované parametry podle BP

S odkazem na provedené změny došlo k úpravě pouze jediného kritéria a tím je popis *úbytku intenzity salvy regresní přímkou*. V předchozím přístupu se regresní přímka počítá v rámci absolutní hodnoty signálu $|s(k)|$. V současném návrhu řešení se paramter(y) počítají pro kladné a záporné hodnoty původního signálu $s(k)$ ¹⁰. Změnu výstupu ukazuje obrázek 8.1 a vzorec 8.1, kde a a b , jsou parametry regresní přímky, $S_0^{(j)}$ resp. $S_1^{(j)}$ je začátek resp. konec hranice salvy $S^{(j)}$ a $L^{(j)}$ představuje délku salvy ve vzorcích, kdy se výstupní parametry regrese počítají pro tzv. *jednotku fonace*.

⁹ Parametr energie má zde jiné označení než v [1], tj. $P^{(j)} = E_{salvy}$.

¹⁰ Signál $s(k)$ je periodický se střední hodnotou $E\{s(k)\} \rightarrow 0$. Po jeho normalizaci, tj. posun o stejnosměrnou složku, platí: normalizovaný signál $s'(k)$ je periodický se střední hodnotou $E\{s(k)\} = 0$. Signál $s'(k)$ nabývá kladných a záporných hodnot kolem této střední hodnoty. Pro získání maximální informace o průběhu signálu (jeho tvaru) v salvě jsem se rozhodl posuzovat vývoj kladných a záporných hodnot zvlášť resp. zvlášť pro kladné a záporné extrémy amplitud. Důvodem je to, že jeden kmit hlasivek (uzavření/otevření) reprezentovaný jednou periodou signálu $s(k)$ resp. $s'(k)$ má jiný charakter pro kladné hodnoty a jiný pro hodnoty záporné, viz např. obr. 9.1.

$$\Delta r s^{(j)} = \frac{(a \cdot s_0^{(j)} + b) - (a \cdot s_1^{(j)} + b)}{L^{(j)}} \quad (8.1)$$



Obr. 8.1: Úbytek regresní přímkou. Původní (modrá) a nyníjší přístup (fialová).

8.3 Nové parametry salvy

Doplněné parametry by měly ve srovnání s předchozí prací poskytnout ještě lepší popis jednotlivých salv, resp. popis vlivu únavy v průběhu dlouhodobé fonace. Všechny přidané parametry představuje následující výčet. Otázka základní frekvence a periody je již vyřešena z kap. 6 a 7. Parametru SCORE je věnována samostatná kapitola, viz kap. 9.

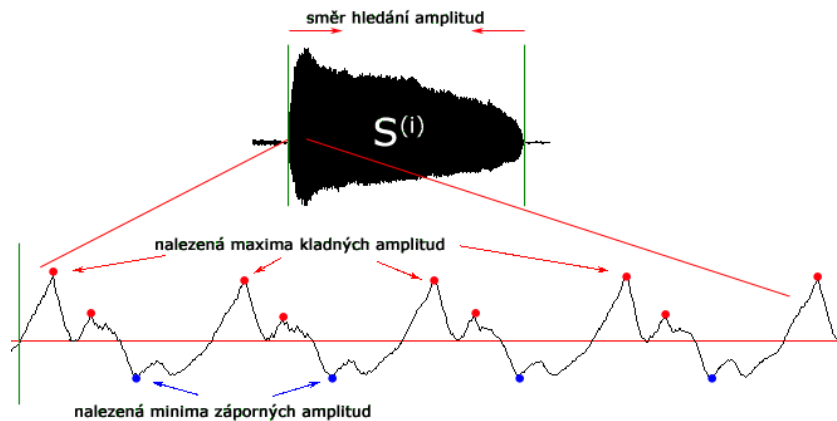
1. Úbytek intenzity salvy N amplitudových špiček.
2. Úbytek intenzity salvy energie N amplitudových špiček.
3. Základní frekvence salvy.
4. Základní perioda salvy.
5. Hodnocení kvality hlasu – SCORE.
6. SCORE – průměr, medián, stř. hodnota, min. a max.
7. Vychýlený odhad rozptylu SCORE
8. Procentní Jitter.
9. Absolutní Jitter.
10. Procentní Shimmer.
11. Decibelový Shimmer.

8.3.1 Úbytek intenzity salvy N amplitudových špiček.

Doplňující kritérium k úbytku energie získané regresní přímkou. V ideálním případě, kdy jsou hranice salvy $S^{(j)}$ určeny naprosto přesně, se na jejím začátku nebo konci může objevit špička signálu, tj. dojde k přeskočení hlasu (než nastane jeho „ustálení“). Tento parametr vystihuje rozdíl v nástupu a ukončení dílčí fonace. V porovnání s parametrem regresní přímkou (kap. 8.2) lze říci, zdali hodnota parametru úbytku popisuje špičku na začátku signálu při přeskočení hlasu nebo zdali má salva charakter plynule se snižující salvy.

Celkový vztah parametru úbytku intenzity vyjadřuje vzorec 8.2, kde $\bar{a}_0^{(j)}$ je aritmetický průměr pro extrémní kladné nebo záporné amplitudy od počáteční hranice salvy a $\bar{a}_1^{(j)}$ je aritmetický průměr od jejího konce, tj. výstupem bloku jsou dva parametry, zvláště pro kladné a záporné hodnoty signálu $s(k)$. Hodnota $L^{(j)}$ určuje délku salvy a N představuje počet uvažovaných amplitud na začátku nebo konci salvy. Obrázek 8.2 nastiňuje princip metody.

$$\Delta a_s^{(j)} = \frac{|\bar{a}_0^{(j)} - \bar{a}_1^{(j)}|}{L^{(j)}} \quad (8.2)$$



Obr. 8.2: Princip určení amplitudových špiček a jejich extrémů (začátek salvy). Pro hodnotu $N = 10$, která vyjadřuje počet kladných resp. záporných amplitud, se od začátku resp. konce salvy směrem k jejímu středu počítá aritmetický průměr globálních extrémů, tj. maximum resp. minimum, těchto amplitud (amplitudových špiček).

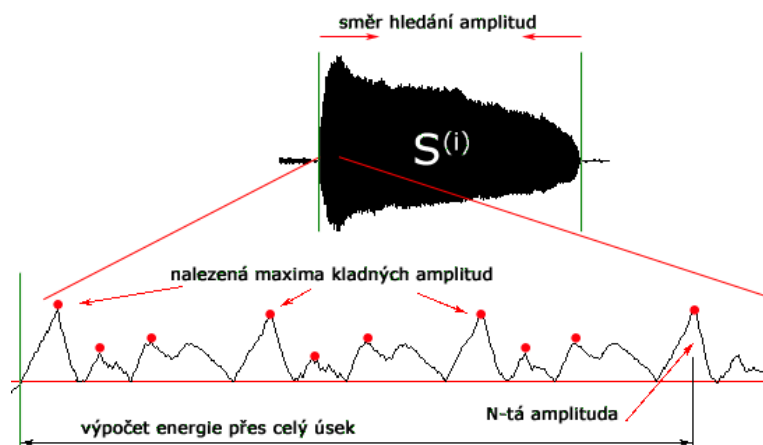
8.3.2 Úbytek intenzity salvy energie N amplitudových špiček.

Alternativa k předešlému parametru, která má prakticky stejný význam, tj. doplňuje parametr úbytku regresní přímky (kap. 8.2). Počítá s energií vybraného úseku a lépe se tak vypořádává s případnými špičkami na začátku nebo konci salvy.

Vztah 8.3 a určuje míru úbytku, kde $L^{(j)}$ odpovídá délce salvy, $\Delta e_0^{(j)}$ a $\Delta e_1^{(j)}$ energii úseku od počáteční a koncové hranice, kterou popisuje vztah 8.4. Zde platí, že $p(a[N])$ je pozice N -té amplitudové špičky, kde $N = 5$.

$$\Delta e_s^{(j)} = \frac{|\Delta e_0^{(j)} - \Delta e_1^{(j)}|}{L^{(j)}} \quad (8.3)$$

$$\Delta e_i^{(j)} = \frac{1}{2} \sum_{k=p(a[N])}^{\pm s_i^{(j)}} s(k)^2 + s(k+1)^2 \quad (8.4)$$



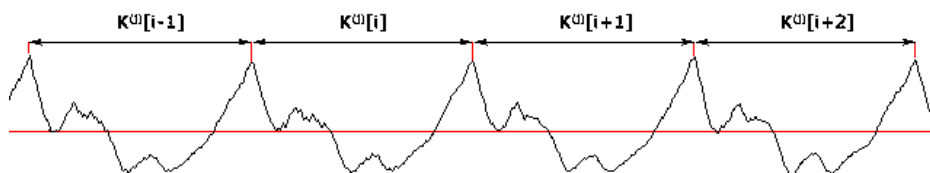
Obr. 8.3: Princip nalezení úseku signálu od začátku salvy pro výpočet energie $\Delta e_0^{(j)}$. Od pozice N -té amplitudové špičky záznamu v absolutní hodnotě, tj. pozice globálního maxima N -té amplitudy signálu $|s(k)|$, se do začátku resp. konce salvy $S^{(j)}$ počítá energie těchto úseků a jejich porovnání (vztah 8.3) vyjadřuje míru úbytku.

8.3.3 Procentní Jitter

V kapitole 7 byla nastíněna problematika v jednoznačném určení periody jednoho kmitu v salvě $S^{(j)}$, které se od sebe mohou \pm lišit. Tuto rozdílnost popisuje parametr zvaný jako *procentní Jitter*, který vyjadřuje míru frekvenčního kolísání.

V případě zdravého hlasu lze předpokládat, že perioda salvy $S^{(j)}$ bude stálá nebo s minimálními změnami. Naopak u nemocného jedince lze hodnotu výchylek očekávat vysokou, zvláště s přibývajícím zátěží. Obr. 8.4 naznačuje rozdíly mezi periodami vybraných kmitů salvy a vztah 8.5 vyjadřuje výpočet pro *procentní Jitter*, kde N odpovídá počtu nalezených kmitů $K^{(j)}$ v rámci vybrané salvy.

$$ji^{(j)} = \frac{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} |K^{(j)}[i-1] - K^{(j)}[i]|}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N K^{(j)}[i]} \quad (8.5)$$



Obr. 8.4: Ukázka odchylky v jednotlivých periodách salvy. Pro jednotlivé kmity platí předpoklad nerovnosti, tj. $K^{(j)}[i-1] \neq K^{(j)}[i] \neq K^{(j)}[i+1] \neq K^{(j)}[i+2]$.

8.3.4 Absolutní Jitter

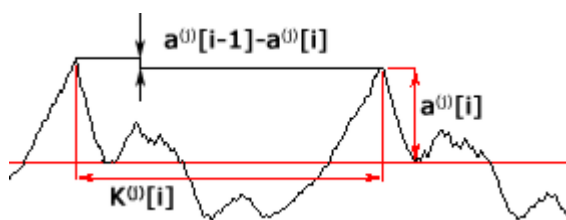
Absolutní Jitter je alternativní výpočet k parametru *procentní Jitter*. Odlišnost spočívá v tom, že nepřipouští záporný rozdíl mezi kmity. Vzorec 8.6 vyjadřuje matematický zápis pro výpočet parametru *absolutní Jitter*, kde N je počtem nalezených period $K^{(j)}$ v rámci vybrané salvy.

$$ja^{(j)} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} |K^{(j)}[i-1] - K^{(j)}[i]| \quad (8.6)$$

8.3.5 Procentní Shimmer

S problematikou automatické detekce kmitů v salvě souvisí také výška amplitudy (kmit resp. jeho hranice jsou maxima v rámci periody, viz kap. 7.1). *Procentní Shimmer* vyjadřuje tento rozdíl jako rozptyl hodnot, který definuje vztah 8.7, kde $a^{(j)}[i]$ a $a^{(j)}[i-1]$ je globální maximum v rámci kladné resp. záporné amplitudy kmitu i a $i-1$, a N vyjadřuje počet nalezených kmitů salvy, tj. $N = |K^{(j)}|$. Jinými slovy hovoříme o amplitudovém kolísání v $S^{(j)}$. U zdravých jedinců lze předpokládat, že intenzita salvy v záznamu fonace bude přibližně konstantní a lze stanovit předpoklad $s_i \rightarrow 0$. U nemocných osob se dá naopak očekávat, že se výšky amplitud budou výrazně lišit, tím spíše s přibývajícím zátěží v čase, a platí $s_i > 0$. Výstupem tohoto bloku jsou dva parametry, zvláště pro kladné a záporné amplitudy (s ohledem na rozdílnost průběhu jednoho kmitu $K^{(j)}[i]$).

$$\text{shi}^{(j)} = \frac{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} |a^{(j)}[i-1] - a^{(j)}[i]|}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a^{(j)}[i]} \quad (8.7)$$



Obr. 8.5: Rozdíl výšky dvou kladných amplitud (pro dva kmity salvy).

8.3.6 Decibelový Shimmer

Decibelový Shimmer je pouze jiné vyjádření předchozího parametru, které se uvádí v jednotkách [dB]. Z hlediska definice jsou tyto hodnoty podstatně nižší, a proto mohou poskytnout alternativu snadnějšího porovnání výsledků jednotlivých salv $S^{(j)}$. Vztah 8.8 představuje číselné vyjádření pro *dB Shimmer*. I zde platí výstup dvou hodnot, tj. zvláště pro kladné a záporné hodnoty záznamu $s(k)$ resp. pro kladné a záporné amplitudy. Důvodem rozdělení je opět obsáhlejší popis salvy.

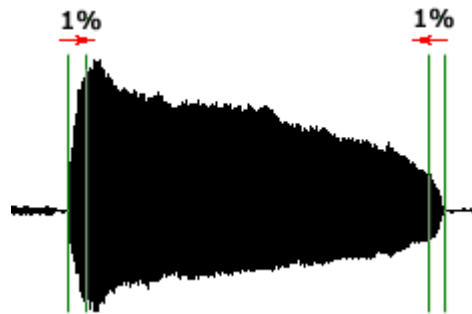
$$\text{sdb}^{(j)} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} 20 \log \left(\frac{a^{(j)}[i]}{a^{(j)}[i-1]} \right) \quad (8.8)$$

8.3.7 Parametry zkrácené salvy

V případě naprosto přesně určené hranice salvy se na jejím začátku nebo konci může nacházet drobné zakolísání signálu, tj. v signálu se objevuje neurčitost. To je způsobeno odffukem při zahájení fonace, kdy dojde k prvnímu proražení – rázovému průchodu vzduchu hlasivkami, nebo vlivem přechodu do stavu nádechu po ukončení dílčí fonace.

Proto se v souvislosti s automatickou detekcí kmitů přistoupilo v rámci uvažovaných parametrů ke zkrácení salvy o 2% celkového počtu kmitů v salvě. To znamená, že se k počáteční resp. koncové hranici salvy $S^{(j)}$ připočte, resp. odečte, jedno procento z celkového počtu detekovaných kmitů, tj. dojde k posunu obou hranic směrem ke středu salvy¹¹. Vztah 8.9, vyjadřuje velikost posunu pro počáteční i koncovou mez salvy, kde N je celkový počet detekovaných kmitů. Ilustrace zkrácení salvy se nachází na obr. 9.1.

$$\Delta l^{(j)} = 0,01 \cdot N \quad (8.9)$$



Obr. 8.6: Ilustrace zkrácení salvy o 2% celkového počtu kmitů.

¹¹ Alternativně se zkrácení salvy může provést odečtením hodnoty příslušného parametru pro 2% kmitů salvy, tj. 1% na jejím začátku a konci, od jeho výpočtu pro celou salvu, protože celkový počet a pozice kmitů je v salvě známá. Nicméně první přístup umožňuje „zpětnou kontrolu“ automatické detekce kmitů – v případě, že by se na začátku skutečně nacházela výraznější odchylka, lze předpokládat deformaci signálu a výraznou nejednoznačnost v určení jednoho kmitu, posunem se tato deformovaná část přeskočí.

Zkrácení salvy se zavádí právě z důvodů získání korektních výsledků při detekci kmitů salvy. Toto zkrácení ovlivní některé výstupní parametry. Proto jsou původní vzorce (6.5, 7.2, 8.2, 8.4, 8.5, 8.6, 8.7 a 8.8) pro jejich výpočet upraveny v hodnotách dosažené hranice a počtu kmitů salvy. Výčet parametrů s upravenými výpočty pro zkrácené salvy:

1. základní frekvence salvy
2. základní perioda salvy
3. SCORE – průměr, medián, stř. hodnota, min. a max
4. procentní Jitter
5. absolutní Jitter
6. procentní Shimmer
7. decibelový Shimmer.

9 Hodnocení kvality hlasu

Kvalitou hlasu ve smyslu foniatrie se rozumí mj. přesnost a rychlost závěru glottis a je na ni v této oblasti kladen velký důraz. Pokud se do úvahy o kvalitě hlasu zahrne obecnější (širší) pohled, pak lze hodnocení rozdělit do následujících kategorií:

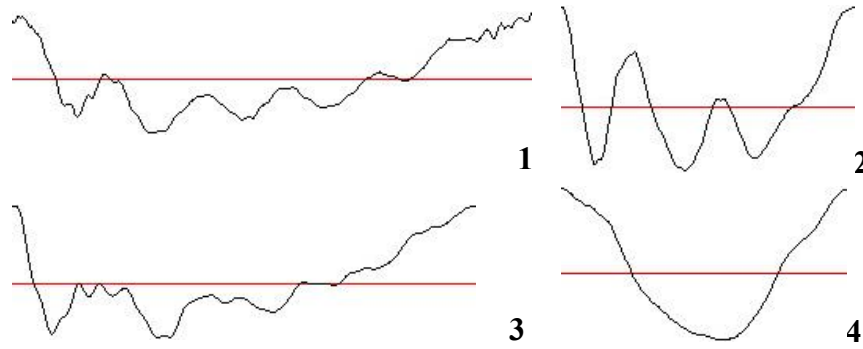
1. hodnocení kvality hlasu poslechem
2. hodnocení kvality hlasu vizualizací dat (audio/video záznamy)
3. hodnocení kvality hlasu výpočtem pomocí objektivizujících parametrů.

První přístup se zakládá na poslechu fonace vyšetřovaného člověka. Jedná se o naivní metodu pro posouzení kvality hlasu, protože změny v hlase lze pozorovat jen při velkých rozdílech typu zdravý vs. nemocný jedinec a drobné odchylky jsou nepozorovatelné. Může dojít ke zpoždění léčby případného onemocnění a s tím spojeným komplikacím. Dále tato metoda vůbec nic nevyovídá o kvalitě závěru glottis, a proto je i z tohoto hlediska nevhodná.

Druhý přístup je založen na vizualizaci naměřených dat. Ten lze rozdělit na hodnocení audiozáznamů pro posouzení průběhu fonace a na posuzování videozáznamů získaných stroboskopickými vyšetřovacími metodami nebo záznamem z vysokorychlostní kamery. Oba tyto přístupy jsou zatíženy subjektivním hodnocením pozorovatele, který využívá při hodnocení svoji zkušenost a znalosti z anatomie, fyziologie, foniatrie a další. Problémem všech subjektivních způsobů hodnocení je ale nenulová pravděpodobnost výskytu chyby. Proto je snahou všechna taková subjektivní hodnocení podpořit hodnocením, které bude obsahovat určitou míru objektivizujících parametrů, viz třetí kategorie.

Do třetí kategorie lze zařadit metodu hodnocení kvality závěru glottis, tzv. *SCORE*, která byla vyvinuta na ORL klinice FN Plzeň, viz publikace *Hodnocení kvality závěru glottis* [5].

Metoda *SCORE* je založena na analýze jednoho kmitu hlasivek (uzavření/otevření), kdy kvalita závěru glottis výrazně ovlivňuje průběh akustického signálu při fonaci vokálu *a*. Na obrázku obr. 9.1 jsou příklady kmitů salvy zdravých a nemocných jedinců. U zdravého jedince se dle očekávání jedná o hladší průběh kmitu hlasivek, tj. lepší kvalita závěru glottis a v případě nemocných jedinců je kmit „kostrbatější“ nebo má „nekorektní“ průběh jednotlivých fází, tzn. horší kvalita hlasu.



Obr. 9.1: Ukázka kmitů závěru glottis. (1) - muž, SCORE = 1; (2) - žena, SCORE = 1; (3) - muž, SCORE = 3; (4) - žena, SCORE = 5.

9.1 Automatické hodnocení - SCORE

Automatické hodnocení kvality závěru glottis se provádí tzv. SCORE funkcí. Výsledná hodnota SCORE spočívá v analýze Fourierova rozvoje jednoho kmitu $K^{(j)}[i]$ a vhodné zvolené váhové funkce.

9.1.1 Fourierův rozvoj

Fourierův rozvoj slouží k aproximaci neznámé funkce (signálu) a matematickému popisu jejích vlastností. Obecný vzorec aproximace vyjadřuje vztah 9.1, kde k odpovídá pořadí vzorku periodické křivky $X^{(j)}[k]$, $a_x^{(j)}[i]$ a $b_x^{(j)}[i]$ jsou koeficienty Fourierovy řady, definovány dle vztahu 9.2 a 9.3 a L vyjadřuje délku periody. S ohledem na předpokládaný charakter jednoho kmitu, který se vyšetřuje, stačí k jeho popisu dosadit rovnost $N = 15$. Pro vztahy 9.2 a 9.3 se $s(k)$ rozumí jako část záznamu, který odpovídá jednomu kmitu. Rekonstrukci jednoho kmitu pro 15 harmonických funkcí a jeho skutečný průběh ukazuje obrázek obr. 9.2.

$$X[k] = \sum_{i=0}^N a_x[i] \cos\left(i \frac{2\pi}{L} k\right) + b_x[i] \sin\left(i \frac{2\pi}{L} k\right) \quad (9.1)$$

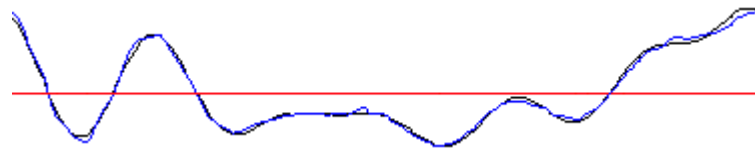
$$a_x[i] = \frac{2}{L} \sum_{k=1}^L \left(s(k) \cos\left(i \frac{2\pi}{L} k\right) \right) \quad (9.2)$$

$$b_x[i] = \frac{2}{L} \sum_{k=1}^L \left(s(k) \sin\left(i \frac{2\pi}{L} k\right) \right) \quad (9.3)$$

Pro každou hodnotu koeficientu $a_x[i]$ a $b_x[i]$ lze počítat tzv. *invarianty*, které popisují tvar křivky nezávisle na její poloze a relativně k jejímu posunutí [5]. Formule 9.4 a 9.5 vyjadřují amplitudové a normované amplitudové spektrum Fourierova rozvoje. Popis normovaného spektra se dále používá pro výpočet konečné hodnotící funkce SCORE.

$$AA_x[i] = \sqrt{(a_x[i])^2 + (b_x[i])^2} \quad (9.4)$$

$$a[i] = \frac{AA_x[i]}{\sqrt{\sum_{j=1}^{15} (AA_x[j])^2}} \quad (9.5)$$



Obr. 9.2: Ukázka originálního (modrá) a rekonstruovaného signálu s 15-i koeficienty Fourierova rozvoje [5].

9.1.2 Váhová funkce – model SCORE

Pro jednotlivé prvky $a[i]$ se definuje takový model funkce, aby hodnota výsledného SCORE odpovídala hodnocení experta ORL (známkování kvality závěru glottis od 1 do 5), kdy $SCORE = 1$ odpovídá hlasovým profesionálům, resp. kvalitnímu závěru glottis, a $SCORE = 5$ odpovídá pacientům, u kterých se hlasivky nedovírají (cílem metody není stanovit proč se hlasivky nedovírají, ale zda je závěr kvalitní nebo nekvalitní). Obecný model SCORE definuje vztah 9.6. Jednotlivé odhady váhových koeficientů α_i jsou určeny na základě lineární regrese a vychází z rozsáhlého souboru hodnocení závěru glottis expertem ORL (512 znalecky ohodnocených záznamů). Dosazení vah, viz 9.7, do vztahu 9.6 dává konečnou podobu modelu SCORE pro hodnocení kvality hlasu.

V aplikaci, která byla v rámci práce *Hodnocení kvality závěru glottis* vytvořena, se používá několik typů vah pro úplný popis kvality závěru hlasivek. V rámci této diplomové práce byly aplikovány koeficienty modelu SCORE25.

$$sc = \alpha_0 + \sum_{i=1}^6 \alpha_i \lg(a(i)) \quad (9.6)$$

$$\begin{aligned} \alpha_0 &= +0,7629, \alpha_1 = +1,0789, \\ \alpha_2 &= -0,0864, \alpha_3 = -0,4306, \\ \alpha_4 &= -0,2736, \alpha_5 = -0,0971, \\ \alpha_6 &= -0,1905 \end{aligned} \quad (9.7)$$

9.2 SCORE a automatická detekce kmitů

Automatická detekce kmitů umožňuje výpočet hodnoty SCORE pro každý kmit salvy $K^{(j)}[i]$. Tím lze popsat vývoj SCORE v rámci celé salvy $S^{(j)}$, což v případě hodnocení jednoho kmitu salvy není možné¹².

Proto se výpočty zobecnily na aritmetický průměr, medián, střední hodnotu a minimální a maximální hodnotu SCORE. Jednotlivé rovnice 9.8, 9.9a, 9.9b, 9.10, 9.11 a 9.12 určují jednotlivé obměny těchto výpočtů v pořadí uvedeném na začátku kapitoly. Proměnná N odpovídá počtu nalezených kmitů $K^{(j)}$, $sc_i^{(j)}$ jejich ohodnocení a K je počet skupin pro získání relativní četnosti střední hodnoty. Určení mediánu spočívá v seřazení prvků podle velikosti a výběr středního – varianta a) a b) pro lichý a sudý počet elementů.

$$\bar{sc}^{(j)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N sc_i^{(j)} \quad (9.8)$$

$$sc_{med}^{(j)} = sc_{\frac{N}{2}}^{(j)} \quad (9.9a)$$

$$sc_{med}^{(j)} = sc_{\frac{N}{2}}^{(j)} + sc_{\frac{N}{2}+1}^{(j)} \quad (9.9b)$$

$$sc_{mid}^{(j)} = \sum_{k=1}^K \frac{k \cdot sc_k^{(j)}}{N} \quad (9.10)$$

$$sc_{max}^{(j)} = \max_{i=1..N} (sc_i^{(j)}) \quad (9.11)$$

$$sc_{min}^{(j)} = \min_{i=1..N} (sc_i^{(j)}) \quad (9.12)$$

¹² Není to možné, protože salva se skládá z velkého počtu kmitů (průměrně se u nemocných jedinců počet pohybuje okolo tisícovky). Většinou se kmity od sebe vlivem onemocnění liší (začátek vs. konec salvy). Otázkou v takovém případě je jaký kmit v salvě vybrat, aby vhodně popisoval její charakter (výběr dobrého/špatného kmitu závěru glottis).

9.3 Vychýlený odhad rozptylu SCORE

Pro potvrzení stanoveného předpokladu z kap. 8.3.7, tj. posun hranic salvy zlepší výsledky parametrů, se počítá tzv. *vychýlený odhad rozptylu SCORE* zkrácené salvy. Její matematické vyjádření ukazuje vztah 9.13, kde N odpovídá počtu kmitů v salvě, $\bar{s}c^{(j)}$ je průměrná hodnota SCORE a $\mu_{sc}^{(j)}$ je tzv. *vychýlený odhad střední hodnoty*, k němuž se pojí vztah 9.14.

$$\sigma^{2(j)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \bar{s}c^{(j)} - \mu_{sc}^{(j)} \quad (9.13)$$

$$\mu_{sc}^{(j)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \bar{s}c^{(j)} \quad (9.14)$$

10 Realizace

10.1 Programové řešení

Programová realizace zátěžového testu je provedena v jazyce C# .NET, v. 4.0. Vývoj aplikace byl převážně realizován na OS MS Windows 7, ale primárně se počítá s nasazením na OS MS Windows XP, a proto bylo nezbytné aplikaci tetovat i na této verzi systému (downgrade systému je z důvodů omezených možností ORL kliniky)¹³.

Aplikace umožňuje práci se záznamy pacientů, tj. vytvoření, úprava, odstranění a hledání záznamu pacienta. Ke každému pacientovi lze vytvořit případ, který charakterizuje druh onemocnění v podobě primární a sekundární diagnózy a ke každému případu lze přidat libovolný počet vyšetření, tj. nahrávky dlouhodobé opakované fonace. Program je určen pro práci s mono záznamy WAV-PCM se vzorkováním 44,1 kHz, které mohou být aplikací nahrány mikrofonem nebo otevřeny již existující, tj. externí záznamy. Každý záznam fonace lze programem otevřít a vizualizovat. Ten umožňuje různé druhy přiblížení záznamu pro snadnou práci během vyšetření (viz dokumentace programu). Dále je možnost detekovat jednotlivé salvy v záznamech ručně nebo automaticky, kde se pak jednotlivé hranice dají upravovat manuálně – přidání, odebrání, posun hranice salvy. V momentě kdy jsou v záznamu určeny jednotlivé salvy, lze počítat jejich uvažované parametry. Vzhledem k tomu, že se uvažuje další práce s těmito daty, umožňuje aplikace export vybraných parametrů.

Samotný kód aplikace byl navržen tak, aby se v něm dalo snadno orientovat a případně ho dále do budoucna upravovat. S ohledem na poměrně rozsáhlou funkcionalitu programu nabývá zdrojový kód značných rozměrů (viz tab. 10.1.). Z těchto důvodů zde není uvedena programová ani uživatelská dokumentace. Manuál pro obsluhu programu je dodán externě v elektronické příloze a programovou dokumentaci představují komentáře ve zdrojovém kódu. Strukturu a rozsah všech zdrojových kódů ukazuje náhled pracovního prostředí v bloku příloha E.

Tab. 10.1: Část výstupu z programu *LocMetrics* – rozsah kódu programu.

Symbol	Count	Definiton
Source Files	79	Source Files
Directories	20	Directories
LOC	18160	Lines of Code
BLOC	2456	Blank Lines of Code
CLOC	2043	Comment Only Lines of Code

¹³ Program nepoužívá žádné preprocessingové knihovny. Jedinými balíčky, které jsou v rámci práce použity je DirectSound OS Windows k nahrávání/přehrávání záznamů a balík pro připojení databáze od společnosti MySQL.

10.2 Databázový model

Pro plnohodnotné využití aplikace je nezbytnou podmínkou existence databázového modelu. Pro tyto účely byla použita DB MySQL v. 5.5.28 resp. balík programů VertrigoServ v. 2.29 ke správě dat.

Současný návrh DB umožňuje uchovávat data o pacientech (jméno, příjmení, rodné číslo, aj.) a jednotlivé případy typu primární/sekundární diagnóza, které se k pacientovi vztahují (nemoc se nepodaří doléčit nebo se projeví jiná diagnóza). Každý případ může mít jeden a více vyšetření a s každým vyšetřením je spojen jeden záznam dlouhodobé fonace s příslušnými výstupními parametry. Strukturu tabulek ukazuje ERA model v příloze F.

Dalším požadavkem ze strany ORL je možnost upravit datum existující *.wav nahrávky, resp. vyšetření, v BD nebo ID záznamu pacienta. To se primárně generuje automaticky při ukládání nových dat. Důvodem je propojení současné databáze s dřívějšími záznamy a možnost porovnání výsledných parametrů s jinými systémy na klinice.

10.3 Export dat

Dalším vlastnost, kterou má výsledný program splňovat, je možnost exportu jednotlivých dat z DB (nahrávky fonace a parametry salv). Vzhledem k tomu, že se jedná zejména o výzkumnou práci, jejíž oblast není zcela prozkoumána, nelze s jistotou říci, že získané výsledky budou v praxi použitelné. Předpokládá se ověřování správnosti na vypočtených datech jiných systémů.

V praxi se takové porovnání provádí ručně v nástroji MS Excel, a proto jsem se rozhodl použít souborový formát CSV¹⁴. Příklad výstupního souboru ukazuje obrázek 10.1, kde hlavička je ve formátu: *číslo pacienta, ID pacienta, ID vyšetření, primární a sekundární diagnóza, ID záznamu fonace, má záznam MDVP¹⁵ vyšetření, délka záznamu, počet salv* a nakonec jednotlivé *salvy* ve fonaci spolu s příslušnými *parametry* (např. trvání dílčí fonace, doba pauzy, úbytek intenzity, atd.).

```
cis:id_p:id_ex:prim_d:sec_d:id_wav:mdvp:#sampl:#phon:cis_phon:par1:par2:par3:...
1: 1: 9:paréza:polyp; 1:TRUE;999999; 3; 1:par1:par2:par3:...
2:par1:par2:par3:...
3:par1:par2:par3:...
2:paréza:polyp; 6:TRUE;999999; 2; 1:par1:par2:par3:...
2:par1:par2:par3:...
2: 5: 7:paréza:polyp; 3:TRUE;999999; 6; 1:par1:par2:par3:...
2:par1:par2:par3:...
3:par1:par2:par3:...
4:par1:par2:par3:...
5:par1:par2:par3:...
6:par1:par2:par3;...
```

Obr. 10.1: Příklad exportovaného souboru.

¹⁴ Comma-separated values, hodnoty oddělené čárkami/středníkem.

¹⁵ Diagnostický SW využívaný v rámci kliniky ORL.

10.4 Srovnání DP a BP

Program v rámci DP dostal řady změn. Tou nejzákladnější je volba jiného programovacího jazyka, kde v BP byla použit programovací jazyk Java. Důvodem změny je řada omezení v rámci výkonnostních parametrů a nemožnost aplikaci spustit jako *exe* soubor. Dále mě k přepracování programu vedla skutečnost, že jsem chtěl mít zdrojový kód čistý, a přizpůsobený pro další úpravy (což se mi i během testování parametrů salvy vyplatilo).

Co se týče rozdílnosti programů z pohledu uživatele, tak v BP měla aplikace základní funkce (zobrazení signálu, přiblížení signálu, přidání/odebrání hranice salvy). DP zahrnuje vylepšené zobrazení signálu, lépe zpracované přiblížení záznamů a jeho různé formy, tj. „jemnější“ nebo „hrubší“ krok přiblížení nebo přiblížení označeného úseku záznamu. Dále to je práce se záznamem ve zobrazení 1:1 s pomocným oknem pro snadnou orientaci, posun hranice salvy, odebrání celé salvy nebo všech salv, automatické/poloautomatické hledání kmitů, vypnutí/zapnutí některých informačních prvků v zobrazovací oblasti grafu a další (viz uživatelská dokumentace).

V neposlední řadě se změna týká i DB modelu, kde je návrh v BP převzatý z jiného systému ORL kliniky [4]. Problém v tomto návrhu spočíval ve vytváření duplicitních dat v DB. V případě, že bylo zapotřebí vyšetřit pacienta v rámci jiného případu, tj. jiná diagnóza, bylo nutné vytvořit nový záznam (kartu) stejného, tzn. již existujícího, pacienta. Tento problém v rámci DP řeší nová tabulka pro jednotlivé případy (viz ERA model, tab. *examination*, příloha F).

11 Testování a analýza

Testování systému zátěžového testu probíhalo v několika rovinách. V první řadě se hodnotila spolehlivost automatické detekce salvy v rámci celého audio záznamu zátěžového testu. Dalším krokem je test spolehlivosti detekce jednotlivých kmitů v salvě, tj. jednotlivých period „uzavření-otevření“ glottis. Poslední část tvoří analýza výstupních parametrů na úrovni vazeb mezi sebou nebo jejich skupinami, ale také analýza vývoje vybraných parametrů s rostoucí zátěží pro soubor zdravých jedinců a pacientů s onemocněním parézou zvrtného nervu.

S ohledem na celkový počet salv (celkem 259 – viz kap. 11.1, *Soubor testovaných dat*), verze pro detekci salvy, automatické a poloautomatické detekce kmitu a počet uvažovaných parametrů (celkem 52) tvoří tento relativně malý počet testovacích dat, celkem širokou škálu variant k ověření spolehlivosti zátěžového testu. Bude-li se dále uvažovat, že pro otestování 243 salv (mimo generované audiozáznamy) bylo potřeba provést cca 1040 testů pro parametry s variabilitou automatické a poloautomatické detekce, 1040 testů pro detekci hranic salvy (dvě kritéria vyhledávání, viz kap. 5.7) a ruční označení 3480 kmitů¹⁶, tak se dohromady v rámci této kapitoly vykonalo přibližně pět a půl tisíce dílčích testů.

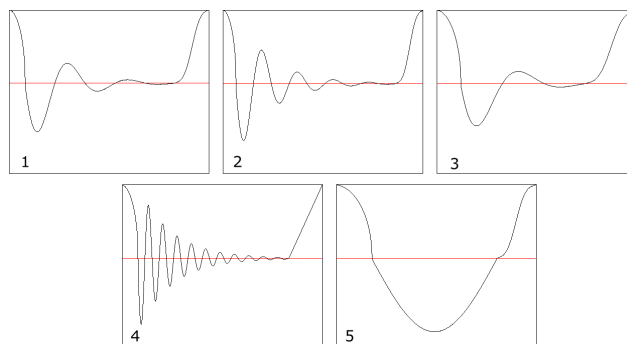
Výsledky testování jsou ukázány na několika reprezentativních vzorcích, kde se postupuje v pořadí: generované záznamy, zdraví, nemocní (nejlepší, horší a nejhorší případ). Další informace a data realizovaných testů jsou k dispozici v elektronické formě na přiloženém DVD-R.

11.1 Soubor testovaných dat

Audiozáznamy nemocných jedinců byly poskytnuty klinikou ORL FN Plzeň, soubor audiozáznamů zdravých osob jsem pořizoval sám v rámci DP. Koncepce dat zdravých jedinců se snaží být co nejvíce různorodá, kde mezi nahrávkami nechybí takové vzorky jako je například zdravý jedinec kuřák nebo zdravý jedinec v důchodovém věku.

Celkem bylo k dispozici 13 audiozáznamů zátěžového testu u zdravých jedinců (6 mužů a 7 žen) a 11 záznamů zátěžového testu pacientů s parézou zvrtného nervu (5 mužů a 6 žen). Pro testování detekce salvy a jednotlivých period v salvě, představuje tento soubor dat celkem 243 salv, z toho 134 pro zdravé jedince a 109 pro pacienty s parézou. Dále byly doplněny dva účelově generované audiozáznamy. První obsahuje 5 dílčích fonací s modelovými periodami, které odpovídají různému stupni postižení hlasu, viz obr. 11.1 a druhý tvoří sinusový signál, který obsahuje 11 salv o různé frekvenci v rozmezí 100 – 300 Hz. Podrobnější soupis testovaných dat je dodán příloze A.

¹⁶ Ruční označení kmitů je použito jako referenční hodnota k automatické detekci kmitů, kde bylo celkem určeno přibližně 3480 period. To bylo provedeno u první a poslední salvy dvou vybraných záznamů zdravého a nemocného člověka, viz dále.



Obr. 11.1: Ukázka kmitů salv prvního generovaného signálu. (1) – 1. salva; (2) – 2. salva; (3) – 3. salva; (4) – 4. salva; (5) – 5. salva.

Pro prezentaci výsledků bylo z celé množiny testovacích dat použito jen několik vzorků, kterou ukazuje následující výčet. Ty byly voleny tak, aby co možná nejlépe prověřila a popsala spolehlivost zátěžového testu.

1. Generované záznamy: kmit-test.wav, acf-test.wav.
2. Zdraví: zdravi-0-muz.wav, zdravi-1-zena.wav, zdravi-2-zena.wav, zdravi-5-muz.wav, zdravi-6-muz.wav, zdravi-10-zena.wav, zdravi-12-zena.wav.
3. Nemocní: pareza-0-muz.wav, pareza-1-zena.wav, pareza-3-muz.wav, pareza-7-muz.wav

11.2 Automatická detekce salvy

Nově implementovaná metoda, která nahrazuje předchozí alternativy, se testuje na základě vizuálního posouzení. Zejména u záznamu nemocných osob se silným chrapotem bylo leckdy problematické posoudit, kde začíná a končí užitečný signál – velkou roli zde hraje subjektivní dojem a zkušenosti pozorovatele. Proto se pro podobné případy úloha omezila na odpověď typu ANO/NE, tj. přijatelné označení nebo označení úplně mimo salvu.

Výsledky detekce jsou demonstrovány v podobě: *skutečný počet*, *odhad*, *výpočet* a náhled označené salv(y) s detailem hranice (nejlepší/nejhorší označení), které doplňují tabulky srovnávající ruční (referenční) a automatickou pozici hranice salv(y) číselně:

1. *skutečný počet* ... skutečný počet salv v testovaném záznamu,
2. *odhad* ... výpočet odhadu počtu salv¹⁷ v testovaném záznamu,
3. *výpočet* ... konečný výpočet počtu salv¹⁸ v testovaném záznamu.

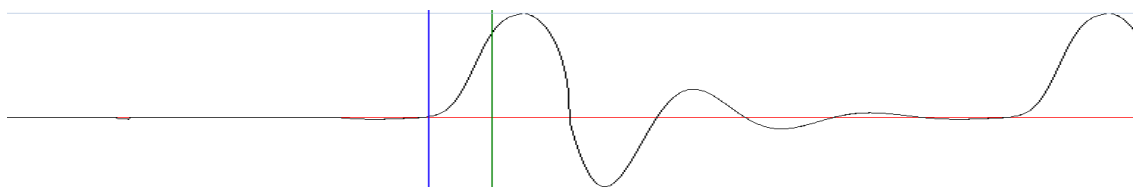
Veškeré výstupy v podobě náhledů jsou k dispozici v příloze B a C. Tabulky číselného porovnání vyjadřují absolutní, tj. ve vzorcích, a procentuální chybu, kde záporné znaménko vyjadřuje pozici aut. hranice za resp. před počáteční resp. koncovou ručně stanovenou hranicí. Pro kladné znaménko to platí obráceně. Obě použitá kritéria, tj. „hrubé“ a „jemné“, mají smysl porovnávat pouze u záznamů zatížených chrapotem, kde jsou více patrné rozdíly ve výsledné pozici hranic salvy.

¹⁷ Tj. kontrolní reference (analýza obrazu *IM*) – 3. krok metody, viz kap. 5.3, str. 13.

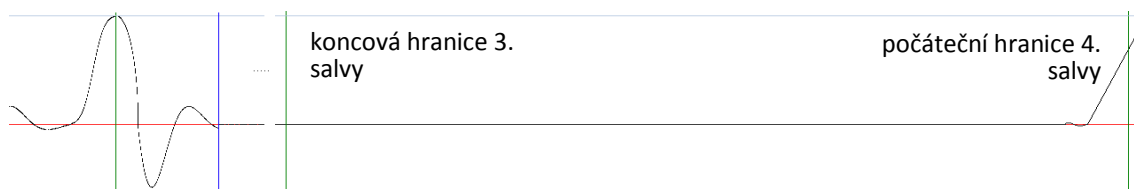
¹⁸ Tj. výstup (výpočet) metody – 4., 5., 6. a 7. krok metody, viz kap. 5.4 až 5.7, str. 13-17.

11.2.1 Výsledky testování na generovaném souboru

Generovaný záznam „kmit-test.wav“ je ideální případ signálu při „uzavření-otevření“ glottis, tj. neobsahuje žádný šum (chrapot). Proto se předpokládá, že počet nalezených salv a jejich pozice budou maximálně přesné. Navzdory tomu, že se celkový počet salv shoduje, tj. skutečný počet: 10, odhad: 10, výpočet: 10, tak označení hranic je v ojedinělých případech provedeno chybně a ukázalo se, že nepřítomnost šumu v signálu výsledky paradoxně zhoršuje (v porovnání s dalšími testy, viz dále). Obrázek 11.1 (1 – 1. salva) ukazuje podobu generovaného záznamu a obr. 11.2 a 11.3 výsledek označení dobré/špatné hranice salvy. Tabulka 11.1 srovnává výsledky číselně, z níž lze odečíst, že v případě přijatelného označení salvy je chyba prakticky zanedbatelná (100 vzorků $\sim 0,002$ při vzorkovací frekvenci $f_{vz} = 44,1$ kHz).



Obr. 11.2: Dobrá detekce hranice salvy. Náhled záznamu „kmit-test.wav“, začátek 1. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).



Obr. 11.3: Velmi špatná detekce hranice salvy. Náhled záznamu „kmit-test.wav“, konec 3. salvy na úrovni začátku 4. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

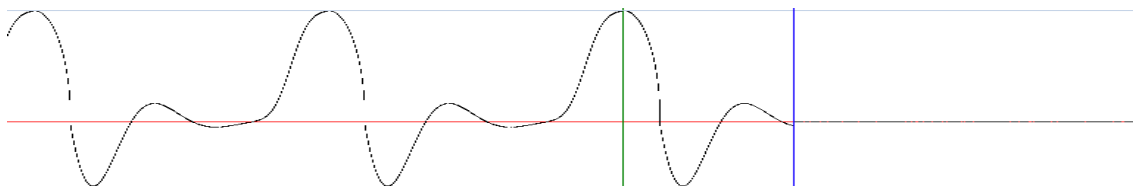
Tab. 11.1: Porovnání automatické a ruční detekce salvy. Záznam „kmit-test.wav“.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	42147	243392	42046	242651	-101	-741	0,050	0,369
2	269607	478186	269504	469901	-103	-8285	0,051	4,134
3	500635	726787	500537	701104	-98	-25683	0,049	12,805
4	727737	962204	727675	927686	-62	-34518	0,031	17,258
5	963141	1163155	963083	1163227	-58	72	0,031	17,258
				průměr	85	20749	0,043	10,365

Velká chyba v případě koncové hranice 3. salvy zřejmě spočívá v nesplnění základního předpokladu metody, tj. snižování intenzity salvy a deformace signálu chrapotem. Tím dochází k poměrně přesnému určení dílčích hranic (kap. 5.4, viz obrázek 11.4) a jejich další zpřesňování se stává kontraproduktivním¹⁹ (kap. 5.6 a 5.7). V souvislosti

¹⁹ V průběhu návrhu metody, jsem se zabýval myšlenkou, že by takové situace mohly nastat a jak jim předejít. Proto jsem experimentoval s hodnotami energetických oken, na jejichž základě by mělo dojít k rozhodnutí, zdali se má krok zpřesnění vykonat. Nicméně se mi nepodařilo dosáhnout potřebných výsledků a od této myšlenky jsem ustoupil.

s výsledkem tohoto testu se nabízí rozšíření metody o další krok, kdy by se po každém zpřesnění hranice salvy vykonalo rozhodnutí, jestli je změna přijatelná. V případě, že by posunem hranice vznikla příliš malá pauza pro nádech (tj. případ konce 3. a začátek 4. salvy), tak by se tato úprava ignorovala. Větší chyba v případě konce 4. resp. 5. salvy (viz tab. 11.1) je způsobená delší pauzou mezi salvami, tzn. stejné chování jako v popisovaném případě, ale nezasahují až k počáteční hranici následující salvy. Navzdory této chybě se s ohledem na návrh metody jedná o celkem očekávaný efekt a až na tento ojedinělý případ, poskytuje dobré výsledky²⁰. V praxi se se soubory tohoto typu nepočítá, a tím spíše nepovažují „selhání“ za nějak zásadní.



Obr. 11.4: Detekce salv bez zpřesnění hranic, tj. stanovení dílčích hranic salvy. Soubor „kmit-test.wav“, koncová hranice 3. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

11.2.2 Výsledky testování na záznamech zdravých

Testování záznamů zdravých jedinců mělo podobné očekávání jako u generovaného záznamu, tj. minimální zatížení chrapotem a bezchybnost označení. S ohledem na tuto skutečnost bylo při hledání salv použito pouze „hrubého“ kritéria (viz kap. 5.7). Obrázky 11.5 až 11.8 naznačují výsledky označených hranic a tabulky 11.2 až 11.6 jejich číselnou reprezentaci. U záznamů, kde došlo k označení většího počtu salv, tj. případ *salva v savě*²¹, byly tyto hranice pro další potřeby odstraněny (jedná se o záležitost „dvou kliků“ v obslužném programu).

▪ **zdravi-5-muz.wav** – skutečný počet: 10, odhad: 10, výpočet: 10



Obr. 11.5: Správná detekce salv. Náhled záznamu „zdravi-5-muz.wav“, 1. salva a část 2. salvy.

²⁰ Porovnáváním energetických oken nedokáže metoda označit hranici na některém „významném“ bodu jako v případě ruční detekce, tj. „průchod nulou“ nebo špička amplitudy. Zde by se dala metoda ještě vylepšit tak, že by se na tyto body hranice salvy dodatečně posunula. V každém případě to v dalších výpočtech nehraje významnou roli.

²¹ Případ, kdy metoda uvnitř jedné dobře označené salvy určila další salvu(y), viz obr. 11.6.

Tab. 11.2: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „zdravi-5-muz.wav“.

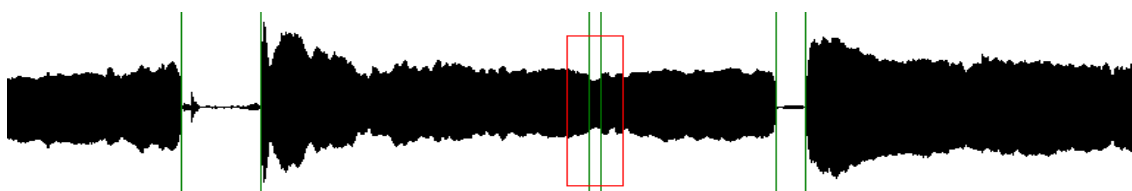
	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	66677	952935	66453	952740	-224	-195	0,025	0,022
2	1033698	1914481	1033658	1914030	-40	-451	0,005	0,051
3	1992573	2780263	1992527	2780053	-46	-210	0,006	0,027
4	2844789	3437143	2844716	3435756	-73	-1387	0,012	0,235
5	3505600	4258097	3505530	4258487	-70	390	0,009	0,052
6	4347593	5196076	4347496	5195725	-97	-351	0,011	0,041
7	5276043	6307281	5275915	6307355	-128	74	0,012	0,007
8	6379457	7234144	6379187	7234305	-270	161	0,032	0,019
9	7316889	8130434	7316818	8130200	-71	-234	0,009	0,029
10	8205779	9074255	8205642	9074539	-137	284	0,016	0,033
				průměr	116	374	0,014	0,052

▪ **zdravi-6-muz.wav** – skutečný počet: 10, odhad: 10, výpočet: 10

Tab. 11.3: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „zdravi-6-muz.wav“.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	58004	1144341	57811	1144521	-193	180	0,018	0,017
2	1227048	2378785	1226526	2378853	-522	68	0,045	0,006
3	2453434	3164473	2453376	3164759	-58	286	0,008	0,040
4	3240462	4247562	3240296	4247596	-166	34	0,016	0,003
5	4319026	5269200	4318859	5267977	-167	-1223	0,018	0,129
6	5342370	6075791	5341789	6075844	-581	53	0,079	0,007
7	6138105	6844950	6137747	6844438	-358	-512	0,051	0,072
8	6912560	7867686	6912161	7867198	-399	-488	0,042	0,051
9	7928144	8716841	7927832	8717104	-312	263	0,040	0,033
10	8784210	9704039	8783693	9703331	-517	-708	0,056	0,077
				průměr	327	382	0,037	0,044

▪ **zdravi-1-zena.wav** – skutečný počet: 10, odhad: 10, výpočet: 11.

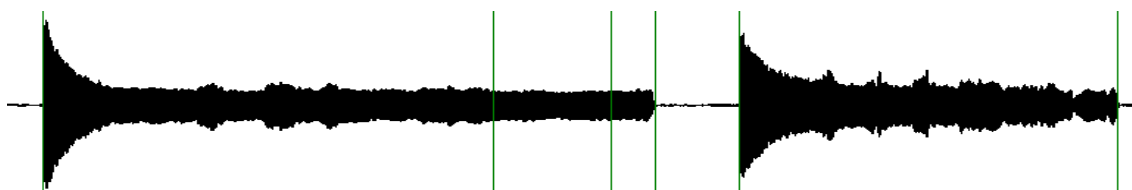


Obr. 11.6: Příklad výsledku „salva v savě“ (červený rámeček), výpočet je v toleranci chyby metody, tj. +/-1 salva od odhadu. Správně označené salvy (mimo vnitřní) představují dobré výsledky. Náhled záznamu „zdravi-1-zena.wav“, 4. salva, a část 3. a 5. salvy.

Tab. 11.4: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „zdravi-1-zena.wav“.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1.	55069	571283	54512	571739	-557	456	0,108	0,088
2.	596324	1076556	595982	1076728	-342	172	0,071	0,036
3.	1118115	1470252	1117754	1470393	-361	141	0,102	0,040
4.	1550279	2063513	1549739	2064092	-540	579	0,105	0,113
5.	2094111	2566173	2093844	2566387	-267	214	0,057	0,045
6.	2657756	3277592	2656504	3278225	-1252	633	0,201	0,102
7.	3311145	3994749	3310334	3994749	-811	0	0,118	0,000
8.	4034771	4663982	4034275	4664039	-496	57	0,079	0,009
9.	4743505	5208013	4743294	5206440	-211	-1573	0,046	0,340
10.	5276653	5432141	5276540	5432613	-113	472	0,072	0,302
				průměr	495	430	0,096	0,107

▪ **zdravi-12-zena.wav** – skutečný počet: 10, odhad: 11, výpočet: 12.

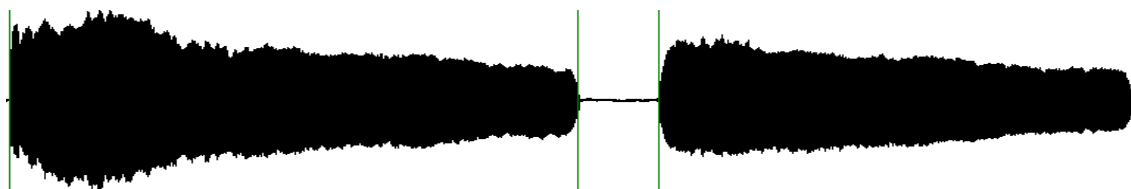


Obr. 11.7: Příklad výsledku „salva v savě“, větší chyba výpočtu od skutečného počtu salv, ale je v toleranci chyby metody, tj. +/-1 salva od odhadu. Náhled záznamu „zdravi-12-zena.wav“, 1. a 2. salva.

Tab. 11.5: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „zdravi-12-zena.wav“.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	59402	668089	59239	668024	-163	-65	0,027	0,011
2	754661	1132649	754498	1132669	-163	20	0,043	0,005
3	1201017	1917864	1200887	1917530	-130	-334	0,018	0,047
4	1984359	2598629	1984304	2598510	-55	-119	0,009	0,019
5	2695302	3241149	2695058	3241423	-244	274	0,045	0,050
6	3337961	3746659	3337803	3746648	-158	-11	0,039	0,003
7	3806203	4420716	3806145	4420602	-58	-114	0,009	0,019
8	4529852	5137409	4529765	5137479	-87	70	0,014	0,012
9	5223919	5667963	5223757	5668420	-162	457	0,036	0,103
10	5758353	6185783	5758198	6185889	-155	106	0,036	0,025
				průměr	138	157	0,028	0,029

▪ **zdravi-10-zena.wav** – skutečný počet: 10, odhad: 10, výpočet: 12.



Obr. 11.8: Příklad výsledku „salva v savě“, výrazná chyba výpočtu od skutečného počtu salv a odhadu, tj. není v toleranci metody +/-1 salvy od odhadu. Náhled záznamu „zdravi-10-zena.wav.“, 1. a 2 salva. Obrázek ukazuje dobré výsledky skutečných hranic při odstranění vnitřní salvy(y).

Tab. 11.6: Porovnání ruční a manuální detekce salv. Záznam „zdravi-10-zena.wav“.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	68229	636210	68022	636603	-207	393	0,036	0,069
2	717316	1189417	716550	1190349	-766	932	0,162	0,197
3	1282871	1838961	1282557	1839580	-314	619	0,056	0,111
4	1907615	2419724	1907545	2420329	-70	605	0,014	0,118
5	2480836	3153140	2480423	3154031	-413	891	0,061	0,132
6	3214193	3826056	3213498	3826777	-695	721	0,113	0,118
7	3897624	4536824	3896050	4537565	-1574	741	0,245	0,116
8	4618288	5298338	4617446	5298846	-842	508	0,124	0,075
9	5362296	5934023	5361739	5934937	-557	914	0,097	0,159
10	6015133	6627162	6014505	6627826	-628	664	0,102	0,108
				průměr	607	699	0,101	0,120

Výsledky záznamů „zdravi-5-muz.wav“ a „zdravi-6-muz.wav“ dopadly v počtu označených salv perfektně. V případech „zdravi-12-zena.wav“ a „zdravi-1-zena.wav“ jsou hodnoty v mezích povolené chyby metody, tj. připouští rozdíl jedné salvy mezi odhadem a výpočtem (viz kap. 5.5), a proto lze chování metody označit za správné. Ačkoliv výsledky posledního záznamu („zdravi-10-zena.wav“) vykazují chybu, tzn. počet salv je přes povolenou mez, z celkových testů (tab. 11.7 a 11.8) hodnotím úspěšnost metody kladně, kde je průměrná chyba mezi 0,15 – 0,3%²². V situacích, kdy došlo k označení salvy uvnitř jiné salvy, to pro další průběh vyšetření nepředstavuje zásadní komplikaci, protože skutečné hranice salv poskytují dobré výsledky. Obsluha je v případě rozchodu výsledku odhadu a konečného výpočtu upozorněna. Ta provede vizuální kontrolu a případně odstranění vnitřní salvy. Příčinu této chyby, tj. *salva v salvě*, přičítám skutečnosti, že záznamy zdravých jedinců jsou minimálně zatíženy chrapotem, tj. dobrá kvalita hlasu a hladký průběh kmitu glottis. Tím pádem množina M_1 (viz kap. 5.2) neposkytuje tak hustý soubor bodů v rámci salvy, kde pak dochází ke špatnému určení odhadu a celkového počtu salv. V souvislosti s hladkostí průběhu

²² Při pořizování dat jsem vyzoroval, že ne vždy byla myšlenka vyšetření zcela pochopena, což by v opačném případě mohlo znamenat ještě lepší výsledky, protože záznamy „zdravi-5-muz.wav“ a „zdravi-6-muz.wav“ jsou provedeny v souladu s vyšetřovací metodou.

a občasnými poklesy intenzity v salvě může být další příčinou chyby zánik některých bodů prahování, kde vznikne větší mezera mezi body množiny M_1 a ta se pak považuje za pauzu. Vylepšení výsledků by mohlo přinést větší podvzorkování dat při vytváření odhadu nebo zlepšit podmínku při rozhodování mezi stavem *pauza-salva*, tj. vytvořit menší toleranci. Opět platí, že se použití metody neuvažuje na datech tohoto typu, a proto ojedinělá „selhání“ nepovažují za nijak zásadní (naopak lze říci, že se s ohledem na návrh metody jedná o celkem očekávaný jev). Pro popisy dále platí:

1. OK ... výpočet poskytuje přesný výsledek v počtu salv
(např. „zdravi-5-muz.wav“: 10, 10, 10),
2. NORM ... výpočet mimo skutečnost, rozdíl se skutečností v toleranci
(např. „zdravi-1-zena.wav“: 10, 10, 11),
3. NORM/ERR ... výpočet mimo skutečnost, rozdíl s odhadem v toleranci metody
(např. „zdravi-12-zena.wav“: 10, 11, 12),
4. ERR ... výpočet mimo skutečnost, rozdíl s odhadem mimo toleranci
(např. „zdravi-10-zena.wav“: 10, 10, 12).

Tab. 11.7: Srovnání celkových testů záznamů zdravých jedinců – počet salv.

OK [%]	53,58
NORM [%]	15,45
NORM/ERR [%]	23,18
ERR [%]	7,79
celkem [%]	100,00

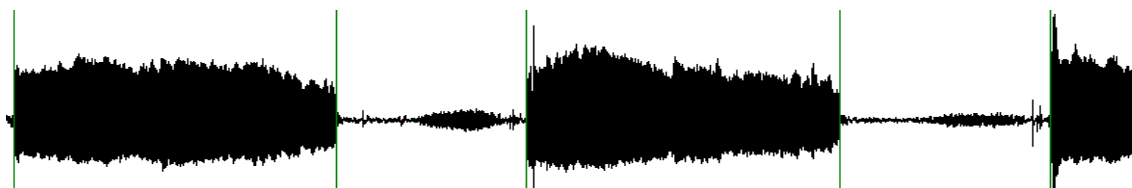
Tab. 11.8: Průměrná chyba celkových testů záznamů zdravých – pozice hranic salv.

Chyba [vz]		Chyba [%]	
začátek	konec	začátek	konec
826	1089	0,158	0,267

11.2.3 Výsledky testování na záznamech nemocných

Přítomnost chrapotu u záznamů nemocných jedinců působí do jisté míry komplikace při detekci salv, z hlediska návrhu metody však přináší i „výhody“ (viz dále). V souvislosti s přítomností šumu v záznamech jsou předvedena obě kritéria, tj. „jemné“ a „hrubé“ kritérium, kde se dají očekávat výraznější rozdíly ve výsledcích, tj. pozice hranic (počet salv je stejný v obou případech), než je tomu u předchozích testů. Obrázky 11.9 až 11.13 spolu s tabulkami 11.9 až 11.14 ukazují výsledky detekce.

▪ **pareza-7-muz.wav** – skutečný počet: 10, odhad: 10, výpočet: 10.



Obr. 11.9: Správné detekování salv. Náhled záznamu „pareza-7-muz.wav“, 1. a 2. salva, část 3. salvy (pozice salv jsou při podvzorkování záznamu shodné pro obě kritéria).

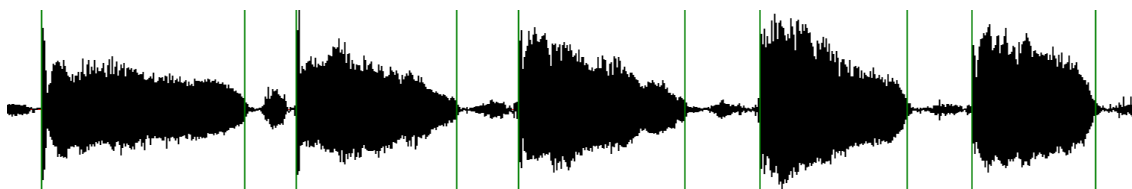
Tab. 11.9: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „pareza-7-muz.wav“, „hrubé“ kritérium.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	12004	334059	12403	334645	399	586	0,124	0,182
2	524174	835954	524782	836363	608	409	0,195	0,131
3	1047611	1352169	1048524	1352341	913	172	0,301	0,057
4	1565705	1874234	1567574	1874616	1869	382	0,609	0,124
5	2073198	2395752	2075189	2396249	1991	497	0,620	0,155
6	2579903	2883887	2580300	2884278	397	391	0,131	0,129
7	3079935	3369958	3080349	3370235	414	277	0,143	0,096
8	3562525	3871007	3562810	3871635	285	628	0,092	0,203
9	4081185	4415757	4081332	4416508	147	751	0,044	0,224
10	4638451	4963252	4638991	4963447	540	195	0,166	0,060
				průměr	756	429	0,242	0,136

Tab. 11.10: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „pareza-7-muz.wav“, „jemné“ kritérium.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	12444	334645	12403	334645	-41	0	0,013	0,000
2	524782	836412	524782	836363	0	-49	0,000	0,016
3	1048576	1352674	1048524	1352341	-52	-333	0,017	0,110
4	1567468	1874839	1567574	1874616	106	-223	0,035	0,073
5	2075159	2396379	2075189	2396249	30	-130	0,009	0,040
6	2580354	2884399	2580300	2884278	-54	-121	0,018	0,040
7	3080266	3370574	3080349	3370235	83	-339	0,029	0,117
8	3562862	3871523	3562810	3871635	-52	112	0,017	0,036
9	4081510	4416725	4081332	4416508	-178	-217	0,053	0,065
10	4638944	4963648	4638991	4963447	47	-201	0,014	0,062
				průměr	64	173	0,020	0,056

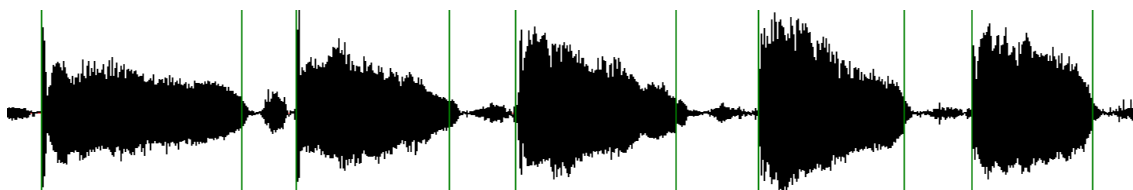
▪ **pareza-1-zena.wav** – skutečný počet: 10, odhad: 10, výpočet: 10.



Obr. 11.10: Správné detekování salv, přesnější výsledky „jemného“ kritéria. Náhled záznamu „pareza-1-zena.wav“, 1. – 5. salva.

Tab. 11.11: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „pareza-1-zena.wav“, „jemné“ kritérium.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	50129	223975	50091	225202	-38	1227	0,022	0,701
2	268336	405094	267895	406339	-441	1245	0,319	0,899
3	457882	600941	457232	601650	-650	709	0,450	0,491
4	664226	790177	663851	792670	-375	2493	0,291	1,935
5	846190	952211	845586	952728	-604	517	0,564	0,483
6	1006584	1099170	1005681	1099666	-903	496	0,961	0,528
7	1147999	1242976	1147896	1243235	-103	259	0,108	0,272
8	1287622	1368552	1287442	1369156	-180	604	0,220	0,739
9	1411632	1508864	1411425	1509217	-207	353	0,212	0,361
10	1555094	1680029	1555094	1680627	0	598	0,000	0,476
				průměr	350	850	0,315	0,688

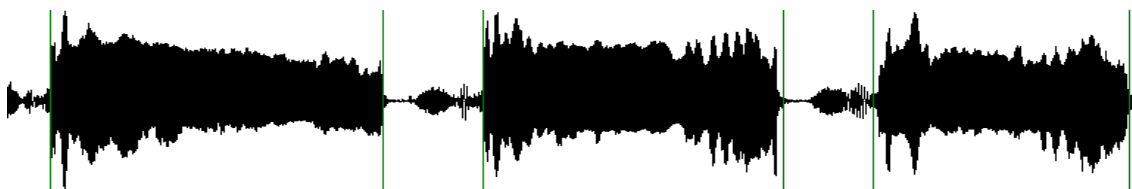


Obr. 11.11: Přijatelné detekování salv, výraznější chyba „hrubého“ kritéria. Náhled záznamu „pareza-1-zena.wav“, 1. – 5. salva.

Tab. 11.12: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „pareza-1-zena.wav“, „hrubé“ kritérium.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	50116	221727	50091	225202	-25	3475	0,014	1,984
2	267781	398219	267895	406339	114	8120	0,082	5,865
3	455196	592432	457232	601650	2036	9218	1,410	6,383
4	663881	787857	663851	792670	-30	4813	0,023	3,736
5	845699	949279	845586	952728	-113	3449	0,105	3,219
6	1004054	1098086	1005681	1099666	1627	1580	1,731	1,681
7	1146868	1241924	1147896	1243235	1028	1311	1,078	1,375
8	1286765	1367105	1287442	1369156	677	2051	0,828	2,510
9	1409790	1507921	1411425	1509217	1635	1296	1,672	1,325
10	1553432	1677794	1555094	1680627	1662	2833	1,324	2,257
				průměr	895	3815	0,827	3,034

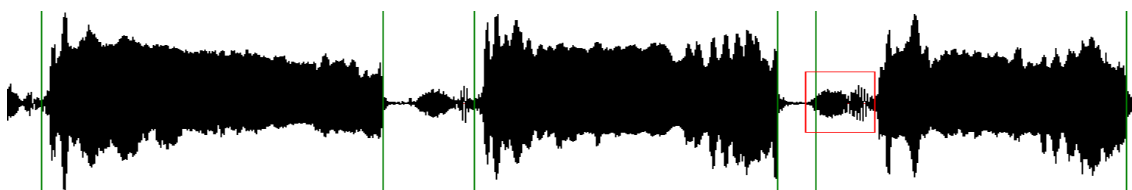
▪ **pareza-3-muz.wav** – skutečný počet: 10, odhad: 10, výpočet: 10.



Obr. 11.12: Přijatelné detekování salv, přesnější výsledky „hrubého“ kritéria. Náhled záznamu „pareza-3-muz.wav“, 3. – 5. salva.

Tab. 11.13: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „pareza-3-muz.wav“, „hrubé“ kritérium.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	43163	389847	43089	390243	-74	396	0,021	0,114
2	492854	793455	493554	793913	700	458	0,233	0,152
3	895404	1228320	896111	1228603	707	283	0,213	0,085
4	1328114	1627421	1328046	1624195	-68	-3226	0,023	1,089
5	1717890	1972892	1719562	1973176	1672	284	0,659	0,112
6	2078587	2336901	2079348	2337006	761	105	0,295	0,041
7	2431745	2658858	2431415	2659070	-330	212	0,145	0,093
8	2772166	3017306	2772011	3017376	-155	70	0,063	0,029
9	3118257	3350322	3117984	3349391	-273	-931	0,118	0,402
10	3440512	3659276	3442212	3659337	1700	61	0,783	0,028
				průměr	644	603	0,255	0,215



Obr. 11.13: Výrazná chyba v detekování salv „jemného“ kritéria (červený rámeček). Náhled záznamu „pareza-3-muz.wav“, 3. – 5. salva. Důvodem pochybení je velmi charakteristický druh signálu resp. chrapotu.

Tab. 11.14: Porovnání automatické a ruční detekce salv. Záznam „pareza-3-muz.wav“, „jemné“ kritérium.

	Automaticky		Ručně		Chyba [vz]		Chyba [%]	
	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec	začátek	konec
1	41630	389294	43089	390243	1459	949	0,420	0,273
2	489153	792376	493554	793913	4401	1537	1,465	0,512
3	886476	1227711	896111	1228603	9635	892	2,898	0,268
4	1318790	1622151	1328046	1624195	9256	2044	3,125	0,690
5	1660487	1970882	1719562	1973176	59075	2294	23,293	0,905
6	2057455	2333612	2079348	2337006	21893	3394	8,497	1,317
7	2405863	2658430	2431415	2659070	25552	640	11,224	0,281
8	2744885	3014577	2772011	3017376	27126	2799	11,055	1,141
9	3093247	3344175	3117984	3349391	24737	5216	10,690	2,254
10	3421719	3658782	3442212	3659337	20493	555	9,438	0,256
				průměr	20363	2032	8,211	0,790

Výsledky záznamu „pareza-7-muz.wav“ dopadly dle předpokladu dobře, protože tento signál představuje lehký typ onemocnění. Procentuální chyba je v rámci délky jednotlivých salv zanedbatelná, kdy se pohybuje okolo 0,17 s. U druhého záznamu „pareza-1-zena.wav“, který je těžším případem onemocnění, je již chyba okolo 1% resp. 3% u počáteční resp. koncové hranice pro „hrubé“ kritérium a mezi 0,2 – 0,3% pro „jemné“ kritérium. Skutečnost, že „jemné“ kritérium poskytuje přesnější výsledky, nasvědčuje tomu, že signál ještě není tolik zatížen chrapotem jako v případě posledního záznamu „pareza-3-muz.wav“. Zde je signál v počátku salv(y) natolik zašuměn (spec. 5. salva), že „jemné“ kritérium selhává a chyba se pohybuje okolo 8% a 0,8% u počáteční a koncové hranice salvy. „Hrubé“ kritérium jej v tomto případě překonává (chyba 0,2%), což definitivně opodstatňuje existenci obou kritérií. Návrhem, který se pro zlepšení výsledků nabízí, je úprava prahu pro finální upřesnění hranic. V závěru práce to je pak např. experimentování s výpočtem indexu šumu filtrovaného vs. nefiltrovaného signálu a jeho zahrnutí do konečné podoby ukončovací podmínky. I když počáteční pokusy úplně nenaplnily očekávání, tak bych tuto myšlenku do budoucna nezavrhoval.

Celkově výsledky metody hodnotím velmi dobře, kde získaná data dokládají tvrzení, že metoda byla navrhována právě pro soubory záznamů s parézou. Tabulka 11.15 ukazuje preciznost v určení počtu salv, kde pouze v jediném případě z celkových 11 záznamů, tj. 109 salv, byl počet vypočtených dílčích fonací o jednu větší oproti skutečnosti (příčinu vidím ve faktu, že záznam obsahuje výrazné propady během fonace 1. salvy – zlepšení by mohla přinést méně „tolerantní“ podmínka při rozhodování mezi stavem vzdáleností množiny M_1 pauza-salva, viz kap 5.4). Co se týče hranic salvy, tak tabulka 11.16 a 11.17 ukazuje a zároveň potvrzuje přesnější výsledky „jemného“ kritéria, ale i fakt, že u hodně poškozených signálů kritérium selhává, viz poslední dva řádky této tabulky (s a bez těžkého případu „pareza-3-muz.wav“). Rozdíly výsledků obou kritérií jsou však pro další výpočty zanedbatelné (bez případu selhání), které se pohybují okolo jednoho procenta. Pro definitivní verdikt mezi oběma měřítky by bylo zapotřebí provést testy na více vzorcích.

Tab. 11.15: Srovnání celkových testů záznamů s parézou – počet salv.

OK[%]	63,60
NORM [%]	36,40
NORM/ERR [%]	0,00
ERR [%]	0,00
celkem [%]	100,00

Tab. 11.16: Průměrná chyba celkových testů záznamů s parézou – pozice hranic salv, různá kritéria.

Chyba [vz]		Chyba [%]	
začátek	konec	začátek	konec
obě kritéria			
1897	1093	0,844	0,641
„hrubé“ kritérium			
526	1113	0,297	0,677
„jemné“ kritérium			
6926	1018	2,849	0,511
„jemné“ kritérium bez parz3			
207	511	0,168	0,372

Tab. 11.17: Průměrná chyba celkových testů záznamů s parézou. Větší rozdíl v koncové hranici – „hrubé“ vs. „jemné“ kritérium (v tomto případě se rozdíl počítá jako jeho absolutní hodnota, protože „jemné“ kritérium vždy poskytne více roztažené hranice).

Chyba [vz]		Chyba [%]	
začátek	konec	začátek	konec
989	1772	0,684	1,277

11.3 Určení základní frekvence

Testování výsledků autokorelační funkce probíhalo na základě porovnání s výstupem nástroje MDVP, případně analýzou signálu se známými frekvencemi dílčích fonací. Dále k ověření výsledků bylo jako doplňkové kritérium použito kontrolního výpočtu průměrné frekvence (tj. průměrná perioda salvy a převodní vztah 6.1 resp. 6.3) a frekvence zkrácené salvy (viz. kap. 8.3.7). Pomocné soubory MDVP jsou k dispozici pouze v elektronické podobě. Odlišení různých frekvencí představuje výčet:

1. $F_0^{(j)}$... skutečná frekvence v záznamu ... Hz,
2. $F_0^{(j)}$ MDVP ... frekvence určená nástrojem MDVP ... Hz,
3. $F_0^{(j)H}$ AnUH²³ ... frekvence ACF, salva „hrubého“ kritéria ... Hz,
4. $F_0^{(j)J}$ AnUH ... frekvence ACF, salva „jemného“ kritéria ... Hz,
5. $\bar{F}_0^{(j)}$... průměrná frekvence ... Hz,
6. $F_0^{(j)'$ AnUH ... frekvence ACF zkrácené salvy ... Hz,
7. $F_0^{(j)M}$ AnUH ... \bar{F}_0 frekvence, poloautomatické určení kmitů ... Hz.

²³ AnUH je pracovní název SW aplikace zátěžového testu. Frekvence AnUH a ACF má stejný význam.

11.3.1 Výsledky testování na generovaném souboru

Jednotlivé frekvence generovaného souboru „kmit-test.wav“ resp. „acf-test.wav“ jsou známy, a proto jsou pro srovnání uvedené v tabulce 11.18 resp. 11.19. Pro kontrolu jsou zde uvedeny také průměrná frekvence a výsledky MDVP.

Tab. 11.18: Určení frekvence souboru „kmit-test.wav“. V pořadí: skutečná, MDVP, AnUH a průměrná F_0 .

j	$F_0^{(j)}$ [Hz]	$F_0^{(j)}$ MDVP [Hz]	$F_0^{(j)H}$ AnUH [Hz]	$\emptyset F_0^{(j)}$ [Hz]
1	110,25	110,143	110,250	110,250
2	110,25	110,250	110,250	110,526
3	110,25	110,141	110,250	110,526
4	110,25	110,250	110,250	110,526
5	110,25	110,250	110,250	110,526

Tab. 11.19: Určení frekvence souboru „acf-test.wav“. V pořadí: skutečná, MDVP, AnUH a průměrná F_0 .

j	$F_0^{(j)}$ [Hz]	$F_0^{(j)}$ MDVP [Hz]	$F_0^{(j)H}$ AnUH [Hz]	$\emptyset F_0^{(j)}$ [Hz]
1	100	100,000	100,000	100,000
2	120	120,000	120,164	120,164
3	140	140,001	140,000	140,446
4	160	160,000	159,783	160,364
5	180	180,000	180,000	180,000
6	200	200,000	200,455	200,455
7	220	220,000	220,500	220,500
8	240	240,000	239,674	240,984
9	260	260,001	259,412	260,947
10	280	280,000	280,892	280,892
11	300	300,000	300,000	300,000

Výsledky algoritmu ACF, tj. AnUH, jsou v první tabulce (tab. 11.18) naprosto perfektní, ve druhé (tab. 11.19) jsou odchylky v řádech desetin. Celkově lze považovat realizaci ACF za správnou, kdy v některých případech dokonce překonává systém MDVP (větší váhu přikládám výsledkům prvního záznamu, tj. „kmit-test.wav“, který obsahuje signál salv podobný kmitu hlasivek).

11.3.2 Výsledky testování na záznamech zdravých

V případě negenerovaných záznamů již není fundamentální frekvence salv známá. Přesto s ohledem na výsledky předchozího testu a hladkému průběhu většiny záznamů zdravých jedinců, lze očekávat dobré výsledky. Z toho důvodu jsou zde předvedeny pouze dva ukázkové soubory – „zdravi-0-muz.wav“ a „zdravi-10-zena.wav“ (tabulky 11.20 a 11.21). Předpokládá se, že se u těchto signálů bude frekvence měnit jen minimálně.

Tab. 11.20: Určení frekvence záznamu „zdravi-0-muz.wav“. V pořadí: MDVP, AnUH, zkrácená salva a průměrná F_0 .

j	$F_0^{(j)}$ MDVP [Hz]	$F_0^{(j)H}$ AnUH [Hz]	$F_0^{(j)'} AnUH$ [Hz]	$\emptyset F_0^{(j)}$ [Hz]
1	126,853	126,724	127,089	127,089
2	128,170	128,198	128,198	128,198
3	128,921	128,947	128,947	128,947
4	128,310	128,571	128,198	128,571
5	127,782	127,826	127,826	127,826
6	128,515	128,571	128,571	128,571
7	128,890	129,326	128,947	128,947
8	129,217	129,326	129,326	129,326
9	129,639	129,706	129,706	129,706
10	130,297	130,473	130,473	130,473
11	129,904	130,089	130,089	130,089
12	129,832	129,704	129,704	129,704
13	130,423	130,861	130,861	130,861
14	129,976	130,089	130,089	130,089

Tab. 11.21: Určení výsledků zákl. frekvence záznamu „zdravi-10-zena.wav“. V pořadí: MDVP, AnUH, zkrácená salva a průměrná F_0 .

j	$F_0^{(j)}$ MDVP [Hz]	$F_0^{(j)H}$ AnUH [Hz]	$F_0^{(j)'} AnUH$ [Hz]	$\emptyset F_0^{(j)}$ [Hz]
1	359,434	358,537	361,475	361,475
2	366,042	364,463	367,500	367,500
3	365,697	364,463	367,500	367,500
4	376,255	373,729	376,923	376,923
5	375,649	373,729	376,923	376,923
6	380,760	380,172	383,478	383,478
7	374,792	373,729	376,923	376,923
8	371,103	370,589	373,729	373,729
9	373,106	373,729	373,729	373,729
10	373,586	373,729	373,729	373,729

Výsledky MDVP a navrhovaného SW se u obou záznamů prakticky shodují, což platí i v případě zpětné kontroly $\emptyset F_0^{(j)}$, kde se předpokládá správná detekce kmitů (viz dále). Lze tvrdit, že přesnost ACF byla potvrzena i v případě těchto testů. Drobné odchylky u frekvencí $F_0^{(j)'} AnUH$ a $F_0^{(j)H} AnUH$ jsou způsobeny zaokrouhlením při zkrácení salvy o 2% kmitů, a odchylku $F_0^{(j)'} AnUH$ a $\emptyset F_0^{(j)}$ způsobuje zanedbání posledního kmitu (viz dále).

11.3.3 Výsledky testování na záznamech nemocných

Testování záznamů s parézou je zajímavé z hlediska definice autokorelační funkce a většího podílu chrapotu v signálu, tzn. jeho deformaci. Testování je prezentováno pro tři záznamy, pro něž existují výstupy MDVP – „pareza-0-muz.wav“ (lepší případ), „pareza-1-zena.wav“ (těžký případ) a „pareza-3-muz.wav“ (extrémní případ). S ohledem na vážnost onemocnění se dají předpokládat výrazné změny v jednotlivých

frekvencích ve srovnání s předešlými testy. Tabulky 11.22 až 11.24 ukazují číselné porovnání prezentovaných vzorků.

Tab. 11.22: Určení frekvence záznamu „pareza-0-muz.wav“. V pořadí: MDVP, AnUH, zkrácená salva, průměrná a poloautomatická F_0 .

j	$F_0^{(j)}$ MDVP [Hz]	$F_0^{(j)H}$ AnUH [Hz]	$F_0^{(j)'} AnUH [Hz]$	$\emptyset F_0^{(j)}$ [Hz]	$F_0^{(j)M}$ AnUH [Hz]
1	142,375	134,043	134,451	134,451	134,043
2	143,274	135,692	135,692	136,111	135,692
3	144,347	136,533	136,533	136,533	136,533
4	145,400	138,245	138,679	138,679	138,245
5	146,515	140,446	140,446	140,895	140,446
6	147,821	143,182	144,118	144,118	143,181
7	146,875	147,000	147,000	147,492	147,000
8	149,808	148,485	150,000	150,000	148,485
9	150,972	151,027	151,027	151,027	151,027

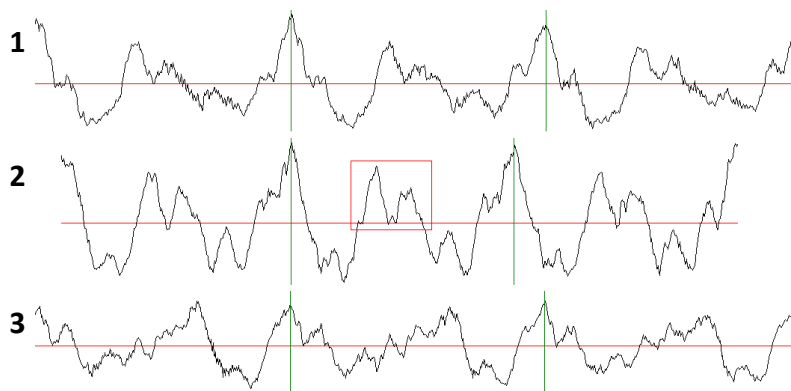
Tab. 11.23: Určení frekvence záznamu „pareza-1-muz.wav“. V pořadí: MDVP, AnUH, zkrácená salva, průměrná a poloautomatická F_0 .

j	$F_0^{(j)}$ MDVP [Hz]	$F_0^{(j)H}$ AnUH [Hz]	$F_0^{(j)'} AnUH [Hz]$	$\emptyset F_0^{(j)}$ [Hz]	$F_0^{(j)M}$ AnUH [Hz]
1	212,943	125,284	124,576	124,929	125,284
2	191,798	129,706	139,117	139,560	129,706
3	150,342	130,089	132,432	132,831	130,089
4	153,003	272,222	259,412	259,412	272,222
5	116,252	132,831	131,642	131,250	132,831
6	134,765	140,895	130,861	130,473	140,895
7	138,270	145,066	134,862	134,451	145,066
8	133,934	148,987	143,182	143,182	148,987
9	110,310	140,446	123,529	123,184	140,446
10	288,563	312,770	286,364	284,516	312,766

Tab. 11.24: Určení základní hlas. frekvence záznamu „pareza-3-muz.wav“. V pořadí: MDVP, AnUH – „hrubé“ kritérium, AnUH – „jemné“ kritérium, zkrácená salva, průměrná a poloautomatická F_0 .

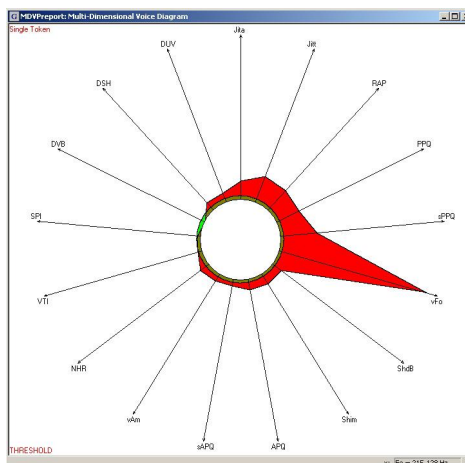
j	$F_0^{(j)}$ MDVP [Hz]	$F_0^{(j)H}$ AnUH [Hz]	$F_0^{(j)J}$ AnUH [Hz]	$F_0^{(j)'} AnUH [Hz]$	$\emptyset F_0^{(j)}$ [Hz]	$F_0^{(j)M}$ AnUH [Hz]
1	148,037	147,987	147,987	149,492	149,492	147,987
2	159,309	159,783	159,783	160,364	160,364	159,783
3	163,897	164,552	164,552	165,169	165,169	164,552
4	162,667	161,539	161,539	162,731	162,132	161,539
5	171,819	170,930	170,930	171,595	170,930	170,930
6	171,928	171,595	171,595	172,266	172,266	171,595
7	175,492	175,697	175,697	175,697	175,697	175,697
8	179,084	178,543	178,543	179,268	179,268	178,543
9	179,399	180,000	180,000	180,000	180,000	180,000
10	181,793	182,231	182,231	182,231	181,482	182,231

Výsledky záznamu „pareza-3-muz.wav“ pro $F_0^{(j)}MDVP$ a $F_0^{(j)H}AnUH$ resp. $F_0^{(j)J}AnUH$ jsou prakticky shodné. U nahrávky „pareza-0-muz.wav“ se tyto hodnoty rozcházejí již výrazněji, ale nejedná se o závažnou chybu (ani při hledání kmitů salvy), protože rozdíl periody je maximálně 10 vzorků. Proto lze oba výstupy (MDVP a AnUH) považovat za „rovnocenné“. U záznamu „pareza-1-muz.wav“ je chyba největší a pohybuje se kolem 60 vzorků. Za předpokladu, že detekce kmitu probíhá korektně, tak kontrolní výpočty mluví ve prospěch $F_0^{(j)}AnUH$ resp. $\emptyset F_0^{(j)}$ resp. $F_0^{(j)'}AnUH$, kde se předpokládá odstranění problémových konců salvy k detekování kmitů, a tedy jejich přesnější nalezení (tím pádem přesnější průměrná perioda). Nejvýraznější rozchod frekvencí MDVP a ACF se vyskytuje u 4. salvy. Budu-li uvažovat, že u této salvy platí $F_0^{(j)}MDVP = 153,003$ Hz, tj. perioda odpovídá 289 vzorkům a pro $F_0^{(j)}AnUH = 272,222$ Hz, tj. perioda odpovídá 162 vzorkům, tak při jejím bližším zkoumání lze říci, že délky jednotlivých kmitů odpovídají spíše periodě 289 vzorků (viz obr. 11.14). Nicméně při dalším zkoumání signálu jsem došel k závěru, že její průběh je velmi proměnlivý a obtížný k posouzení i zkušeným expertem²⁴ (obr. 11.14). Další analýza nástrojem MDVP, tentokrát po menších úsecích kolem středu salvy, ukázala odlišné výsledky ve frekvencích, které se v některých případech blíží hodnotě ACF a vykazují velké frekvenční kolísání v salvě vF_0 (viz obr. 11.15). Důvodem je výrazná nestálost signálu, kde celou situaci objasňuje obr. 11.14. Zde jsou výseky pro 3. – (1) a 5. – (3) salvu, kde je průběh fáze kmitů, tj. „uzavření-otevření“ glottis, víceméně patrný. Nicméně u 4. – (2) salvy dochází při fázi uzavření k nenadálému zákmitu hlasivky a narušuje se přechodový děj „uzavření-otevření“. Toto chování právě vystihuje záznamy pacientů s onemocněním parézy zvratného nervu, kdy nelze předvídat, jak se ochrnutá hlasivka zachová. Proto v tomto případě nelze jednoznačně říci, že by MDVP poskytovalo lepší nebo horší výsledky, protože se jedná o natolik specifický případ, kde neobstojí jak MDVP tak ACF. Celkové výsledky, tj. 108 salv s parézou (bez specifického případu), poskytují dobré hodnoty a lze funkčnost ACF považovat za správnou i pro soubor těchto dat.



Obr. 11.14: Srovnání jednoho kmitu ve středu salv(y) záznamu „pareza-1-zena.wav“. (1) – 3. salva ($T \sim 341$ vz.), fáze průběhu kmitu, tj. uzavření/otevření, jsou v „pořádku“; (2) – 4. salva ($T \sim 301$ vz.), fáze otevření (červený rámeček) vykazuje značné zakolísání hlasivky; (3) – 5. salva ($T \sim 333$ vz.), fáze průběhu kmitu jsou v „pořádku“.

²⁴ Na základě tohoto zkoumání lze říci, že původní označení nejzávažnějšího případu pro „pareza-3-muz.wav“ není na místě, kde tuto pozici přebírá právě „pareza-1-zena.wav“.



Obr. 11.15: Ukázka výstupu nástroje MDVP pro 4. salvu. Výrazné frekvenční kolísání (parametr vF_0) v průběhu salvy.

11.4 Automatická detekce kmitu

Automatická detekce kmitu je zásadní pro výpočet některých výstupních parametrů zátěžového testu, a proto se hodnotila několika způsoby. V první řadě se posuzoval začátek a konec nalezeného kmitu v salvě $K^{(j)}[i]$. Dalším kritériem byl počet nalezených period v salvách souboru „kmit-test.wav“, který je znám. U záznamu „zdravi-0-muz.wav“ a „pareza-0-muz.wav“ se kontrola detekce prováděla ručně, kde se tyto kmity srovnávaly s výsledky automatické detekce. Dalším směrodatným kritériem může být zpětná kontrola průměrné periody, tj. délka salvy dělená absolutním počtem nalezených kmitů v salvě nebo jeho odhadem. Prvotní testy se však zaměřily na správné označení začátku a konce jednoho kmitu, tj. od maxima k maximu v rámci periody (viz kap. 7.1), které se prováděly vizuálně a v některých případech ručně nebo poloautomaticky.

11.4.1 Výsledky testování ručním porovnáním

Ruční srovnání proběhlo na dvou souborech a bylo hodně časově náročné. Test se týkal záznamu „zdravi-0-muz.wav“ a „pareza-0-muz.wav“ pro první a poslední salvu, kde se předpokládají vlivem únavy hlasivek nejmarkantnější rozdíly. Výsledné soubory jsou k dispozici v elektronické podobě a tabulky 11.25. a 11.26 ukazují výsledek testu. Ověření správnosti potvrdila zpětná kontrola průměrné periody. Pro popisy platí:

1. Počet ... absolutní počet kmitů vyšetřované salvy,
2. $\bar{\varnothing} T_0^{(j)}$... průměrná délka kmitu první a poslední salvy záznamu ... vz.

Tab. 11.25: Ruční detekce kmitů záznamu „zdravi-0-muz.wav“. První a poslední salva.

1. salva	Ručně	Automaticky	14. salva	Ručně	Automaticky
Počet	423	424	Počet	386	386
$\bar{\varnothing} T_0^{(1)}$	347,983	348	$\bar{\varnothing} T_0^{(14)}$	338,697	339

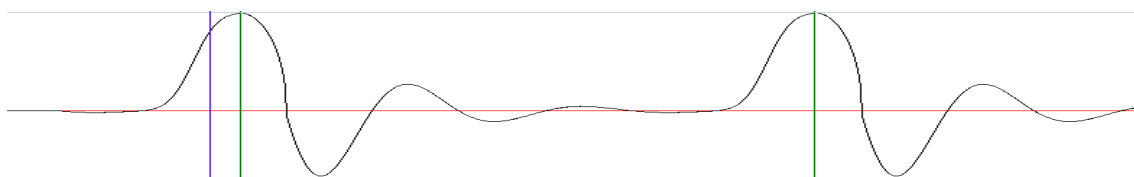
Tab. 11.26: Ruční detekce kmitů záznamu „pareza-0-muz.wav“. První a poslední salva.

1. salva	Ručně	Automaticky	9. salva	Ručně	Automaticky
Počet	1280	1279	Počet	1394	1402
$\emptyset T_0^{(1)}$	327,970	329	$\emptyset T_0^{(9)}$	293,118	292

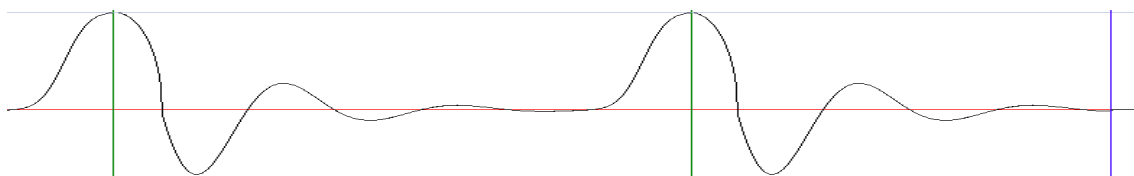
Výsledky ručního a automatického hledání si prakticky odpovídají, a proto lze prohlásit, že automat v tomto testu obstál úspěšně (drobné rozdíly jsou důsledek lidského faktoru).

11.4.2 Výsledky testování na generovaném souboru

V případě generovaného záznamu „kmit-test.wav“ se předpokládá maximální přesnost nalezených kmitů, tj. maxima v rámci periody. Obrázky 11.16 a 11.17 ukazují výsledky detekce pro první salva a tabulka 11.27 porovnává úspěšnost hledání číselně.



Obr. 11.16: Výsledek testu detekce kmitů. Náhled záznamu „kmit-test.wav“, začátek 1. salvy (modrá barva – automaticky detekovaná hranice salvy).



Obr. 11.17: Výsledek testu detekce kmitů. Náhled záznamu „kmit-test.wav“, konec 1. salvy (modrá barva – automaticky detekovaná hranice salvy).

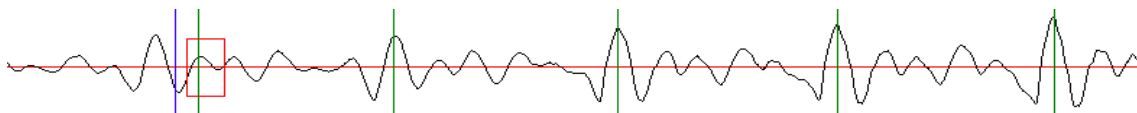
Tab. 11.27: Zanedbatelná chyba detekce kmitů. Záznam „kmit-test.wav“, 1. salva (5 hranic pro začátek a konec salvy).

	Začátek salvy				Konec salvy				
	aut.	ručně	chyba [vz]	chyba [%]		aut.	chyba [vz]	chyba [%]	chyba [%]
1	42168	42169	-1	2,371E-05	N-4	240767	240768	-1	4,153E-06
2	42565	42566	-1	2,349E-05	N-3	241167	241168	-1	4,146E-06
3	42966	42966	0	0,000E+00	N-2	241567	241567	0	0,000E+00
4	43367	43368	-1	2,306E-05	N-1	241966	241968	-2	8,266E-06
5	43767	43768	-1	2,285E-05	N	242366	242367	-1	4,126E-06

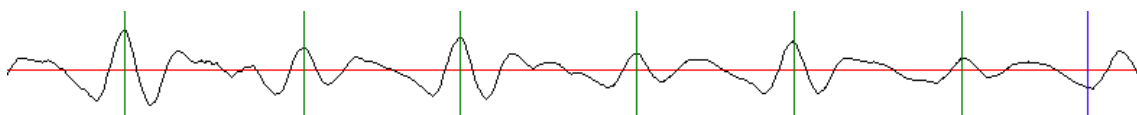
Chyba detekce se pohybuje pouze v jednotkách vzorků, procentuálně je tedy prakticky nulová. Drobné odchylky v pozici maxim jsou způsobeny definicí algoritmu, který vybírá první nalezené maximum amplitudy (tu však může tvořit ploška), přičemž do chyby také vstupuje lidský faktor. Zlepšení by mohlo poskytnout umístění maxima na střed plošky amplitudy, která je zejména ke konci salvy u některých záznamů „poměrně“ široká. Každopádně se jedná o drobnost, která má na celkový výpočet zanedbatelný vliv a výsledek testu lze považovat za uspokojivý.

11.4.3 Výsledky testování na záznamech zdravých

U nahrávek zdravých jedinců se předpokládají stejné nebo podobné výsledky jako u generovaného záznamu. S ohledem na tento předpoklad a výsledky předchozího porovnání jsou hodnoty testu demonstrovány pouze na jednom reprezentativním vzorku. Obrázky 11.18 a 11.19 ukazují výsledek detekce pro poslední salvu záznamu „zdravi-2-zena.wav“ a tabulka 11.28 vyjadřuje výsledky číselně (hodnocení se vztahuje k poslední salvě, kde by se dala očekávat největší únava a tedy nejhorší detekce).



Obr. 11.18: Výsledek testu detekce kmitů. Náhled záznamu „zdravi-2-zena.wav“, začátek 10. salvy (modrá barva – automaticky detekovaná hranice salvy). Ukázka jak se algoritmus dokáže vypořádat s počáteční nepřesností (červený rámeček).



Obr. 11.19: Výsledek testu detekce kmitů. Náhled záznamu „zdravi-2-zena.wav“, konec 10. salvy (modrá barva – automaticky detekovaná hranice salvy).

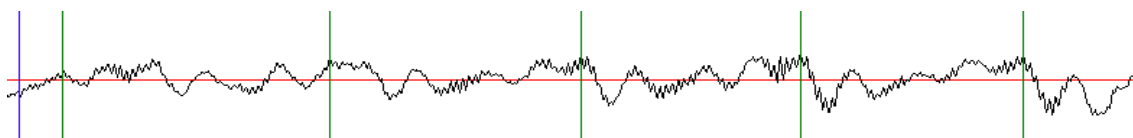
Tab. 11.28: Zanedbatelná chyba detekce kmitů. Záznam „zdravi-2-zena.wav“, 10. salva (5 hranic pro začátek a konec salvy).

	Začátek salvy				Konec salvy				
	aut.	ručně	chyba [vz]	chyba [%]	ručně	aut.	chyba [vz]	chyba [%]	chyba [%]
1		3206619							
2	3206754	3206755	-1	3,118E-07	N-4	3493948	3493948	0	0,000E+00
3	3206909	3206910	-1	3,118E-07	N-3	3494072	3494073	-1	2,862E-07
4	3207061	3207062	-1	3,118E-07	N-2	3494180	3494180	0	0,000E+00
5	3207211	3207211	0	0,000E+00	N-1	3494302	3494303	-1	2,862E-07
6	3207358	3207358	0	0,000E+00	N	3494411	3494410	1	2,862E-07

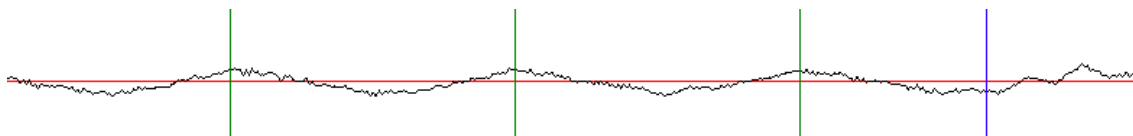
Velikost chyby se opět pohybuje v řádu jednotek vzorků a předpoklad dobrých výsledků byl naplněn, což lze říci o souboru všech záznamů. V některých situacích může dojít k označení chybného maxima, tj. začátek/konec kmitu. Zde má jiný průběh, nežli se očekává nebo je ideální případ a v rámci vyhledávacího okna dojde k označení jiného počátku kmitu. Tuto situaci by mohlo vyřešit „těsnější“ vyhledávací okno, ale musel by být naplněn předpoklad v určení maximálně přesné frekvence ACF a minimální hodnoty Jitter $ji^{(j)}$ resp. $ja^{(j)}$. Případně by se dala vykonat zpětná kontrola, tj. algoritmus vyhledávání aplikovat od konce salvy k jejímu začátku a ověřit, zdali se pozice maxim shodují – přešlo by se tak i možné počáteční chybě, která je patrná na obr. 11.18. Celkově lze výsledky a funkci algoritmu hodnotit kladně.

11.4.4 Výsledky testování na záznamech nemocných

Záznamy nemocných jedinců představují z pohledu problému automatické detekce kmitů nejtěžší část testování. Ty jsou deformovány chrapotem, což může působit komplikace při hledání maxim (počátku kmitů). Pro dostatečnou demonstraci je vybrán soubor „pareza-1-zena.wav“, kde vznikla nesrovnalost s hledáním základní frekvence u 4. salvy (viz kap. 11.3.3, tab. 11.23), což je základem pro úspěšnou detekci jednotlivých kmitů. Ostatní soubory nemocných mají dobře čitelné periody v salvě a lze u nich předpokládat dobré výsledky (s ohledem na ty předchozí). Proto se testy těchto záznamů omezily na vizuální hodnocení s kontrolním výpisem pozice. Obrázky 11.20 a 11.21 s tabulkou 11.29 ukazují detekci na začátku a konci poslední salvy záznamu. Obr. 11.22 ilustruje míru deformace signálu ve 4. salvě a jeho špatnou čitelnost, která je spojena s chybnou detekcí hranice kmitu (frekvence). Tabulka 11.30 znázorňuje detekci 4. salvy na jejím začátku a konci. Obr. 11.23 a 11.24 s tabulkou 11.31 pak znázorňují detekci pro 1. salvu.



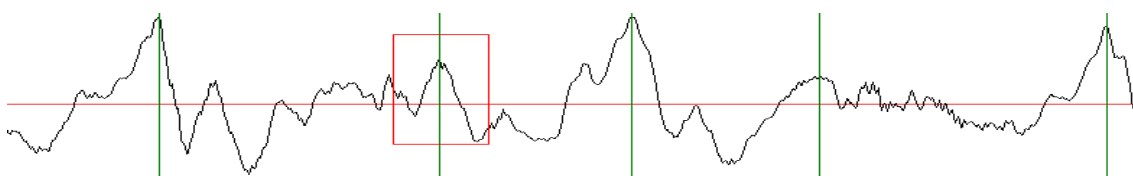
Obr. 11.20: Výsledek testu detekce kmitů. Náhled záznamu „pareza-1-zena.wav“, začátek 10. salvy (modrá barva – automaticky detekovaná hranice salvy).



Obr. 11.21: Výsledek testu detekce kmitů. Náhled záznamu „pareza-1-zena.wav“, konec 10. salvy (modrá barva – automaticky detekovaná hranice salvy).

Tab. 11.29: Zanedbatelná chyba detekce kmitů. Záznam „pareza-1-zena.wav“, 10. salva (5 hranic pro začátek a konec salvy).

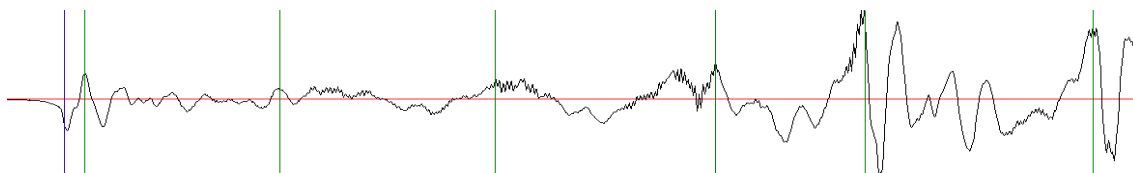
	Začátek salvy				Konec salvy				
	aut.	ručně	chyba [vz]	chyba [%]	ručně	aut.	chyba [vz]	chyba [%]	chyba [%]
1	1555095								
2	1555301								
3	1555475	1555476	-1	6,429E-07	N-4	1679165	1679165	0	0,000E+00
4	1555684	1555689	-5	3,214E-06	N-3	1679317	1679318	-1	5,955E-07
5	1555880	1555881	-1	6,427E-07	N-2	1679483	1679484	-1	5,954E-07
6	1556090	1556092	-2	1,285E-06	N-1	1679647	1679649	-2	1,191E-06
7	1556264	1556264	0	0,000E+00	N	1679793	1679797	-4	2,381E-06



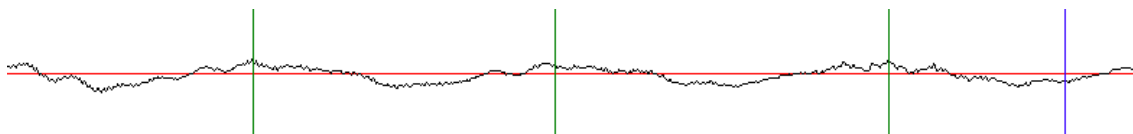
Obr. 11.22: Výsledek testu detekce kmitů – chyba nebo výrazná deformace periody (červený rámeček). Náhled záznamu „pareza-1-zena.wav“, výsek ze středu 4. salvy. Příklad dále osvětluje specifičnost 4. salvy odhalenou v kap. 11.3.3, tj. příčina vysoké základní frekvence salvy.

Tab. 11.30: „Selhání“ detekce u prvních dvou kmitů začátku salvy. Záznam „pareza-1-zena.wav“, 4. salva (5 hranic pro začátek a konec salvy).

	Začátek salvy					Konec salvy			
	aut.	ručně	chyba [vz]	chyba [%]		aut.	chyba [vz]	chyba [%]	chyba [%]
1	664256	664320	-64	9,634E-05	N-4	789259	789255	4	5,068E-06
2	664441	664459	-18	2,709E-05	N-3	789450	789462	-12	1,520E-05
3	664615	664616	-1	1,505E-06	N-2	789654	789660	-6	7,598E-06
4	664767	664763	4	6,017E-06	N-1	789851	789851	0	0,000E+00
5	664921	664919	2	3,008E-06	N	790048	790047	1	1,266E-06



Obr. 11.23: Výsledek testu detekce kmitů. Náhled záznamu „pareza-1-zena.wav“, začátek 1. salvy, nejednoznačnost kmitů (modrá barva – automaticky detekovaná hranice salvy).



Obr. 11.24: Výsledek testu detekce kmitů. Náhled záznamu „pareza-1-zena.wav“, konec 1. salvy (modrá barva – automaticky detekovaná hranice salvy).

Tab. 11.31: Selhání detekce kmitů. Záznam „pareza-1-zena.wav“, 1. salva (5 hranic pro začátek a konec salvy).

	Začátek salvy					Konec salvy			
	aut.	ručně	chyba [vz]	chyba [%]		aut.	chyba [vz]	chyba [%]	chyba [%]
1	50149				N-6	222434		222434	
2		50412			N-5	222845		222845	
3	50605	50604	1	1,976E-05	N-4	223045	223064	-19	8,518E-05
4		50802	-50802	1,000E+00	N-3		223269	-223269	1,000E+00
5	50957	50992	-35	6,864E-04	N-2	223475	223475	0	0,000E+00
6	51411		51411		N-1		223682	-223682	1,000E+00
					N		223872	-223872	1,000E+00

Hlavní pozornost se během testů zaměřila na první a poslední salvu, kde by se měly očekávat největší rozdíly (vlivem únavy hlasivek). Paradoxně bylo lepších výsledků dosaženo u poslední salvy, kde v případě té první nastalo několik výpadků prvních kmitů, resp. je nebylo možné s ohledem na míru poškození signálu řádně označit ručně (viz tab. 11.31 a obr. 11.23). Lze se domnívat, že došlo k tzv. *efektu rozezpívání pacienta* (parametry salvy se v průběhu fonace zlepšují) nebo k pochybení u manuální detekce. Pominu-li výsledky první salvy, kde je její začátek hodně nestálý a skutečnost, že prvních 5 – 10 špatně určených kmitů stejně výsledek pro celou salvu neovlivní, lze výstup metody hodnotit dobře – algoritmus je navržený tak, aby se s případnými nepřesnostmi na začátku salvy po několika iteracích vyrovnal (předpokládá se zde výraznější deformace, než se hlas ustálí). Z kapitoly 11.3.3 pak víme, že ve specifickém případě 4. salvy došlo k nejednoznačnému určení základní hlasivkové frekvence, protože zatížení chrapotem je výrazné. Z toho plyne i očekávaná chyba označení kmitů této salvy, kterou dokládá obr. 11.22. Zde kvůli vysoké frekvenci $F_0^{(4)}$, tzn. malou periodu, dochází k označení špatného počátku kmitu. Z pohledu všech souborů dat lze ale automatickou detekci kmitů hodnotit pozitivně.

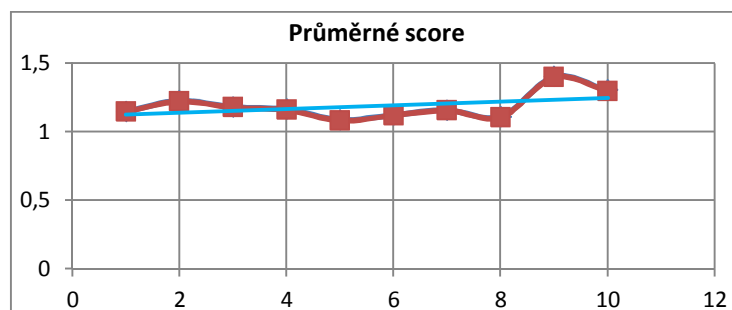
11.5 Testování parametrů

Kombinace všech parametrů představuje automatickou a poloautomatickou detekci s posunem a bez posunu, tj. zkrácená a nezkrácená salva o 2% kmitů. Porovnání probíhá nad exportovanými daty do aplikace MS Excel a grafickým zobrazením vybraných parametrů. Z fyziologie tvorby hlasu a doposud získaných zkušeností lze předpokládat určitý vývoj parametrů se stoupající hlasovou zátěží, tj. počtem salv v záznamu. Základní testování bylo prováděno pro audiozáznamy s 10-i salvami. Předpokládáme proto, že se hodnota průměrného SCORE bude s postupující zátěží zvětšovat, tj. zhorší se kvalita závěru hlasivek. Tím se bude zvětšovat i rozptyl hodnot SCORE pro jednotlivé kmity vybrané salvy. Rozdíl maximálního a minimálního SCORE s jeho průměrnou hodnotou se očekává v řádu jedné klasifikační třídy ze stupnice 1-5. Průběh vývoje parametrů Jitter a Shimmer by měl mít stejný charakter, tj. postupný nárůst s rostoucí zátěží. Dále se při testování v průběhu fonace očekává postupný úbytek energie a intenzity salvy vlivem únavy hlasu. Jednotlivé pauzy pro nádech se mohou prodlužovat, naopak salva se zkracuje nebo snižuje její amplituda (viz tabulka 11.32 a kap. 2.5, str. 7).

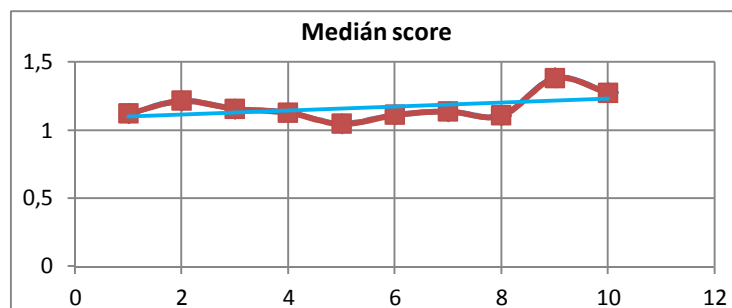
Tab. 11.32: Tabulka předpokladů a výsledků vývoje jednotlivých parametrů salv.

Parametr	Popis	Předpoklad	Paréza	Zdraví
$P^{(j)}$	energie (AnUH)	úbytek	<u>nárůst</u>	úbytek
$sc_{med}^{(j)}$	medián SCORE (AnUH)	nárůst	stagnace	stagnace
$\overline{sc}^{(j)}$	průměrné SCORE (AnUH)	nárůst	stagnace	stagnace
$ S^{(j)} $	délka salvy (AnUH)	úbytek	úbytek	úbytek
$N^{(j)}$	délka pauzy (AnUH)	nárůst	<u>úbytek</u>	nárůst
$F_0^{(j)}$	Zákl. frekvence (AnUH)	konstanta	nárůst	pokles
$ji^{(j)}$	Jitter (AnUH)	nárůst	<u>pokles</u>	nárůst
$ji^{(j)*}$	jiiter (MDVP)	nárůst	nárůst	nárůst
$SPI^{(j)*}$	Index měkké fonace (MDVP)	nárůst	nárůst	nárůst

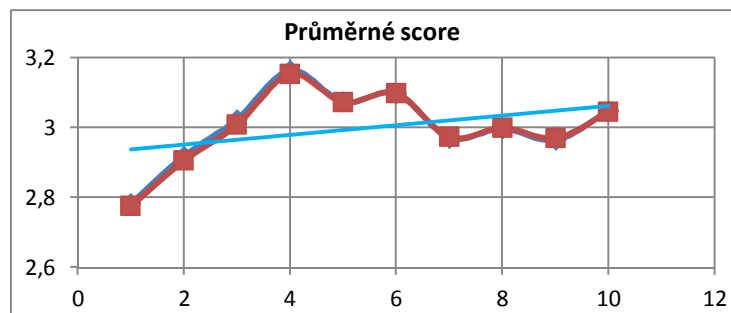
Vzájemný vztah uvažovaných parametrů nebo to, zda tvoří n -tice parametrů redundantní informaci, detekuje korelační struktura, viz *korelační tabulka*. Řádky a sloupce tvoří jednotlivé parametry a v bodě jejich průsečíku souřadnic se nachází číselná hodnota korelačního koeficientu $k_R \in \langle 0; 1 \rangle$. V případě, že je vazba těsná, tj. $|k_R| \rightarrow 1,0$, lze prohlásit, že testované parametry mají na základě dané množiny pozorování podobný význam z hlediska poskytované informace. Jeden (některé) z takových parametrů lze, pokud se jedná o parametry fyzikálně podobné a z hlediska reality opodstatněné, vypustit. Na základě získaných poznatků se stanoví konečný počet parametrů ve výstupním souboru dat a následně i v programové aplikaci. S ohledem na rozsah parametrů zařazených do korelační struktury je výsledná *korelační tabulka* k dispozici v elektronické podobě v příloze na DVD-R nebo v podobě náhledu v tištěné příloze, viz příloha D. Další hodnocení výsledků je realizováno v tabulkovém procesoru MS Excel, kde jsou jednotlivé parametry uspořádány do grafů, které znázorňují vývoj parametru s postupující zátěží, tj. v pořadí jednotlivých salv. Pro úplnost jsou jednotlivé body grafů proloženy *spojnicí lineárního trendu*. Cílem je detekovat trend vývoje parametru s rostoucí zátěží. Pro rozsáhlý objem dat jsou ucelené výsledky přiloženy v elektronické příloze. Reprezentativní příklad(y), které ilustrují situaci vyhodnocení, jsou na obr. 11.25 až 11.28. Jedná se o parametry $\bar{sc}^{(j)}$, tj. průměrné SCORE, a $sc_{med}^{(j)}$, tj. SCORE mediánu. Při zkoumání je zajímavé sledovat vývoj parametrů zvláště u zdravých a nemocných jedinců.



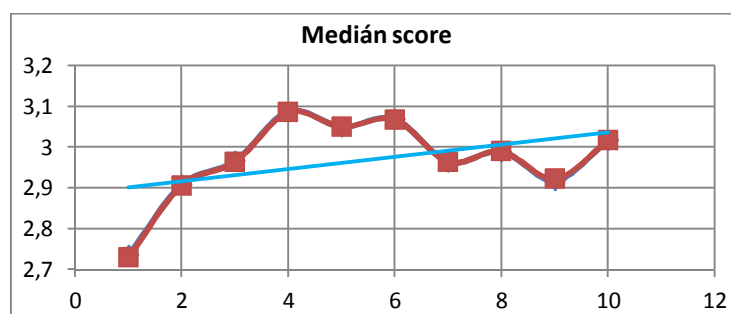
Obr. 11.25: Ukázka vývoje parametru průměrného SCORE přes všechny salvy záznamu „zdravi-10-zena.wav“.



Obr. 11.26: Ukázka vývoje parametru mediánu SCORE přes všechny salvy záznamu „zdravi-10-zena.wav“.



Obr. 11.27: Ukázka vývoje parametru průměrného SCORE přes všechny salvy záznamu „pareza-5-zena.wav“.



Obr. 11.28: Ukázka vývoje parametru mediánu SCORE přes všechny salvy záznamu „pareza-5-zena.wav“.

Tabulka 12.32 reprezentuje další ucelené hodnocení, kdy jsou porovnávány stanovené předpoklady a jejich dosažení nad množinou dat testovaného souboru zdravých a nemocných jedinců. Pro úplnost uvádím parametry vstupního souboru, úplné výsledky viz datový soubor „korelacni_tabulka_stress-test.xls“ na příloženém DVD-R:

1. zdraví ... 6 mužů, 7 žen, 134 salv
2. nemocní ... 5 mužů, 6 žen, 109 salv.

U záznamů zdravých jedinců nejsou předpoklady v případě SCORE splněny. Hodnoty vykazují stagnaci, tj. nezhoršují se ani nezlepšují. Příčinu stagnace lze v této fázi testování vysvětlit nízkou zátěží, tj. pro splnění očekávaného chování navrhuji zvýšit zátěž na hodnotu 20 salv²⁵ během jednoho vyšetření. Vzhledem k tomu, že parametry SCORE korelují pouze s jinými hodnotami SCORE, neovlivňuje tento stav stagnace jiné parametry. Při prozkoumání celkových výsledků u nemocných jedinců a následně i jednotlivých záznamů, je u některých předpoklad naplněn, jinde je chování opačné

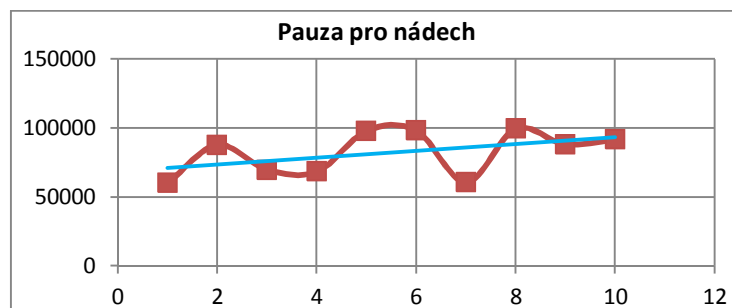
²⁵ Na zvýšení zátěže, tj. zvětšení počtu salv, ukazuje vývoj řady parametrů, tzn. nejen SCORE. K tomu je nutné poznamenat, že původní volba 10 salv vyplynula z vyšetřování pacientů ORL kliniky, kteří mají diagnózu onemocnění nejen parézu zvrtného nervu, ale např. polypy, uzlíky a RE. Vyšetření podstupují také pacienti po chirurgickém zákroku na hlasívkách, kdy musí být zátěž omezena na dostatečný počet salv a současně počet, který nebude pacienta krátce po zákroku (cca 14 dnů) ohrožovat. Proto se pracuje s rozsahem 10 salv, který byl na začátku stanoven jako limit.

(zlepšení kvality hlasu). Zlepšení zřejmě odpovídá *efektu rozezpívání pacienta*, a proto rovněž navrhuji navýšení zátěže. Chování je totožné jak pro SCORE průměru, tak i mediánu. Ukázka vybraných záznamů, které předpoklad splňují, jsou na obrázcích 11.25 – 11.28.

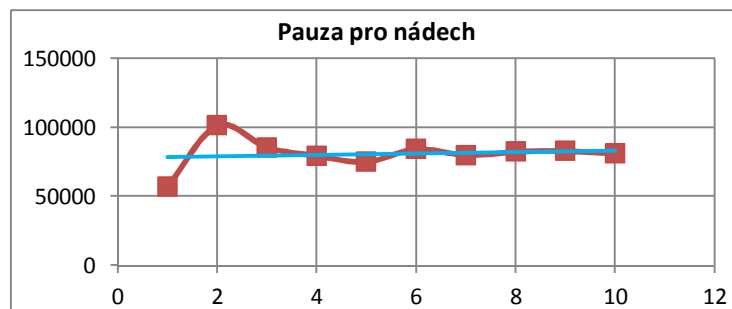
Pro parametr energie platí předpoklad klesání se zvyšujícím se počtem salv v záznamu. U některých záznamů zdravých jedinců lze tento jev pozorovat až v momentě druhého vyšetření (např. „zdravi-1-zena.wav“), které probíhá bezprostředně po tom prvním. Proto se navýšení zátěže nabízí i v tomto případě. Celkově je však očekávání naplněno, což podporuje i vazba s úbytkem intenzity, kde platí $k_R = 0,701$. U záznamů s parézou tento předpoklad zcela neplatí. K poklesu energie většinou dochází pouze u několika salv (2 až 3 salvy) v rámci celé fonace. Dalším neobvyklý jev je velmi slabá vazba mezi energií a úbytkem intenzity, tj. $k_R = 0,015$. Což vyvolává spor, a proto navrhuji zvýšení zátěže a sledování dalšího vývoje parametru(ů).

Parametr frekvence/frekvencí u zdravých jedinců vykazuje nepatrný růst nebo pokles, celkově nad souborem všech dat mírně klesá, a lze předpoklad považovat za splněný. U záznamů s parézou je situace odlišná. V některých případech dochází k poměrně výraznému nárůstu, o čemž vypovídá i výsledek nad celým souborem dat. To si vysvětlují tak, že u nemocných hlasivek vlivem zátěže dochází k jejich horšímu dovření nebo roztažení a tím se zvyšuje frekvence jejich kmitu. Dále lze z *korelační* tabulky pozorovat silný vztah mezi frekvencí a periodou (periodami), což potvrzuje vzájemnou závislost vztahů 6.1 až 6.4.

Délka salvy je v obou případech splněna dle předpokladů a to jak při zkoumání samotných záznamů, tak pro celkové soubory dat. V ojedinělých případech bylo vyzorováno, že se salva může v rámci fonace prodloužit (myšleno ve srovnání s předešlými salvami). S tímto faktem ale silně koreluje doba nádechu. Ta však naplnila stanovený předpoklad pouze u zdravých jedinců. Záznamy s parézou tento předpoklad splňují jen pro některé vzorky (např. „pareza-4-zena.wav“, viz obr. 11.30). Převažuje opačný trend, tj. pokles, což pak odpovídá výsledku nad celým souborem dat. Toto chování si lze vysvětlit tak, že může dojít k „zahlcení“ vyšetřovaného, který se snaží „za každou cenu“ pokračovat ve fonaci bez přirozeného nádechu. Jedná se o psychické rozpoložení pacienta, se kterým se musí v rámci vyšetření počítat.



Obr. 11.29: Vývoj parametru doby nádechu přes všechny salvy záznamu „zdravi-12-zena.wav“ (splněný předpoklad).



Obr. 11.30: Vývoj parametru doby nádechu přes všechny salvy záznamu „pareza-4-zena.wav“ (ojedinělý případ splněného předpokladu u záznamů s parézou).

Jitter, který vyjadřuje frekvenční kolísání, u zdravých jedinců vykazuje pozvolný nárůst, což se pak projevuje ve výsledku nad celkovým souborem. Takové chování si vysvětlují postupnou únavou hlasu a „nestálostí“ hlasivek (není pochopitelně nijak výrazná). Silnější vazba mezi parametrem Jitter a Shimmer pak dokládá jejich vzájemný vztah, kde $k_R = 0,618$ resp. $k_R = 0,839$ pro MDVP (menší korelace v případě AnUH je dána rozdělením parametru na dvě hodnoty, tj. kladné a záporné). U záznamů s parézou je situace (možná paradoxně²⁶) opačná. To lze vysvětlit tak, že je hlas na začátku vyšetření „nezahřátý“, což se projevuje výraznou nestálostí hlasivek. Ta se postupem času omezí a dochází k *efektu rozezpívání pacienta*. Vazba mezi parametrem Jitter a Shimmer je zde poměrně silná ($k_R = 0,887$), což může vypovídat o celkově zhoršené kvalitě hlasu, čímž by se opodstatnily slabší vazby v případě zdravých jedinců.

Celkově lze říci, že pro zdravé jedince byly předpoklady vyšetření zátěžovým testem 10-i salv splněny. Pro potvrzení tohoto výsledku resp. vyjasnění určitých nesrovnalostí z tab. 11.32 (zvláště pak u pacientů s parézou) lze provést zařazením většího počtu salv v rámci jednoho vyšetření, tzn. 20, 30, ... salv. Následující výčet objasňuje příčiny možných nesrovnalostí:

- kvalita pořízených záznamů ve smyslu metodiky vyšetření, kdy má vyšetřovaná osoba tendenci spěchat, což vede na zkracování salvy jen proto, aby se pacient rychle nadechl a opět mohl fonovat
- paréza zvrtného nervu je vlastně necitlivost-obrna, která vyvolává nahodilé chování hlasivek, kdy může nastat *efekt rozezpívání pacienta*
- paréza ale také vyvolává nepředvídatelné chování hlasivky, viz nahrávka „pareza-1-zena.wav“, speciálně 4. salva
- počet salv resp. velikost zátěže byla vzhledem k bezpečnosti vyšetření i pro pacienty po chirurgickém zákroku omezena a nevyvolá očekávaný efekt.

²⁶ Slovíčko „paradoxně“ není možná na místě, protože jedinec trpící parézou disponuje špatnou kvalitou hlasu „normálně“, a proto vylepšení parametrů nemusí být takovým překvapením. Kdežto u zdravých jedinců, kteří mají vitální hlas, se únava projeví (v závislosti na velikosti zátěže). Každopádně je potřeba zdůraznit, že pojmy zlepšení/zhoršení mají v každé skupině jinou váhu.

12 Diskuze a rozhodnutí

Nový návrh metody k automatické detekci salvy byl primárně vyvíjen k dosažení lepších výsledků při jejich detekci, protože hrají klíčovou roli při určení výstupních parametrů. V některých případech záznamů s parézou je ale výrazná nejednoznačnost. Je potřeba rozhodovat, zdali se na hranici salvy dívat z pohledu parametrů, kde je potřeba brát v úvahu jednotlivé kmity, které jsou v počátku salvy hodně deformované a mohly by zkreslit výstup výsledků, tzn. zkrátit délku salvy. Aby se podobnému problému předešlo, tak pro tyto účely vhodně slouží zkrácení salvy o 2% kmitů, kde se předejde vybrání „špatných“ kmitů a zároveň zůstane délka salvy, jako parametr, zachována. Všeobecně se v této otázce jedná o zanedbatelné rozdíly, a proto lze počítat i s nezkrácenou salvou. Celkově metodu hodnotím dobře, protože je plně automatizovaná, tzn., nepotřebuje vstupní parametry a zároveň se velmi dobře vypořádává s existencí chrapotu v pauzách pro nádech a poskytuje tak dobré výsledky. I když u generovaných resp. zdravých souborů mohly výsledky dopadnout lépe, není to z pohledu návrhu metody překvapení a jedná se víceméně o očekávané chování metody, která byla primárně vyvíjena na záznamech s parézou.

V každém případě bude-li se přece jen uvažovat o vylepšení, tak bych v tomto směru určitě zvažoval doplnit možnost rozhodnutí, zdali se má zpřesnění dílčích hranic vykonat nebo nikoliv, případně provádět zpětnou kontrolu, zdali posun hranice přinesl lepší výsledek. Zamezilo by se tak situacím, které v ojedinělých případech u generovaného záznamu „kmit-test.wav“ nastaly, tj. posun hranice do pauzy, resp. až k počáteční hranici další salvy. Nicméně se jedná o nahodilé případy, které vznikly v případě generovaného záznamu, se kterým se v praxi nepočítá, a proto se spíše jedná o doplňkový návrh. Podstatnějším vylepšením, které bych do budoucna určitě zohlednil, je výpočet indexu šumu filtrovaného a nefiltrovaného signálu. Momentálně se podmínka salvy počítá na základě jejich vlastností, tzn. pro každou salvu je práh ukončení odlišný. Zahrnutí indexu šumu do ukončovací podmínky by tyto charakteristické vlastnosti ještě více umocnilo, což je zejména v případě záznamů zatížených chrapotem vítané.

Co se týče základní frekvence, tak zde se autokorelace ukázala jako dobrou volbou. S ohledem na charakter salvy, tj. opakující se signál, to u jednoduchých signálů není překvapením. Nicméně ACF dokázala poskytnout odpovídající výsledky také u záznamů hodně zatížených chrapotem (až na ojedinělé případy, speciálně záznam „pareza-1-zena.wav“, 4. salva), kde v některých případech poskytuje přesnější výsledky než referenční výstupy z MDVP.

Na určené frekvenci pak stojí další výpočty, tj. výstupní parametry a detekce kmitů salvy. Algoritmus pro detekci hranice jednotlivých kmitů se ukázal jako vhodně navržený. Svoji spolehlivost ukázal jak v případě generovaných záznamů a zdravých jedinců, tak i u nahrávek s parézou (za předpokladu správné frekvence). Jedinou výjimku tvoří „nestandardní“ průběh kmitu, kdy v rámci vyhledávacího okna dojde

k určení špatné hranice kmitu, tj. maxima. Pokud bychom na základě získaných testů ACF, skutečně uvažovali dobré výsledky frekvence resp. periody, lze toto okna zmenšit a omezit chybu ve špatném výběru maxima. Nicméně z charakteru jednoho kmitu lze říci, že ve většině případů je výběr chybného maxima posunutý jen o pár vzorků. Tím pádem jsou v rámci celé salvy tyto chyby zanedbatelné, což dokazují provedené testy (konkrétně průměrná perioda salvy). Další nesrovnalost může představovat problematický začátek salvy, než se fonace ustálí. Řešením je buď počítat se zkrácenou salvou o 2% kmitů, nebo tuto chybu ignorovat, protože po pár iteracích (max. 10) se algoritmus srovná s průběhem signálu a vybírá správná maxima, tj. kmity, a v celkovém výpočtu to má zanedbatelný vliv, protože u záznamů nemocných jedinců tvoří salvu tisíc kmitů a více.

Hodnocení vývoje jednotlivých parametrů je též kladné. Ačkoliv u záznamů s parézou nedošlo ke splnění předpokladu v případě narůstající energie, snižující se pauzy a parametru Jitter, celkově lze výsledky hodnotit dobře. Odchytky od stanovených očekávání by mohlo vyřešit navýšení zátěže, tj. počet salv. Na druhé straně je potřeba s některým chováním počítat, protože se na výsledku podepisuje psychické rozpoložení pacienta, nepředvídané chování ochrnuté hlasivky, apod. (viz kap. 11.5). Na základně získaných poznatků se v rámci výstupní aplikace použijí tyto parametry:

1. $|S^{(j)}|$... doba salvy [s],
2. $|S^{(j)}|$... doba nádechu [s],
3. $P^{(j)}$... celková energie salvy,
4. $\Delta r_s^{(j)}$... úbytek intenzity salvy regresní přímkou (2 parametry),
5. $F_0^{(j)}$... základní frekvence salvy [Hz],
6. $T_0^{(j)}$... základní perioda salvy [vz],
7. $\bar{s}c^{(j)}$... průměrné SCORE,
8. $ji^{(j)}$... procentní Jitter [%],
9. $shi^{(j)}$... procentní Shimmer (2 parametry) [%].

Co se týče zkrácené salvy, tak v některých případech ukázala své opodstatnění, a ačkoliv to v celkovém výsledku hraje zanedbatelnou roli, bude se v rámci aplikace uvažovat její použití s možností nastavení velikosti „zkrácení“ uživatelem, tj. primárně se uvažuje nezkrácená salva.

13 Závěr

Celková úloha v návrhu zátěžového testu obsahuje několik dílčích úloh a problémů, se kterými se bylo nutné vypořádat. V případě detekce salvy se použije nově navržená metoda. Ta byla primárně vyvíjena pro nahrávky jedinců, kteří trpí onemocněním parézy zvrtného nervu, což dokládají konečné výsledky, kde je např. u generovaného záznamu v ojedinělých případech chyba až 10%, u jedinců s parézou se chyba standardně pohybuje okolo 1%. Co se týče navržených kritérií pro stanovení prahu zpřesnění hranic salvy, tj. „jemné“ a „hrubé“, tak naplnila svůj význam, a proto se v rámci aplikace uvažují obě. Obecně lze říci, že „jemné“ kritérium poskytuje dle očekávání přesnější výsledky (neuvažuje-li se případ typu „pareza-3-muz.wav“). Celkově metoda poskytla nad souborem dat dobré výsledky, ale pro ověření tohoto tvrzení by byla potřeba větší množina vzorků.

Základní hlasivková frekvence resp. perioda je klíčová pro další vývoj vyšetření, tj. výstupní parametry a detekce kmitů v salvě. Autokorelace v tomto směru poskytla ve všech případech, tj. generované záznamy, zdraví jedinci a záznamy s parézou, dobré výsledky. Jedinou výjimku tvoří hodně specifický případ „pareza-1-zena.wav“, speciálně 4. salva, kde je určení kmitu (periody) obtížné i pro experta, tzn. deformace signálu chrapotem je výrazná (viz kap 11.3.3). Obecně lze říci, že v případě parézy zvrtného nervu nemá hlasivka predikovatelný průběh kmitu, tzn., patří k nejkomplikovanějším případům onemocnění z hlediska audiosignálu, chování hlasivek, závěru glottis a vyhodnocení naměřených parametrů.

Automatická detekce kmitů hraje zásadní význam u parametrů SCORE, Jitter, Shimmer, apod. U jednoduchých signálů (generované, zdraví jedinci) jsou výsledky dle očekávání prakticky perfektní. Ačkoliv zde dochází k ojedinělým chybám typu špatný výběr maxima, tak to v celkovém součtu nemá význam na výsledek parametrů. Situace se komplikuje v okamžiku výrazně poškozených signálů. Zde je chybná detekce maxima pravděpodobnější s ohledem na přítomnost chrapotu v signálu a jeho deformaci. Nicméně i s touto skutečností se algoritmus vypořádává celkem obstojně, tj. po několika iteracích výběr správných kmitů nebo výběr chybného maxima nepředstavuje velkou chybu (řádově jednotky vzorků) s ohledem na charakter jednoho kmitu hlasivek, a poskytuje dobré výsledky. Celkově lze automatickou detekci kmitů hodnotit dobře (v závislosti na určené frekvenci/periodě).

Celkové zkoumané parametry salvy resp. jejich vývoj s postupující zátěží naplnily očekávání. Výjimku tvoří některé případy záznamů s parézou. Tyto drobné nesrovnalosti mají zřejmě původ v místech, která nelze ovlivnit (psychika, vliv onemocnění, aj.). Osvětlit situaci by mohla zvýšená zátěž v rámci vyšetření, ale je otázkou, zdali to je s ohledem na stav pacientů možné tak, aby nedošlo k ohrožení jejich zdravotního stavu. Z celkového počtu 52 parametrů zůstalo na základě hodnocení korelačních vazeb 11 základních. Bude-li se uvažovat zachované zkrácení salvy a poloautomatická detekce kmitů, tak celková množina obsahuje 26 veličin.

Programová realizace této práce je od počátku navržena tak, aby se s možnými nepřesnostmi v detekci salv obsluha vypořádala „dvěma kliky“ (zoom, odebrání salvy, posun hranic, atd.), čemuž odpovídá i návrh *Metody energetický oken*, která při hledání salv připouští chybu maximálně jedné salvy (+/- od skutečného počtu resp. odhadu). Nicméně v rámci testů na záznamech nemocných jedinců, na kterých se použití uvažuje, se ukázalo, že zásah obsluhy nebyl potřeba (až na jedinou výjimku z celkového počtu 109 salv).

Reference

- [1] *Kurdík M.: Zátěžový test pro analýzu únavy hlasu. Bakalářská práce, Fakulta aplikovaných věd ZČU Plzeň, Katedra informatiky a výpočetní techniky, Plzeň, 2010.*
- [2] *Hlaváč, V., Sedláček, M.: Zpracování signálů a obrazů, skripta ČVUT, Praha, 2001.*
- [3] *Hudíková M., Dršata, J.: Recurrent laryngeal nerve palsy, Neurologie pro praxi, odborný časopis, Klinika otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku FN Hradec Králové, Lékařská fakulta v Hradci Králové, Univerzita Karlova v Praze, 2012.*
- [4] *Pánek L.: Informační systém pro analýzu hlasového pole. Diplomová práce, Fakulta aplikovaných věd ZČU Plzeň, Katedra informatiky a výpočetní techniky, Plzeň, 2002.*
- [5] *PEŠTA, J., SLÍPKA, J., NOVÝ, P., VÁVRA, F.: Hodnocení kvality závěru glottis. ORL klinika FN Plzeň a Fakulta aplikovaných věd ZČU Plzeň, Katedra informatiky a výpočetní techniky a katedra matematiky, Plzeň, 2000.*
- [6] *Psutka, J.: Komunikace s počítačem mluvenou řečí, ACADEMICA, Praha, 1995.*
- [7] *Psutka, J., Matoušek J., Müller L., Radová V.: Mluvíme s počítačem česky, ACADEMICA, Praha, 2006.*
- [8] *Novák, A.: Foniatrie a pedaudiologie, Unitisk s.r.o. Praha, 1996.*
- [9] *Nový, P., Vávra, F., Kotlíková, M.: Voice range profile examination method and its applications. Summer School DATASTAT 03, Proceedings, Folia Fac. Sci. Nat. Univ. Masaryk. Brunensis, Mathematica 15, ISBN 80-210-3564-1, Svratka, 2003.*
- [10] *Nový, P., Vávra, F., Pešta, J., Marek, P.: Identifikace parametrů z dat foniatrických vyšetření, Summer School DATASTAT 06, Proceedings, Folia Fac. Sci. Nat. Univ. Masaryk. Brunensis, Mathematica 15, Bouzov-Kozov, 2006.*
- [11] *Vokřál, J.: Akustické parametry chraptivosti, Doktorská disertační práce, ČVUT Praha, Praha, 1998.*
- [12] *Tompkins, W., J.: Biomedical digital signal processing: C-language examples and laboratory experiments for the IBM PC, Prentice-Hall, Inc. Upper Saddle River, NJ, USA, 1993.*
- [13] *<http://neural.cs.nthu.edu.tw/jang/books/audiosignalprocessing/>, Human Voice Production [internetový zdroj]*

Příloha A

Popis záznamů zdravých jedinců použitých při testování aplikace. Zkratka *bpv.* má význam „bezprostředně po prvním vyšetření“

Generované signály

- a) *kmit-test.wav* – 1. gen., 5 salv, různé typy deformace závěru hlasivek
- b) *acf-test.wav* – 2. gen., 11 salv, frekvence 100 – 300 Hz s krokem 20 Hz

Záznamy zdravých jedinců

- a) *zdravi-0-muz.wav* – muž, věk 25 let, dočasné dýchací potíže, 14 salv
- b) *zdravi-1-zena.wav* – žena, kuřák, věk 40 let, 10 salv
- c) *zdravi-2-zena.wav* – 2. záznam žena, kuřák, věk 40 let, 10 salv, *bpv.*
- d) *zdravi-3-zena.wav* – žena, věk 16 let, 10 salv, dočasná bolest v krku
- e) *zdravi-4-zena.wav* – 2. záz. žena, věk 16 let, 10 salv, doč. bolest v krku, *bpv.*
- f) *zdravi-5-muz.wav* – muž, věk 25 let, dočasné dýchací potíže, 10 salv
- g) *zdravi-6-muz.wav* – 2. záz. muž, věk 25 let, doč. dýchací potíže, 10 salv, *bpv.*
- h) *zdravi-7-muz.wav* – muž, věk 48 let, kuřák, 10 salv
- i) *zdravi-8-muz.wav* – muž, věk 50 let, bývalý kuřák, 10 salv
- j) *zdravi-9-muz.wav* – 2. záz. muž, věk 50 let, bývalý kuřák, 10 salv, *bpv.*
- k) *zdravi-10-zena.wav* – žena, věk 14 let, 10 salv, aktivně zpěv
- l) *zdravi-11-zena.wav* – 2. záz. žena, věk 14 let, 10 salv, aktivně zpěv, *bpv.*
- m) *zdravi-12-zena.wav* – žena, věk 80 let, 10 salv

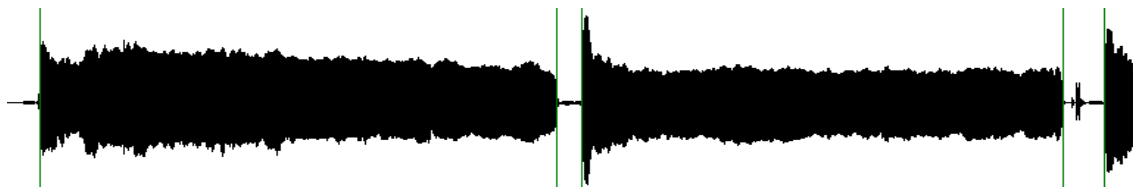
Záznamy pacientů s parézou

- a) *pareza-0-muz.wav* – muž, onemocnění paréza, 9 salv
- b) *pareza-1-zena.wav* – žena, onemocnění paréza, 10 salv
- c) *pareza-2-zena.wav* – žena, onemocnění paréza, 10 salv
- d) *pareza-3-muz.wav* – muž, onemocnění paréza, 10 salv
- e) *pareza-4-zena.wav* – žena, onemocnění paréza, 10 salv
- f) *pareza-5-zena.wav* – žena, onemocnění paréza, 10 salv
- g) *pareza-7-muz.wav* – muž, onemocnění paréza, 10 salv
- h) *pareza-8-muz.wav* – muž, onemocnění paréza, 10 salv
- i) *pareza-9-zena.wav* – žena, onemocnění paréza, 10 salv
- j) *pareza-10-zena.wav* – žena, onemocnění paréza, 10 salv
- k) *pareza-11-muz.wav* – muž, onemocnění paréza, 10 salv

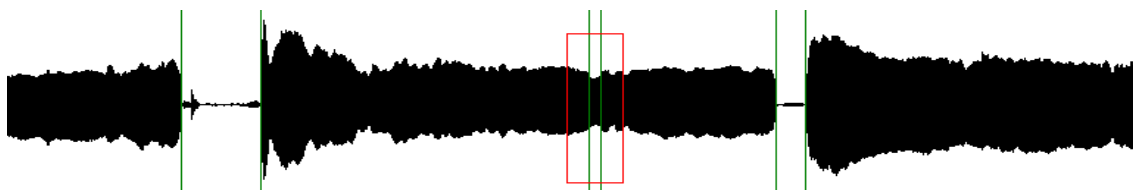
Příloha B

Přehled označení hranic salv u záznamů zdravých jedinců. Výběr nejlepšího/nejhoršího výsledku daného záznamu.

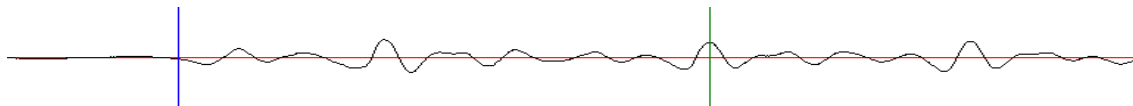
zdravi-1-zena.wav – skutečný počet salv: 10, odhad salv: 10, výpočet salv: 11.



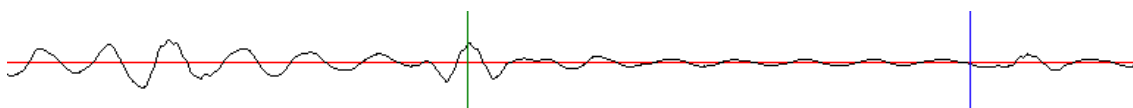
Obr. B.1: Náhled signálu „zdravi-1-zena.wav“, správné označení.



Obr. B.2: Náhled signálu „zdravi-1-zena.wav“, chybně označené hranice, v normě.



Obr. B.3: Náhled signálu „zdravi-1-zena.wav“, nejlepší výsledek označení, začátek 3. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

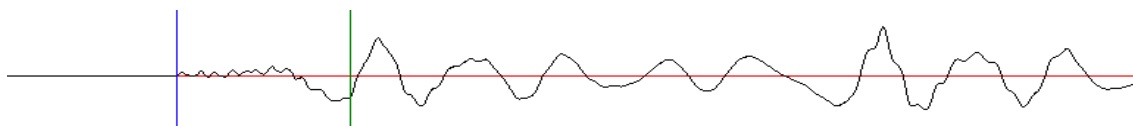


Obr. B.4: Náhled signálu „zdravi-1-zena.wav“, nejhorší výsledek označení, konec 8. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

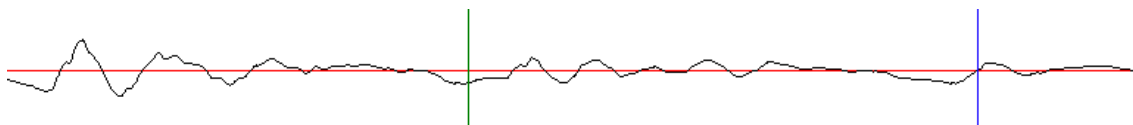
zdravi-5-muz.wav – skutečný počet salv: 10, odhad salv: 10, výpočet salv: 10.



Obr. B.5: Náhled signálu „zdravi-5-muz.wav“, správné označení.



Obr. B.6: Náhled signálu „zdravi-5-muz.wav“, nejlepší výsledek označení, začátek 1. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

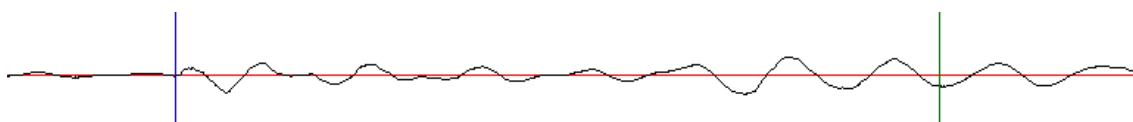


Obr. B.7: Náhled signálu „zdravi-5-muz.wav“, nejlepší výsledek označení, konec 2. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

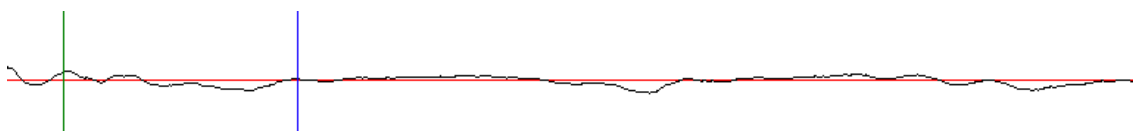
zdravi-6-muz.wav – skutečný počet salv: 10, odhad salv: 10, výpočet salv: 10.



Obr. B.8: Náhled signálu „zdravi-6-muz.wav“, správné označení.

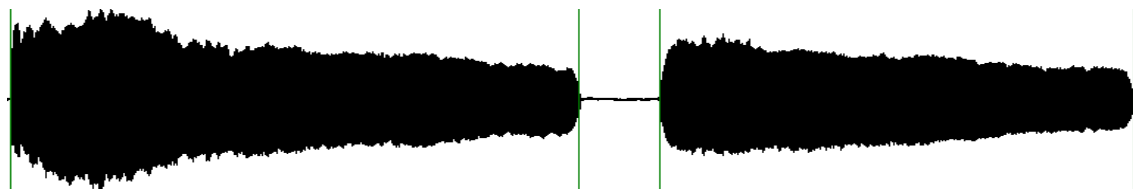


Obr. B.9: Náhled signálu „zdravi-6-muz.wav“, nejlepší výsledek označení, začátek 1. salvy, „hrubé kritérium“ (modrá hranice představuje ruční hranici).

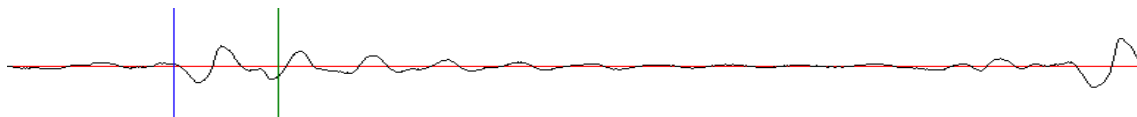


Obr. B.10: Náhled signálu „zdravi-6-muz.wav“, nejlepší výsledek označení, konec 2. salvy, „jemné kritérium“ (modrá hranice představuje ruční hranici).

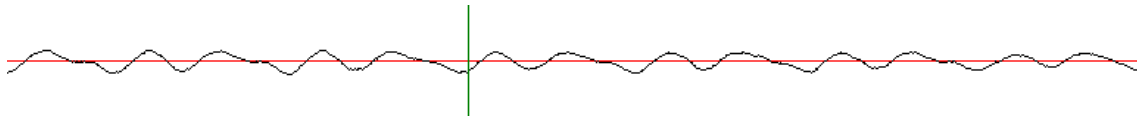
zdravi-10-zena.wav – skutečný počet salv: 10, odhad salv: 10, výpočet salv: 12.



Obr. B.11: Náhled signálu „zdravi-10-zena.wav“, správné označení.

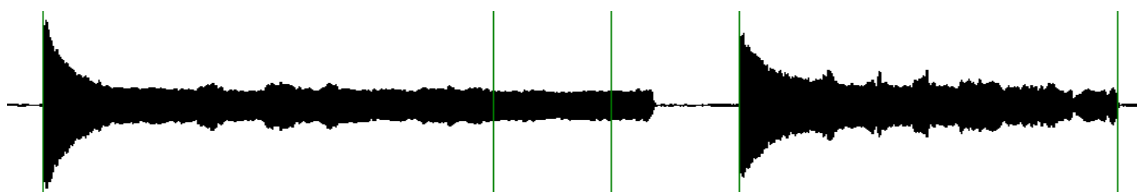


Obr. B.12: Náhled signálu „zdravi-10-zena.wav“, nejlepší výsledek označení, začátek 1. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

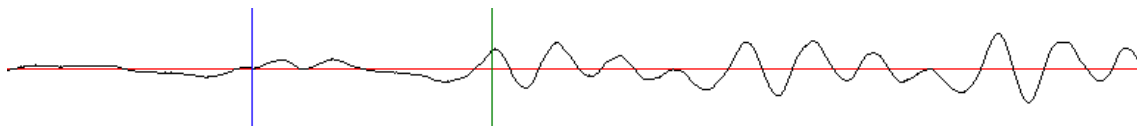


Obr. B.13: Náhled signálu „zdravi-10-zena.wav“, nejhorší výsledek označení, konec 6. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

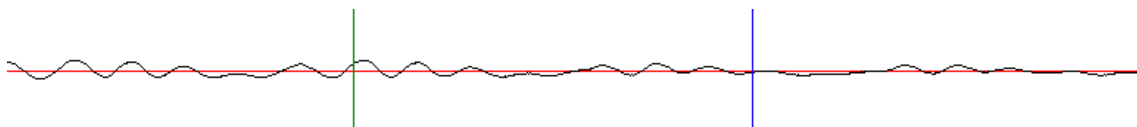
zdravi-12-zena.wav – skutečný počet salv: 10, odhad salv: 11, výpočet salv: 12.



Obr. B.8: Náhled signálu „zdravi-12-zena.wav“, chybně označené hranice, v normě.



Obr. B.9: Náhled signálu „zdravi-12-zena.wav“, nejlepší výsledek označení, začátek 2. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).



Obr. B.10: Náhled signálu „zdravi-12-zena.wav“, nejhorší výsledek označení, konec 1. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

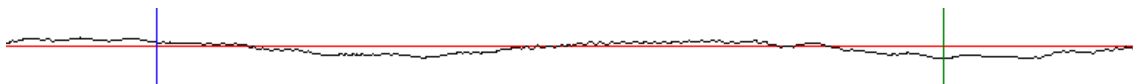
Příloha C

Přehled označení hranic salv záznamů pacientů s parézou. Výběr nejlepšího/nejhoršího výsledku daného záznamu.

pareza-7-muz.wav – skutečný počet salv: 10, odhad salv: 10, výpočet salv: 10.



Obr. C.1: Náhled signálu „pareza-7-muz.wav“, správné označení.

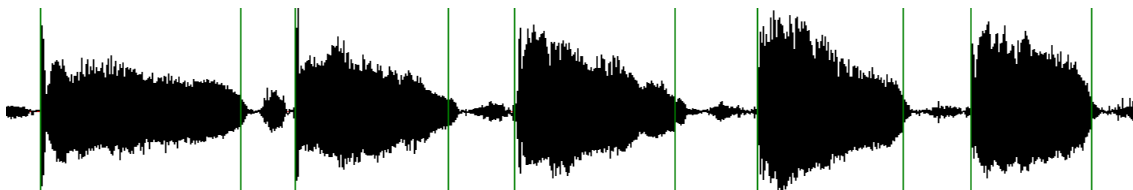


Obr. C.2: Náhled signálu „pareza-7-muz.wav“, nejlepší výsledek označení, začátek 2. salvy, obě kritéria mají shodný výsledek (modrá hranice představuje ruční hranici).

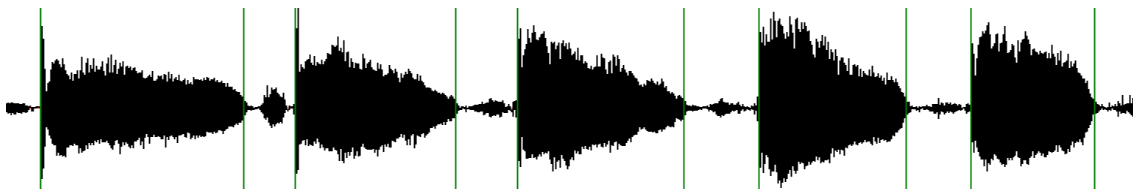


Obr. C.3: Náhled signálu „pareza-7-muz.wav“, nejhorší výsledek označení, konec 7. salvy, obě kritéria mají shodný výsledek (modrá hranice představuje ruční hranici).

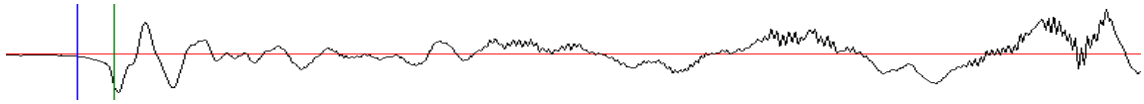
pareza-1-zena.wav – skutečný počet salv: 10, odhad salv: 10, výpočet salv: 10.



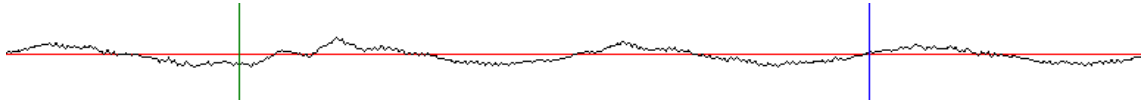
Obr. C.4: Náhled signálu „pareza-1-zena.wav“, „hrubé“ kritérium.



Obr. C.5: Náhled signálu „pareza-1-zena.wav“, „jemné“ kritérium.



Obr. C.6: Náhled signálu „pareza-1-zena.wav“, nejlepší výsledek označení, začátek 1. salvy (modrá hranice představuje ruční hranici).

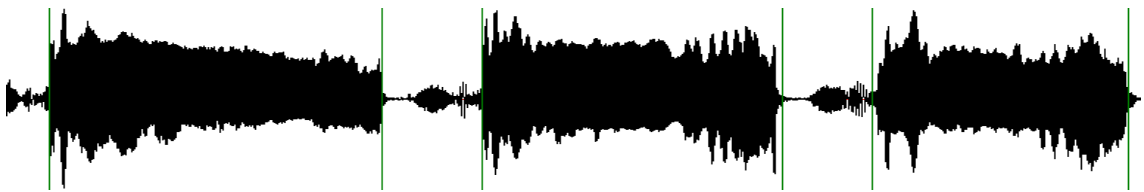


Obr. C.7: Náhled signálu „pareza-1-zena.wav“, nejhorší výsledek označení, konec 5. salvy, „hrubé“ kritérium (modrá hranice představuje ruční hranici).



Obr. C.8: Náhled signálu „pareza-1-zena.wav“, nejhorší výsledek označení, konec 5. salvy, „jemné“ kritérium (modrá hranice představuje ruční hranici).

pareza-3-muz.wav – skutečný počet salv: 10, odhad salv: 10, výpočet salv: 10.



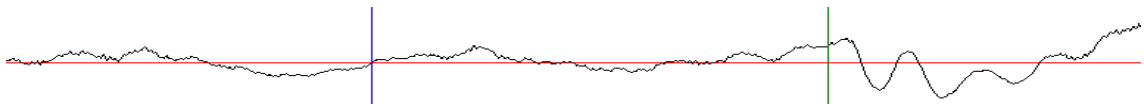
Obr. D.9: Náhled signálu „pareza-3-muz.wav“, „hrubé kritérium“.



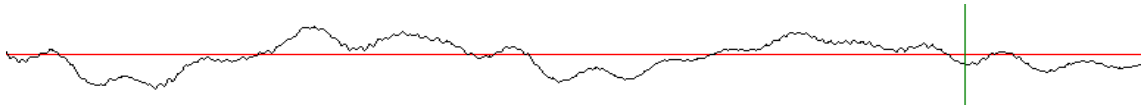
Obr. D.10: Náhled signálu „pareza-3-muz.wav“, „jemné kritérium“.



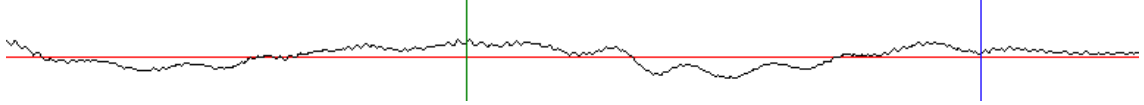
Obr. C.11: Náhled signálu „pareza-3-muz.wav“, nejlepší výsledek označení, začátek 1. salvy, „hrubé“ kritérium (modrá hranice představuje ruční hranici).



Obr. C.12: Náhled signálu pareza-3-muz.wav, nejlepší výsledek označení, začátek 1. salvy, „jemné“ kritérium (modrá hranice představuje ruční hranici).

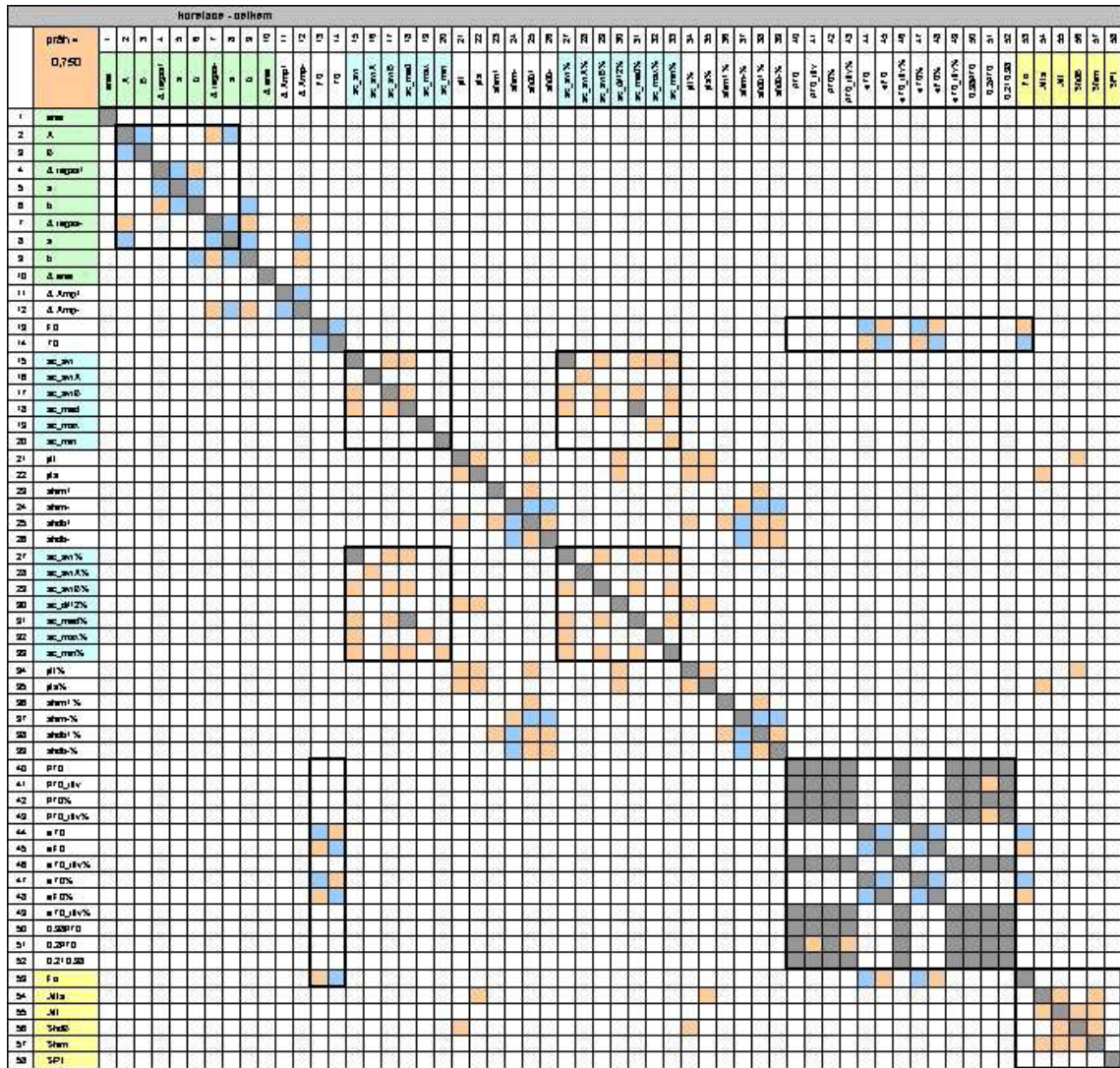


Obr. C.13: Náhled signálu „pareza-3-muz.wav“, nejhorší výsledek označení, konec 8. salvy, „hrubé“ kritérium (modrá hranice představuje ruční hranici).



Obr. C.14: Náhled signálu „pareza-3-muz.wav“, nejhorší výsledek označení, konec 8. salvy, „jemné“ kritérium (modrá hranice představuje ruční hranici).

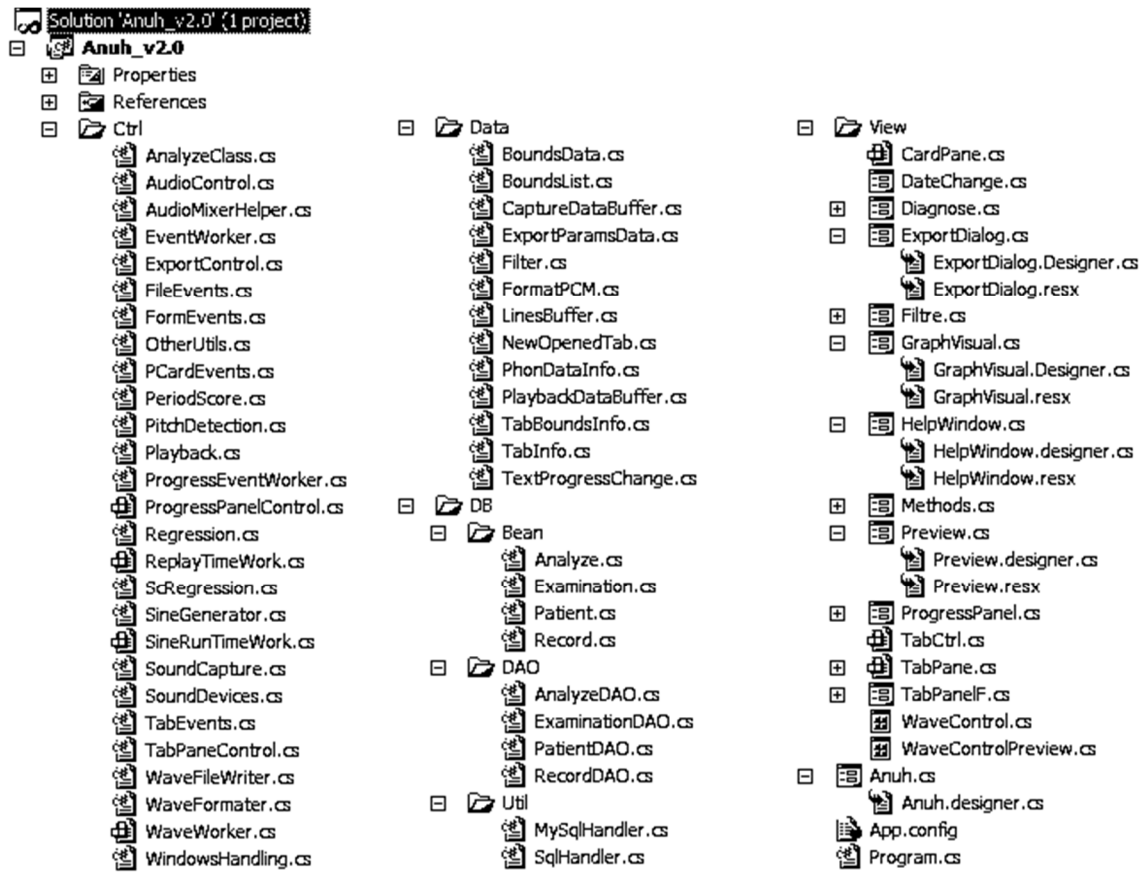
Příloha D



Obr. D.1: Korelační struktura parametrů pro parézu zvrtného nervu.

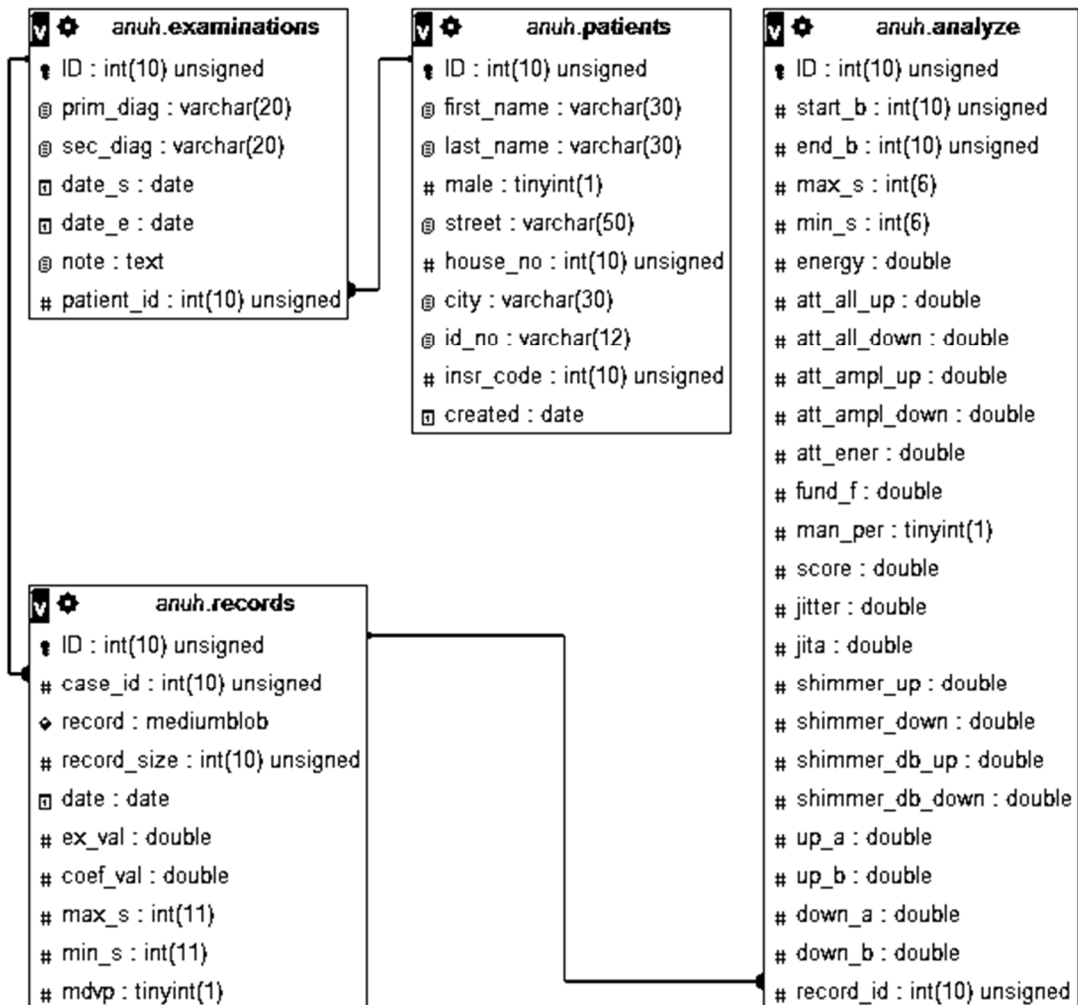
- do vzorku je zařazeno 109 salv, tj. fonací vokálu „a“
- nemocní s parézou zvrtného nervu (5 mužů, 6 žen)
- 52 parametrů STRESS testu
- 6 parametrů MDVP (Multi-Dimensional Voice Program)

Příloha E



Obr. E.1: Náhled pracovního adresáře při vývoji SW aplikace zátěžového testu.

Příloha F



Obr. F.1: ERA model databázového modelu pro aplikaci zátěžového testu.

patients – tabulka pacientů

examinations – tabulka vyšetření

records – tabulka vyšetření

analyze – tabulka výstupních parametrů salvy