

Západočeská univerzita v Plzni

Fakulta aplikovaných věd

Katedra informatiky a výpočetní techniky

Bakalářská práce

Aerodynamická vyšetření ve foniiatrii

ZDE BUDE ZADÁNÍ

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně s použitím citovaných pramenů.

V Plzni dne 4. května 2016

Lucie Puchrová

Poděkování

Především bych ráda poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce, Ing. Pavlu Novému, Ph.D., za velkou trpělivost, s níž vždy vyslechl a zodpověděl mé dotazy při konzultacích.

Veliký dík patří také Ing. Jiřímu Peštovi, CSc. z ORL kliniky Fakultní nemocnice Plzeň za odbornou asistenci při vyšetřeních a za čas, který mi ochotně věnoval.

V neposlední řadě děkuji svým rodičům a příteli, kteří mne za všech okolností bezpodmínečně podporují.

Abstract

This Bachelor's thesis is dedicated to aerodynamic examination methods and their use in phoniatrics. A part of this work describes *Phonatory Aerodynamic System* by *KayPENTAX* which is a system used to obtain data during these examinations. Big part of the thesis is dedicated to analysis of the relations between aerodynamic parameters and other phoniatric methods used for evaluation of the voice health - Multidimensional Analysis and SCORE test. One of the partial goals is to discover the relation between aerodynamic efficiency (AEFF) and phonation intensity and then to determine the reference curve describing this relation. The curve could be used for comparison of aerodynamic efficiency values on different phonation intensity levels.

Abstrakt

Tato bakalářská práce je zaměřena na aerodynamické vyšetřovací metody a jejich použití ve foniatrii. Část práce je věnována popisu a využití přístroje použitého k těmto vyšetřením - *Phonatory Aerodynamic System* od společnosti *KayPENTAX*. Hlavní důraz je kladen na zkoumání vzájemných vztahů mezi parametry získanými z těchto vyšetření a jejich vazeb na ostatní metody hodnocení hlasu - multidimenzionální analýzu a test SCORE. Jedním ze zájmů je také zjištění závislosti aerodynamické účinnosti na fonační intenzitě a následné určení referenčních křivek, jejichž pomocí bude možné porovnávat navzájem naměřené hodnoty aerodynamické účinnosti s hodnotami získanými z měření při jiné fonační intenzitě.

Obsah

1	Úvod	1
2	Hlasové ústrojí	3
2.1	Hrtan	3
2.1.1	Kostra hrtanu	3
2.1.2	Svalstvo hrtanu	4
2.2	Hlasivky	5
2.3	Tvorba hlasu	6
2.3.1	Ewaldova píšť'ala	6
2.3.2	Teorie zdroje a filtru	6
2.3.3	Myoelasto-aerodynamická teorie	7
2.4	Hlasové poruchy a onemocnění	8
3	Vyšetřovací metody	11
3.1	Popisné – diagnostické metody	11
3.1.1	Nepřímá laryngoskopie	11
3.1.2	Přímá laryngoskopie	11
3.1.3	Laryngostroboskopie	12
3.1.4	RTG vyšetření	12
3.2	Funkční – diagnostické metody	12
3.2.1	Akustické metody	12
3.2.2	Elektrofyziologické metody	14
3.2.3	Aerodynamické metody	14
3.3	Metody používané ORL klinikou FN Bory	15
4	Provedená vyšetření	17
4.1	Aerodynamické vyšetření	17
4.1.1	Použité zařízení	17
4.1.2	Průběh měření	19
4.1.3	Získané parametry	20
4.2	Podmínky vyšetření, normativní hodnoty parametrů	22
4.3	Multidimenzionální analýza	23
4.3.1	Použitý systém hodnocení	23

4.3.2	Získané parametry	24
4.4	SCORE	27
4.4.1	Získané parametry	27
5	Archivace	30
6	Zpracování dat	32
6.1	Použitý software	32
6.2	Postup	32
6.3	Ověření	34
7	Dosažené výsledky	36
7.1	Základní statistické údaje	36
7.2	Závislost vybraných parametrů na intenzitě fonace	38
7.2.1	AEFF	38
7.2.2	Další parametry	40
7.3	Úpravy a ověření modelů	42
7.4	Korelační analýza	46
7.4.1	Referenční měření	47
7.4.2	ORL-zdraví	50
7.4.3	ORL-nemocní	51
8	Závěr	54
	Literatura	55
A	Struktura přiloženého DVD	58
B	Ukázky grafů	59
C	Uživatelský manuál	65
C.1	Poznámky k instalaci	65
C.2	Návod k použití	66

1 Úvod

Lidský hlas je bezpochyby velice důležitou součástí lidského života. Slouží k mezi-lidské komunikaci, vyjadřování myšlenek a pocitů. Zároveň ale může sloužit také jako indikátor lidského zdraví. Z hlasu je totiž možné pomocí různých vyšetřovacích metod získat mnohé důležité informace o zdravotním stavu dýchacího a řečového ústrojí člověka.

V oblasti medicíny bylo vyvinuto již mnoho metod, pomocí nichž je možné diagnostikovat onemocnění hlasivek či hrtanu. Některé z těchto metod jsou staré staletí, jiné jsou naopak výsledkem nejmodernějších výzkumů a postupů, všechny ale podávají určité informace o kvalitě hlasu či řečového ústrojí.

Otorinolaryngologická klinika Fakultní nemocnice v Plzni využívá k hodnocení hlasu různé vyšetřovací metody. V dnešní době se na tomto pracovišti používají také nové metody aerodynamické, které by měly sloužit k doplnění výstupů z ostatních metod či jako samostatný ukazatel zdravotního stavu dýchacího ústrojí jedince.

Cílem této bakalářské práce je přispět do souboru používaných metod novým pohledem na zpracování a analýzu dat získaných z aerodynamických vyšetření laryngu pomocí přístroje *KayPentax Phonatory Aerodynamic System*. Jedná se o vyšetřovací systém, který v současné době patří do souboru vyšetřovacích metod plzeňské ORL kliniky. Smyslem této práce je návrh přístupů, které by s využitím parametrů získaných z aerodynamických vyšetření mohly přispět ke zpřesnění hodnocení hlasu a následně i celého řečového ústrojí.

Jedním ze záměrů této práce je zjištění závislosti aerodynamické účinnosti na intenzitě fonace. Tato závislost je velice důležitá, neboť vážně nemocní pacienti, kteří mají v rámci ORL vyšetření podstoupit i vyšetření aerodynamická, nemusí vzhledem ke své nemoci být schopni absolvovat vyšetření v plném rozsahu. Dodržení podmínek vyšetření může být také náročné i pro zdravé jedince. Aby tedy bylo možné porovnávat mezi sebou hodnoty parametrů získané z vyšetření při různých hlasitostech, je potřeba vyvinout model, jehož pomocí by bylo možné převést hodnoty získané z měření na určité intenzitě fonace na hodnoty, jichž by bylo dosaženo při jiné hlasitosti.

Popis vlastní práce by se dal shrnout do několika kroků:

- Popis pneumotachografických metod vyšetření laryngu a rozbor vlastností parametrů naměřených během těchto aerodynamických vyšetření.
- Nalezení závislosti hlasové účinnosti na intenzitě fonace a následné vyjádření

referenční („korekční“) křivky pro tento vztah. ¹

- Výběr dalších funkčních vyšetření a jim odpovídajících parametrů pro ověření vzájemných vazeb.
- Realizace programového vybavení pro archivaci a zpracování naměřených dat a hodnocení výsledků.
- Vypracování podrobné analýzy dosažených výsledků z pohledu aerodynamických parametrů a parametrů dalších vyšetření hlasivek.
- Otestování zjištěných referenčních křivek na souboru pacientů ORL kliniky.

¹Předpokládaným záměrem této práce bylo původně provedení podobných analýz nad souborem zdravých a nemocných jedinců a následné zhodnocení rozdílů jako v [1]. Po dohodě s vedoucím práce bylo ale rozhodnuto, že bod 2 zadání bude zaměřen na zdravé jedince a celkově bude v práci věnována větší pozornost chování hlasu z pohledu aerodynamických parametrů nad souborem zdravých jedinců. Pacienti s poruchou hlasu budou pouze využiti k ověření správnosti výsledných modelů.

2 Hlasové ústrojí

Hlas vzniká v dýchacím ústrojí, kam kromě hrtanu a hlasivek, které jsou dohromady nazývány hlasovým ústrojím, patří také nosní a ústní dutina, hltan, průdušnice, průdušky a plíce.

Pro pochopení tvorby hlasu je nejprve nutné znát základní anatomii hlasového ústrojí.

2.1 Hrtan

Hrtan je nepárový orgán sloužící k dýchání, uzávěru průdušnice a tvorbě hlasu. [4] Jeho základ je tvořen chrupavčitou kostrou, která je doplněna o kloubní spojení, vazy a svalstvo.

2.1.1 Kostra hrtanu

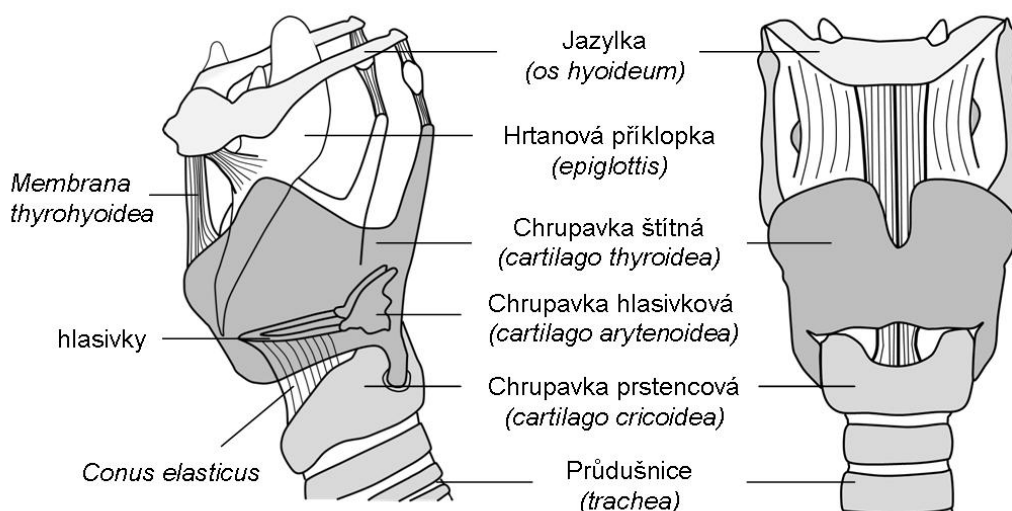
Kostra hrtanu (obrázek 2.1) se skládá ze tří nepárových a tří párových chrupavek.

Chrupavka štítná (*cartilago thyroidea*) se skládá ze dvou plochých destiček, které na styku svých předních částí tvoří hranu. Tato hrana (*prominentia laryngea*) je známá jako „ohryzek“ a u mužů je výraznější než u žen. Ze zadní části těchto plotének vybíhají rohy chrupavky štítné. Na její horní roh je napojen vaz, který ji spojuje s jazylkou. Dolní roh chrupavky štítné je pomocí kloubu spojen s chrupavkou prstencovou. Kolem tohoto kloubu je umožněná rotace chrupavky štítné vůči chrupavce prstencové, což umožňuje měnit napětí hlasivek, a tím nastavovat hlasové frekvence. [6]

Další chrupavka, chrupavka prstencová (*cartilago cricoidea*), tvoří základní oporu celého hrtanu. Je kloubně spojena se zadními rohy chrupavky štítné a na své spodní části je propojena s průdušnicí. Na horní straně se nachází dvě vyklenuté kloubní plošky, na něž nasedají chrupavky hlasivkové. [6]

Chrupavky hlasivkové (*cartilago arytenoidea*) mají tvar trojbokého jehlanu a kloubně nasedají na horní zadní okraj ploténky chrupavky prstencové. [6]

Další dvě párové chrupavky, které tvoří hrtan, se nazývají *cartilago corniculata* a *cartilago cuneiformis*. [6]



Obrázek 2.1: Kostra hrtanu. [8]

Chrupavka přiklopky hrtanové (*cartilago epiglottica*) je nepárová chrupavka připomínající tvar listu, která je připojena k chrupavce štítné. [6]

Jazylka (*os hyoideum*) již není přímou součástí hrtanu. Jedná se ale o kost, na niž se upíná velké množství zevních hrtanových svalů, které napomáhají k samotnému pohybu hrtanu, který je na jazylce zavěšen. [4]

2.1.2 Svalstvo hrtanu

Svalový aparát hrtanu tvoří vnější a vnitřní svalstvo.

Vnější svalstvo slouží k upevnění hrtanu k sousedním útvarům, hlavně k hrudní kosti a jazylce, a napomáhá pohybovat hrtanem vertikálním směrem, ale na tvorbu hlasu nemá vliv. Mezi tyto svaly patří *m. mylohyoideus*, *m. digastricus*, *m. geniohyoideus* a *m. stylopharyngicus*. ([4],[6])

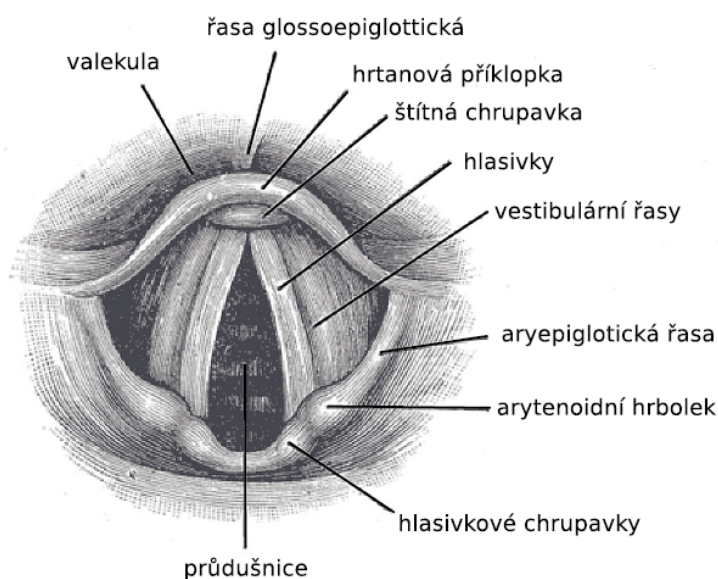
Vnitřní svalstvo, tzv. fonační, propojuje navzájem chrupavky hrtanu, ovlivňuje tvar hlasivkové štěrbiny (*rima glottidis / glottis*), napětí hlasivek a postavení přiklopky. Podle funkcí, jež tyto svaly zajišťují, je lze dělit do následujících skupin [4]:

- svaly rozšiřující hlasovou štěrbinu (abdukce), tzv. rozvěrače: *m. cricoarytaenoideus dorsalis*
- svaly zužující hlasivkovou štěrbinu (addukce), tzv. svěrače: *m. cricoarytaeno-*

ideus lateralis, m. arytaenoideus transversus

- svaly napínající hlasové vazy, tzv. napínače: vnitřní napínač (*m. thyroarytaenoideus internus*), který při stahu zvětšuje svůj příčný průřez, čímž dochází k zúžení glottis, a vnější napínač (*m. cricothyreoideus*). Tyto svaly mají vliv na délku a napětí hlasivek, čímž ovlivňují vznik hrtanového tónu.

2.2 Hlasivky



Obrázek 2.2: Laryngoskopický pohled na hlasivky. [18]

Hlasivky (obrázek 2.2) jsou umístěny v nejužším místě hrtanu mezi chrupavkou štítnou a chrupavkami hlasivkovými. [6]

Hlasivky jsou tvořeny několika vrstvami: povrchovým vrstevnatým šupinovým epitelem, vazivovou částí a svalovou částí. První dvě třetiny délky jsou tvořeny vazivovou a svalovou částí, poslední třetina částí chrupavčitou. [6]

Délka hlasivek udává výšku hlasu, přičemž ženské hlasivky jsou mírně kratší než mužské, což způsobuje vyšší ženský hlas. Napínáním hlasivek pomocí svalů lze dosáhnout vyššího hlasu (až 480 Hz).

V klidném stavu při nádechu jsou hlasivkové řasy volně oddáleny od sebe, takže hlasová štěrbina (*rima glottidis*) je široká. Při fonaci se hlasivky přibližují k sobě, a tak uzavírají hlasovou štěrbinu. Subglotický tlak, který při fonaci narůstá, způsobí,

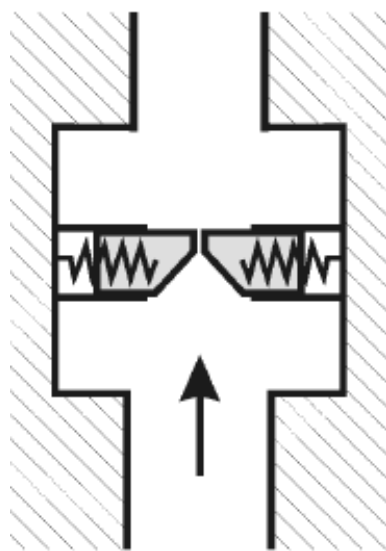
že se hlasivky od sebe naráz oddálí, a tak dojde k úniku vzduchu ze subglotického prostoru. Vzápětí se hlasivky pomocí napětí svalů a vazů opět vrací do uzavřené polohy. [4]

Hlasivková štěrbina se otevírá směrem od hlasivkové chrupavky ke štítné chrupavce a uzavírá se směrem opačným. [6]

2.3 Tvorba hlasu

2.3.1 Ewaldova píšť'ala

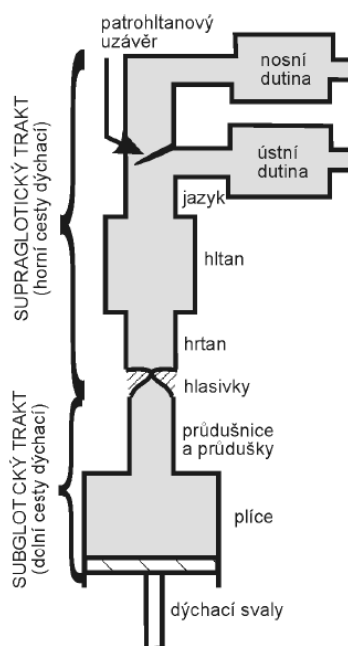
Ewaldova píšť'ala (obrázek 2.3), která patří mezi historicky nejstarší modely chování hlasivek, přirovnává hlasivky k píšť'ale s protiraznými jazýčky. Tento model popisuje chování hlasivek tak, že subglotický tlak vzduchu rozevře hlasivky, které se po úniku vzduchu a poklesu tlaku díky své pružnosti opět uzavřou. [6]



Obrázek 2.3: Ewaldova píšť'ala. [6]

2.3.2 Teorie zdroje a filtru

Podle teorie zdroje a filtru, již v roce 1960 představil švédský vědec Gunnar Fant, je hlas zvuk tvořený vlivem kmitání hlasivek, který je dále upravován pomocí rezonancí v dutinách vokálního traktu.



Obrázek 2.4: Schematické znázornění hlasového akustického systému. [6]

V první fázi jsou hlasivky při fonaci přitisknuty k sobě a vzdušný proud vycházející z plic je rozechvívá. Původně statický vzdušný tlak, který vzniká stlačením plic, je pomocí kmitů hlasivek transformován na akustický tlak, a tak vzniká prvotní akustický signál.

Prvotní akustický signál se dále šíří přes hltan do ústní, případně nosní dutiny. V další fázi je tento akustický signál v rezonančních dutinách nad hlasivkami transformován do výsledného akustického signálu a následně pokračuje ven do prostoru. [6]

Schéma akustického systému, kudy se šíří akustický signál, je zobrazeno na obrázku 2.4.

2.3.3 Myoelasto-aerodynamická teorie

Aerodynamické vlastnosti hlasivek lépe popisuje teorie myoelasto-aerodynamická. Ta popisuje chování hlasivek a tvorbu hlasu z pohledu dvou rovin: myoelastické a aerodynamické, které se navzájem doplňují. Podle této teorie jsou kmity hlasivek závislé na jejich myoelastických vlastnostech a energii, která způsobuje jejich kmitání, je dodávána aerodynamicky. [6]

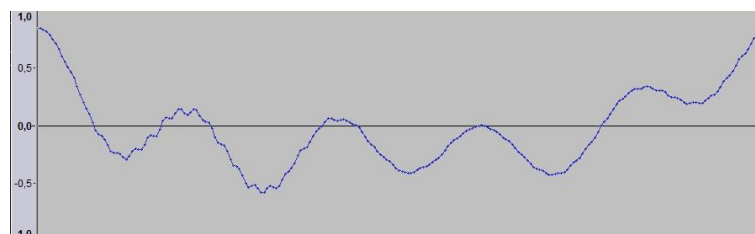
Myoelastická část teorie je zaměřena převážně na elastickou deformaci hlasivek způsobenou svalovým napětím a externími silami. Aerodynamická část potom popisuje

vliv vzduchu proudícího z plic.

Aerodynamická část je založena na existenci Bernouliho efektu (viz vztah 2.1), který se při fonaci projevuje v podobě síly, díky níž jsou hlasivky přitahovány k sobě. Síla vyvolaná tímto efektem působí na povrch hlasivek spolu se silou vyvolanou tlakem vzduchu. Těmito silami je vyvolán periodický pohyb hlasivek, které dále fungují jako ventil, který propouští přerušovaný proud vzduchu v podobě pulsů v supraglottickém prostoru. Ty popisují průběh hrtanové objemové rychlosti a generují akustickou energii v podobě zdrojového hlasu. Pulsy prochází dále vokálním traktem, který působí jako spojení rezonátorů, kde jsou modulovány a dále vychází ven ústy. Aby se mohl projevit vliv těchto anatomických rezonátorů na kvalitu hlasu, musí být během jedné periody hrtanového tónu splněny dvě podmínky: rezonátory musí být dostatečně vybuzeny tlakovým pulsem a rezonanční dutiny se musí následně oddělit od zdroje vzduchu po skončení pulsu. První podmínka je splněna, pokud tlakový puls generovaný závěrem glottis má bohaté frekvenční spektrum. Druhá podmínka je zajištěna správnou kinematikou a správnou funkcí hlasivek. Rezananční dutiny na tlakový puls při splnění obou podmínek reagují vznikem modulačního děje, který lze ideálně chápat jako přechodový děj (obrázek 2.5). Ten vzniká reakcí supraglottického prostoru na jednotkový tlakový skok. ([15], [16])

$$\frac{\rho}{2}v^2 + p = konst. \quad (2.1)$$

Veličina ρ [kg/m^3] popisuje hustotu hmoty, v [m/s] rychlost proudění a p [Pa] tlak.



Obrázek 2.5: Přechodový děj akustického signálu

2.4 Hlasové poruchy a onemocnění

Běžná fyziologická fonace vzniká pouze za předpokladu, že důležité parametry jako například subglottický tlak či napětí hlasivek se pohybují v běžných fyziologických hodnotách. V případě vychýlení z určitého intervalu běžných hodnot dochází k nepravidelnému kmitání hlasivek, což způsobuje nefyziologickou tvorbu hlasu. Narušením této funkce může docházet k mnohým poruchám, které se projevují různým stupněm chrapotu, šelestu, sípání či úplnou ztrátou schopnosti fonace. ([4], [2])

Chrapot, jakožto patologická aperiodicita, může být zapříčiněn dvěma způsoby. Prvním z nich je špatné dovírání glottis, kdy nedomykavost hlasivek způsobuje únik vzduchu skrz štěrbinu, nad níž následně vzniká vír. To má za následek hlas, v němž je slyšet šelest či dyšná příměs. Takovýto hlas můžeme charakterizovat jako hlas dyšný. [4]

Druhým způsobem vzniku chrapotu je změna hmoty hlasivek či jejího rozložení, což způsobuje narušení jejich fyzikálních vlastností, a následně jejich nepravidelné kmitání s možností rozdílné amplitudy či frekvence. Takový hlas bývá nazýván jako hrubý, drsný či chraptivý. [4]

Dalším způsobem porušení pravidelného kmitání hlasivek je diplofonie, kdy dochází ke střídání různých délek kmitů, neboť každá hlasivka kmitá s jinou frekvencí. Takovýto hlas zní jako spojení dvou různých hlasů. [4]

Hlasové poruchy lze obecně rozdělit na organické a funkční. Organické poruchy jsou charakterizovány patologicko-anatomickými změnami na hrtanových strukturách. [2] Při funkčních poruchách není v hrtanu patologický nález, ale přetrvávají hlasové potíže. [4]

Z hlediska této práce jsou významnější poruchy organické.

Následující text shrnuje nejvýznamnější hlasové poruchy, jak jsou popsány v [7].

- Uzlík – také zpěvácký uzlík. Vzniká jako důsledek chronické hlasové námahy. Jedná se o zbytnění hlasivkové sliznice způsobující neúplný závěr glottis. Zhoršení stavu může vést ke vzniku hlasivkového polypu. [11]
- Polyp – vazivový útvar se stopkou na hlasivce způsobující neúplné zavírání hlasivkové štěrbině [9]. Spolu s např. Reinkeho edémem bývá označován jako nepravý nádor [11]. Vzniká náhlým přepětím hlasivek či na základě vleklého zánětu hrtanu. Může vzniknout i zhoršením stavu zpěváckého uzlíku. [11]
- Reinkeho edém – otok hlasivek vzniklý mechanickou traumatizací. Vyskytuje se nejčastěji u kuřáků či profesionálních řečníků. Mezi projevy patří chrapot či změna hloubky hlasu, u velkých nálezů i dušnost [11]. Může dosahovat velkých rozměrů a způsobovat překryv hlasivek.
- Papilom – pravý benigní nádor způsobený virově. Jeho výskyt není neobvyklý ani u dětí, kde se vyskytuje většinou ve slucích, v průběhu puberty ale může vlivem hormonů regredovat. U dospělých může hrozit maligní degenerace nádoru, četnost recidiv ale není tak vysoká jako u dětí. [11]
- Karcinom – nádorové onemocnění hrtanu. Jeho vznik může být podpořen dlouhodobým silným kouřením či pitím alkoholu. Podle umístění se rozlišují 3 typy

karcinomu hrtanu: glotický, supraglotický a subglotický. Symptomy jsou závislé na umístění a rozsahu nádoru. Karcinom hlasivek se projevuje chrapotem, při umístění nad prostorem hlasivek patří mezi příznaky pocit cizího tělesa, karcinom v subglotickém prostoru se projevuje dušností. [11]

- Chronická laryngitida – chronický vleklý zánět hrtanové sliznice spojený s dysfonií. Projevuje se pocitem cizího tělesa v krku, pocitem škrábání a suchým kašlem. Vzniká vlivem vnějších škodlivin, jako je kouření, prach, nevhodné klimatické podmínky či přílišná hlasová zátěž [11].
- Paréza zvrtného nervu – většinou jednostranná obrna. Způsobuje nedomykatost hlasivek. Projevuje se slabým hlasem a častým odkásláváním [11].
- Myopatie – částečná obrna hlasivkových svalů [10].
- Hemoragická cysta – vejčitá léze pod sliznicí vznikající nejčastěji přepětím překrvených hlasivek. Může způsobit nepravidelné kmitání či nedostatečné dovírání hlasivek, což se může projevovat zvýšenou dyšností.
- Granulom – chronický zánět na chrupavčité části hlasivky [10].

3 Vyšetřovací metody

Pro zkoumání a vyšetřování hlasivek a celého hlasového aparátu existuje celá řada metod, které budou v následujícím textu rozděleny a stručně popsány na základě přehledu v [2].

3.1 Popisné – diagnostické metody

3.1.1 Nepřímá laryngoskopie

Nepřímá laryngoskopie je vyšetřovací metoda, která byla vyvinuta již v 19. století. Původní vyšetření pomocí zrcátka zasunutého do zadní části ústní dutiny se v současné době již řadí mezi zastaralé vyšetřovací metody. V dnešní době se toto vyšetření provádí se složitějším optickým zařízením přiloženým na zadní stěnu hltanu [11]. Ani v této podobě není dnes příliš využíváno, neboť vzhledem k nutnému vysunutí a přidržení jazyka neodpovídá normální fyziologii. U některých pacientů se silným dávicím reflexem je dokonce nutné před takovým vyšetřením provést anestezii, což ještě více narušuje běžnou fyziologickou funkci hrtanu.

V současné době je rozšířena metoda využívající záznamů z vysokorychlostní kamery (HSV). Toto zařízení je schopno zaznamenat až 4000 snímků/s. Pořízené snímky se dále analyzují a je možné z nich získat informace o symetrii kmitání hlasivek či geometrii štěrbin jako např. plocha a obvod, poloha těžiště, anatomická osa hlasivek atd.

Dalším dnes používaným vyšetřením je videokymografie (VKG), kdy jsou záznamy pořízené během vyšetření vysokorychlostní kamerou podrobeny kymografické analýze zkoumající dynamiku a kinematiku hlasivek na základě videosekvence snímků glottis.

3.1.2 Přímá laryngoskopie

Během přímé laryngoskopie je pacient vyšetřován flexibilním laryngoskopem, který se vsouvá skrz nosní dutinu až do hrtanu, což může být pro pacienta velmi nepříjemné. Jedná se o vyšetření, které se v současné době využívá pouze při menších chirurgických zákrocích prováděných v celkové anestezii [11], ale i v těchto případech mnozí lékaři preferují laryngoskopii prováděnou nepřímou metodou.

3.1.3 Laryngostroboskopie

Laryngostroboskopie je metoda založená na osvětlování kmitajících hlasivek světlem, které je též kmitající. V případě, že frekvence kmitů světla je shodná s frekvencí kmitů hlasivek, jeví se pozorovateli hlasivky v klidu. V případě, že frekvence světla a hlasivek se rozchází, dojde ke zdánlivému zpomalení záběru, což umožňuje lepší pozorování a následně hodnocení pravidelnosti kmitů, amplitudu kmitů a šíření slizniční vlny.

Toto vyšetření je důležité pro hodnocení správnosti tvorby hlasu a k tomuto účelu se také běžně doplňuje o další metody, jako je například vyšetření hlasového pole.

3.1.4 RTG vyšetření

Rentgenová metoda se používá jen u podezření na přítomnost cizích těles v oblasti hrtanu, ale i v tomto případě je vhodnější provést jiná vyšetření, konkrétně přímou laryngoskopii. V případě nádorových onemocnění hrtanu má toto vyšetření samozřejmě své opodstatnění, ale pro funkční diagnostiku nemá význam.

3.2 Funkční – diagnostické metody

3.2.1 Akustické metody

Akustické vyšetřovací metody jsou založeny na spektrální či akustické analýze, na jejichž základě je následně provedeno hodnocení akustické stránky hlasu. Tyto metody se řadí mezi nejpřesnější.

Sonografická analýza

Sonografická analýza, jinak nazývaná viditelná řeč, je metodou poskytující obraz hlasového spektra.

Zvukový záznam je nahráván na magnetický kotouč a pořízený signál je zpracován akustickým filtrem. Ten propustí pouze některé frekvence, které jsou elektrickým záznamem přeneseny na papír. Na základě hustoty čar, a tedy výsledné sytosti barvy, lze následně určit sílu signálu.

Třídídimenzionální analýza periodicity hlasu (3D – PAN)

3D-PAN je metoda založená na sledování délky a amplitudy vln hrtanového tónu. Poskytuje dva důležité parametry: jitter, který vyjadřuje procentní rozdíl mezi délkami jednotlivých vln, a shimmer, který popisuje procentní rozdíl v amplitudách.

Výhodou této metody je, že kromě kvantitativních informací podává i grafické znázornění, což umožňuje z výsledného grafu rychle určit, zda je analyzovaný hlas zdravý.

Multidimenzionální analýza (MDVA)

MDVA zpracovává zvuk jako digitální signál, což přináší mnohé výhody. Toto vyšetření přináší informace o téměř všech parametrech kvality hlasu. Zařízení, která se pro tuto metodu využívají, jsou většinou schopna pořízená data i přímo vyhodnotit na základě srovnání s normativními daty.

Mezi informace, které MDVA poskytuje, patří například vyhodnocení nejhlubší či nejvyšší základní frekvence, fonační frekvenční rozsah či celkový počet period (více viz kapitola 4.3).

Metoda analýzy okamžitého spektra

Jedná se o dnes velmi málo využívanou metodu, která sice poskytuje detailní informace o spektru po jednotlivých časových úsecích, bohužel ale nemá velký význam pro klinickou praxi.

Hlasové pole

Vyšetření hlasového pole je metoda poskytující informace o frekvenčním i dynamickém rozsahu pacientova hlasu. Lze je provést pro mluvní i zpěvný hlas, čímž získáme komplexní spektrum hlasu.

Vyšetření hlasového pole není metoda finančně náročná – k vyšetření je třeba pouze zvukoměr a k určení frekvenčního rozsahu hlasu lze použít libovolný hudební nástroj. Běžný postup spočívá v tom, že pacient fonuje samohlásky v celém frekvenčním rozsahu hlasu a s různými intenzitami.

Tato metoda se také využívá pro zátěžový test, kdy pacient čte po dobu 30 minut určitý text při střední až nižší fonační intenzitě. Před i po testu se nahraje paci-

entův hlas. Pokud po dočtení dojde ke zúžení hlasového spektra z frekvenčního či dynamického hlediska, lze diagnostikovat zvýšenou hlasovou unavitelnost.

3.2.2 Elektrofyziologické metody

Elektroglottografie (EGG)

EGG je vyšetření založené na snímání změn elektrického odporu vznikajících kmitáním hlasivek a změnou tvaru hlasivkové štěrbiny. K vyšetření jsou používány snímací elektrody, které se umísťují na štítnou chrupavku. Výsledný glottogram podává informace o času závěru a otevření štěrbiny.

Dnes se tato metoda doplňuje o souběžně prováděnou stroboskopii, což umožňuje srovnávat fáze kmitů pořízené oběma způsoby.

Bohužel touto metodou není možné jednoznačně diagnostikovat konkrétní typy hlasových poruch.

Elektromyografie (EMG)

Přestože se jedná o metodu běžně využívanou v jiných lékařských disciplínách, ve foniatrii slouží EMG spíše jako metoda podpurná či doplňková k jiným vyšetřením.

Jedná se o metodu využívající zavedení jehlových nebo povrchových elektrod, která poskytuje informace o aktivitách vnitřních hrtanových svalů v průběhu fonace. Z tohoto důvodu se využívá převážně u pacientů s obrnou zvrátneho nervu.

3.2.3 Aerodynamické metody

Aerodynamická vyšetření se soustředí hlavně na techniku dýchání a množství či rychlost proudění vzduchu hlasivkovou štěrbinou.

Pneumografie

Jedná se o dnes již zastaralé vyšetření, při němž se sledují pohyby hrudníku a břišní stěny. Na základě těchto sledování lze zjistit například poměr vdechu a výdechu, dechovou frekvenci či fonační tlak. Tato metoda byla nahrazena výrazně obsáhlejší pneumotachografií.

Pneumotachografie

Pneumotachografie je metoda umožňující měření množství a rychlosti proudu vzduchu v hlasivkové štěrbině či subglotického tlaku.

Během vyšetření má pacient na ústech přiloženou masku a ucpané nosní dírky. Proud vzduchu je zaznamenáván senzitivním snímačem a zvuk je nahráván mikrofonom. Problém nastává v otázce měření subglotického tlaku, neboť ani jeden ze způsobů není ideální.

První možností je zavedení jehly do subglotického prostoru, což ale není kladně přijímáno ani pacienty, ani lékaři, a to z důvodu přílišné invazivnosti této metody.

Druhá možnost, jak změřit subglotický tlak, je zavedení katetru a měřicího balónku do oblasti pod hlasivkami, ale ani tento způsob není úplně vhodný, neboť balónek narušuje normální fyziologickou funkci při tvorbě hlasu.

Další způsob měření subglotického tlaku je možné realizovat prostřednictvím měřicí hadičky umístěné na jazyku. Této metody využívá přístroj *Phonatory Aerodynamic System* od společnosti *KayPENTAX*. Měření tlaku v tomto případě probíhá nepřímě při fonaci slabiky „pá“, neboť při fonaci konsonantu „p“ je vzduchový sloupec od plic až po rty nepřerušen, a tak je tlak v ústech totožný s tlakem v oblasti pod hlasivkami. [1]

Dalším nevýhodou této metody je fakt, že maska, již musí mít pacient přitisknutou na ústech, značně omezuje přirozenou artikulaci, což způsobuje, že naměřené údaje nejsou naprosto přesné. Z tohoto důvodu se pneumotachografické vyšetření běžně doplňuje dalšími metodami.

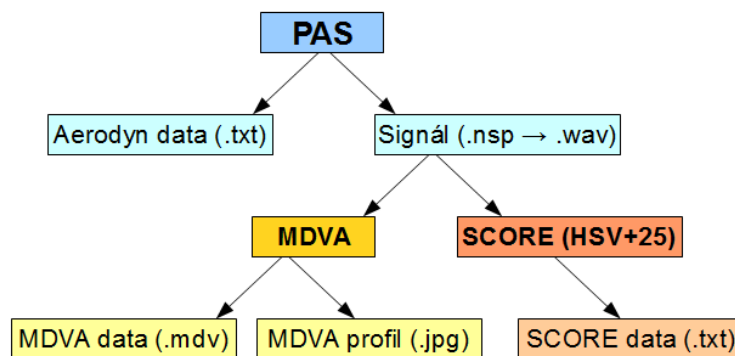
3.3 Metody používané ORL klinikou FN Bory

Otorinolaryngologická klinika Fakultní nemocnice Bory využívá ve své činnosti komplexní soubor různorodých foniatrických vyšetřovacích metod. Některé z nich patří mezi tradičně používaná vyšetření, jiné jsou zatím v experimentální fázi, jako např. aerodynamická vyšetření, jejichž možnostmi se zabývá tato práce. Soubor metod pro vyšetření hlasivek zahrnuje následující:

- Analýza hlasového pole (VRP) - viz kapitola 3.2.1
- Multidimenzionální analýza (MDVA) - viz kapitola 3.2.1
- Analýza záznamů z vysokorychlostní kamery - viz kapitola 3.1.1

- Videokymografie (VKG) - viz kapitola 3.1.1
- Analýza jednoho kmitu hlasivek (SCORE) - viz kapitola 4.4
- Zátěžové hlasové testy (STRESS test) - viz [24]
- Aerodynamická vyšetření hlasivek - viz kapitola 4.1
- Detekce nestandardního kmitu hlasivek (AOD) - viz [9]

4 Provedená vyšetření



Obrázek 4.1: Schéma provedených vyšetření a zpracování dat

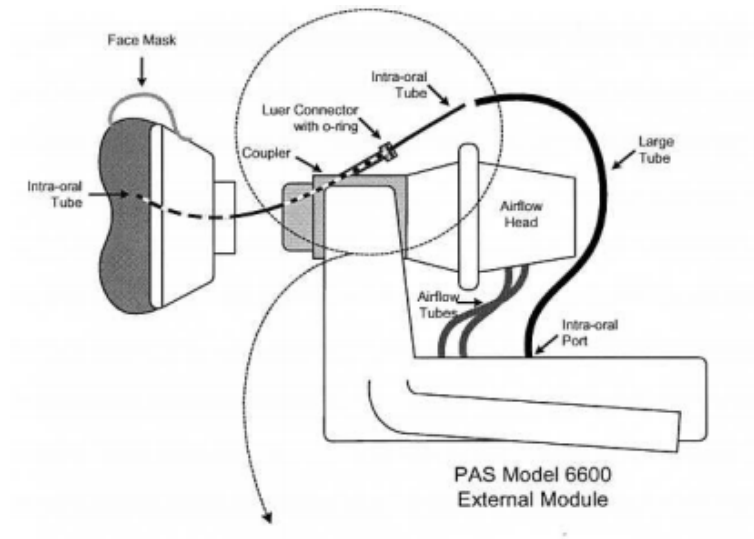
V rámci této práce byla provedena aerodynamická vyšetření na 25 z foniatrického hlediska zdravých jedincích ve věku mezi 20 a 55 lety. Mezi subjekty bylo 16 žen a 9 mužů. Každý dobrovolník podstoupil 5 - 7 těchto měření při různé intenzitě fonace. Pro srovnání a doplnění výsledných parametrů získaných z aerodynamických vyšetření byl signál zaznamenaný mikrofonom během těchto vyšetření dále zpracován a podroben multidimenzionální analýze a jednoduchému testu SCORE. Schéma provedených vyšetření a zpracování dat je na obrázku 4.1.

4.1 Aerodynamické vyšetření

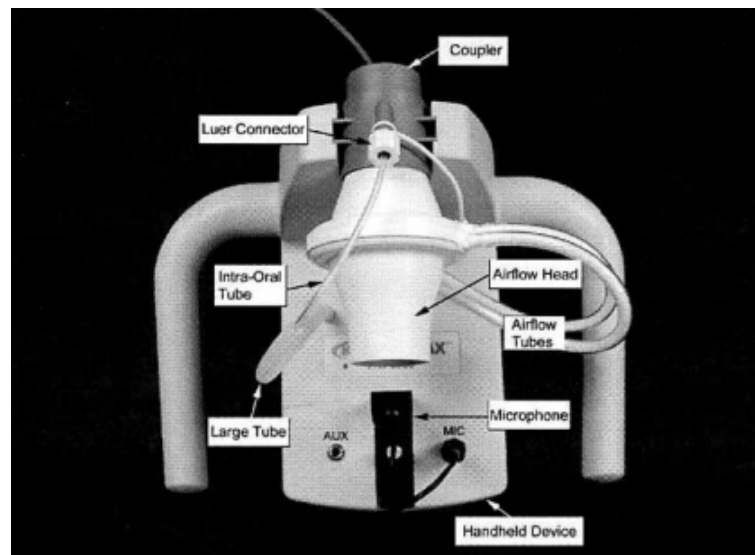
4.1.1 Použité zařízení

Pro měření aerodynamických vlastností laryngu bylo použito zařízení *Phonatory Aerodynamic System Model 6600* (PAS) vyvinuté společností *KayPENTAX* [5].

Jedná se o komplexní systém, který sestává z externího modulu sloužícího k samotnému vyšetření a softwaru pro zpracování a zobrazování dat. Tento systém kombinuje aerodynamická a akustická data, z nichž dopočítává další parametry. Dá se využít k řadě rozličných vyšetření, např. může podat informace o vitální kapacitě plic, hlasové účinnosti, aerodynamickém odporu a při dlouhodobé fonaci lze získat hodnoty jako délka či intenzita fonace. Přístroj zahrnuje několik možných protokolů zaměřených na různé aerodynamické charakteristiky hlasu, například na hlasovou účinnost či vitální kapacitu plic. Tyto protokoly se liší nejen získanými parametry, ale také průběhem měření a rozdílnými slabikami, které by měl pacient fonovat.



Obrázek 4.2: Schéma přístroje PAS [13]



Obrázek 4.3: Pohled na přístroj PAS shora [13]



Obrázek 4.4: Průběh měření systémem PAS [5]

Zařízení se skládá ze samotného přístroje s držadly, obličejové masky, snímače průtoku vzduchu, mikrofonu pro měření akustického tlaku a hadičky se snímačem subglotického tlaku [1]. Přístroj je zobrazen na obrázcích 4.2 a 4.3.

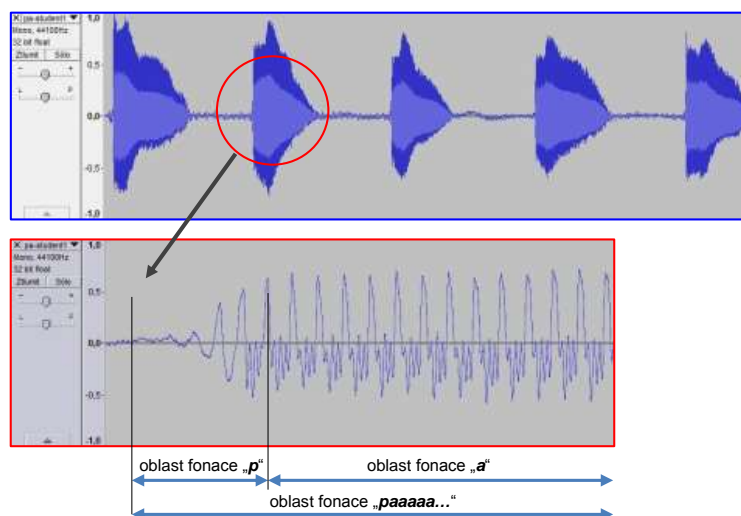
Do držáku v přední horní části přístroje je ze zadní strany zasazena hlavice pneumotachu, která je s přístrojem spojena hadičkami pro proud vzduchu. Do držáku je shora přivedena vyměnitelná intraorální trubička pro měření subglotického tlaku, která je k přístroji připojena větší gumovou hadičkou a její druhý konec vychází z držáku na straně, kam se připevňuje obličejová maska. Druhý konec držáku slouží k připojení obličejové masky. Na zadní straně přístroje je blízko k pneumotachu umístěn držák na mikrofon, který se připojuje do zařízení přes k tomu určený port. Pro hlasité fonace lze mikrofon pomocí otáčení nástavce oddálit od pneumotachu. [13]

Během měření jsou pořizované signály v reálném čase zobrazovány na obrazovce PAS softwaru.

4.1.2 Průběh měření

Pro účely této práce byl vybrán jako relevantní protokol VOEF (Voicing Efficiency), který je zaměřen na hlasovou účinnost. Průběh měření pro tento protokol je následující:

Jedinec uchopí přístroj za držadla v úrovni obličeje a hadičku pro snímání subglotického tlaku vloží do úst tak, aby nebyla ucpána jazykem ani dásní, a přes oblast nosu a úst přiloží obličejovou masku.



Obrázek 4.5: Signál získaný fonací slabiky „pa“

Samotné měření probíhá při opakované fonaci slabiky „pa“, přičemž „p“ by mělo být výrazně vysloveno a fonace samohlásky „a“ by měla trvat 1 - 2 s. Během této slabiky dochází k nepřímému měření subglotického tlaku, jak je popsáno v 3.2.3. Signál získaný při fonaci této slabiky je zobrazen na obrázku 4.5.

Toto vyšetření bylo provedeno u každého jedince minimálně pětkrát, a to při různých intenzitách fonace od nejtisší až po nejhlasiější, aby bylo možné dále odvodit vývoj vybraných parametrů v závislosti na intenzitě fonace.

4.1.3 Získané parametry

Pro účely této práce byly jako relevantní vybrány parametry zahrnuté ve speciálním protokolu přístroje pro hlasovou účinnost. Jedná se o následující parametry [13]:

- MAXDB - Maximum Sound Pressure Level [dB] - maximální hladina akustického tlaku - viz vztah 4.1
- MEADB - Mean Sound Pressure Level [dB] - průměrná úroveň akustického tlaku - viz vztah 4.1
- PHODB - Mean Sound Pressure Level During Voicing [dB] - průměrná úroveň akustického tlaku při fonaci - viz vztah 4.1
- MEAP - Mean Pitch [Hz] - průměrná výška tónu
- RANP - Pitch Range [Hz] - rozsah výšek tónu

- FET100 - Expiratory Airflow Duration [s] – délka výdechu
- PAP - Peak Air Pressure [cmH_2O] - nejvyšší naměřený tlak – odpovídá nejvyššímu subglotickému tlaku
- MPAP - Mean Peak Air Pressure [cmH_2O] - průměrný subglotický tlak
- PEF - Peak Expiratory Airflow [l/s] – nejvyšší průtok vzduchu při výdechu
- TARF - Target Airflow [l/s] - průtok vzduchu mezi hlasivkami během fonace
- FVC - Expiratory Volume [l] – celkový objem vydechovaného vzduchu
- MFPHO - Mean Airflow During Voicing [l/s] – celkový průtok vzduchu během fonace
- APOW - Aerodynamic Power [W] - aerodynamický výkon, viz vztah 4.2
- ARES - Aerodynamic Resistance [$cmH_2O/(l/s)$] - aerodynamický odpor, viz vztah 4.3
- AOHM - Acoustic Ohms [$dynesec/cm^5$] - aerodynamický odpor
- AEF - Aerodynamic Efficiency [10^{-6}] - hlasová účinnost - poměr akustického výkonu k aerodynamickému výkonu, viz vztah 4.4
- AP - Acoustic Power [W] - akustický výkon (pomocný parametr)

Mezi přímo měřené parametry patří pouze akustický tlak, subglotický tlak a průtok vzduchu. Ostatní hodnoty jsou přístrojem dopočítávány. Základní vztahy pro nejdůležitější parametry jsou uvedeny v následujícím textu.

$$SPL = 20 \log \frac{P}{P_0} [dB] \quad (4.1)$$

P vyjadřuje hodnotu aktuálního akustického tlaku [N/m^2] a P_0 je vyjádřením standardního referenčního akustického tlaku pro práh slyšení ($2 \cdot 10^{-5} Pa$)

$$APOW = MPAP \cdot TARF \cdot 0,09806 \quad (4.2)$$

$$ARES = \frac{MPAP}{TARF} \quad (4.3)$$

$$AEFF = \frac{AP}{APOW} = \frac{1,4137 \cdot 10^{-7} \cdot 10^{\frac{MEADB}{10}}}{APOW} \quad (4.4)$$

4.2 Podmínky vyšetření, normativní hodnoty parametrů

Jako nejvýznamnější parametry pro tuto práci byly určeny parametry ARES a AEFF, u nichž je nutné pro následné porovnání výsledků s fyziologickými hodnotami dodržet dvě základní podmínky [1]:

1. Konstantní frekvence fonace během vyšetření.
2. Konstantní intenzita fonace na hladině 75 dB při konstantní frekvenci hrtonového tónu.

Fyziologické hodnoty parametru AEFF jsou následující [1]:

- muži: $AEFF_m = 150 \cdot 10^{-6}$
- ženy: $AEFF_z = 220 \cdot 10^{-6}$

V případě parametru AEFF znamenají naměřené hodnoty, které jsou nižší než fyziologické, možnost hlasové poruchy. Naměřené hodnoty, které jsou rovné či přesahující hodnotu fyziologickou, naopak znamenají bezchybný závěr glottis. [1]

Fyziologické hodnoty parametru ARES jsou následující [1]:

- muži: $ARES_m = 35 \text{ cmH}_2\text{O}/(l/s)$
- ženy: $ARES_z = 38 \text{ cmH}_2\text{O}/(l/s)$

Naměřené hodnoty rovné fyziologickým odpovídají bezchybnému závěru glottis, vyšší hodnoty mohou znamenat překážku na hlasivkách, která brání proudění vzduchu hlasivkami. Naopak hodnoty nižší než fyziologické odpovídají nedomykavosti hlasivek či útvaru na jejich okraji. [1]

Právě vzhledem k obtížně udržitelným podmínkám vyšetření je tato práce primárně zaměřena na zjištění závislosti a následné určení referenční křivky

$$AEFF = f(MEADB).$$

Křivku by bylo možné použít pro přepočítání naměřených hodnot parametrů na odpovídající hodnoty při intenzitě 75 dB pro porovnání s fyziologickými hodnotami, či

		18-39 let (n=78)		40-59 let (n=41)		60+ let (n=78)	
		Průměr (směr. odchylka)	Rozpětí	Průměr (směr. odchylka)	Rozpětí	Průměr (směr. odchylka)	Rozpětí
Ženy	MEADB	75,83 (4,64)	67,74 - 85,56	75,35 (4,32)	68,37 - 85,76	79,14 (6,49)	69,48 - 93,04
	AEFF	179,19 (257,33)	13,12 - 1038,30	90,92 (113,07)	13,62 - 558,52	224,46 (251,08)	24,70 - 827,77
Muži	MEADB	77,24 (5,40)	66,88 - 86,76	78,77 (4,28)	71,91 - 87,22	76,68 (4,22)	70,05 - 83,36
	AEFF	90,05 (66,69)	22,94 - 244,56	78,67 (67,05)	13,56 - 262,44	164,46 (135,40)	4,26 - 418,60

Obrázek 4.6: Normativní hodnoty vybraných parametrů podle [17].

pro vzájemné porovnávání hodnot např. před a po zákroku, které byly pořízeny za různých fonačních intenzit.

Pro porovnání získaných aerodynamických parametrů byly použity výsledky projektu z roku 2011, jehož výstupem jsou normativní hodnoty parametrů pro přístroj *KayPENTAX Phonatory Aerodynamic System Model 6600* pro dospělé jedince [17]. Zkoumáno bylo 157 zdravých jedinců (69 mužů, 89 žen), kteří byli rozděleni do 3 věkových skupin (18-39, 40-59, 60+). Vyšetření probíhalo vždy na komfortní frekvenci i intenzitě fonace. Výsledky nejdůležitějších parametrů jsou zobrazeny v tabulce 4.6.

4.3 Multidimenzionální analýza

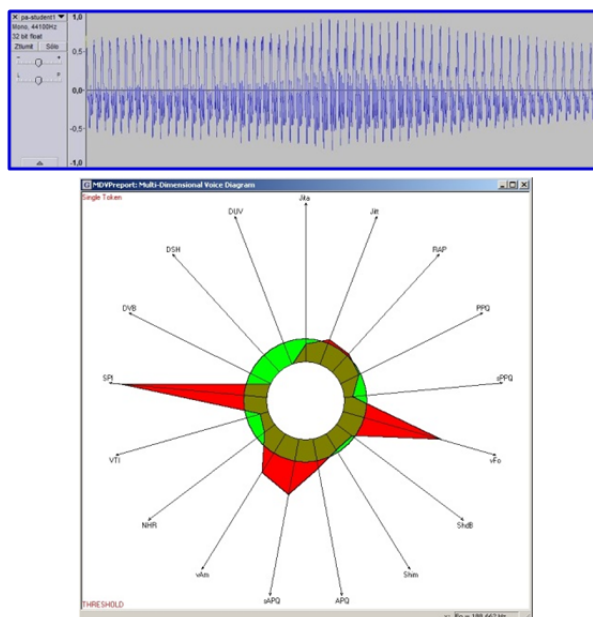
K posouzení výsledků z aerodynamických vyšetření byla provedena i multidimenzionální analýza hlasu (MDVA) za pomoci programu specializovaného na toto vyšetření. Analýza byla provedena pro každé dílčí vyšetření z PAS. Pro rozbor byla vybrána vždy druhá fonace slabiky „pa“.

Výstupem tohoto vyšetření je opět soubor parametrů komplexně popisujících hlasové kvality, jejichž hodnoty jsou vypsány ve výstupním textovém souboru typu `.mdv`. Součástí výstupu je i profilový graf, z něž lze zřetelně rozeznat fyziologické, či patologické hodnoty.

4.3.1 Použitý systém hodnocení

Pro zpracování audiosignálu a provedení multidimenzionální analýzy byl použit *Multi-Dimensional Voice Program, Model 5105*.

Jedná se o nástroj, který určuje hodnoty až 22 parametrů hodnotících akustické vlastnosti hlasu, které následně vyhodnocuje. Analýza probíhá na základě jednoho



Obrázek 4.7: Zpracování signálu pomocí MDVA

vzorku audiosignálu a výstup tvoří numerické i grafické vyjádření zjištěných hodnot parametrů, které jsou porovnány s rozsáhlou databází normativních hodnot zdravých i nemocných jedinců. Mezi nejdůležitější parametry, které zařízení umožňuje určit, patří jitter a shimmer (frekvenční a amplitudové kolísání). Pro komplexnost výstupu jsou tyto parametry doplněny o mnoho dalších, což umožňuje okamžité celkové zhodnocení hlasových kvalit, které je snadno využitelné např. pro zhodnocení hlasu před a po zákroku. [19]

4.3.2 Získané parametry

Výstup multidimenzionální analýzy tvoří soubor několika akustických parametrů [2]:

- F_0 - Average Fundamental Frequency [Hz] - základní hlasivková frekvence (průměrná hodnota)
- T_0 - Average Pitch Period [ms] - průměrná délka periody
- F_{hi} - Highest Fundamental Frequency [Hz] - nejvyšší základní frekvence ze všech zkoumaných period
- F_{lo} - Lowest Fundamental Frequency [Hz] - nejnižší základní frekvence ze všech zkoumaných period

- STD - Standard Deviation of Fo [Hz] - směrodatná odchylka základní frekvence Fo
- PFR - Phonatory Fo-Range in semi-tones [půltóny] - fonační frekvenční rozsah (rozsah mezi Fhi a Flo v půltónech)
- Fftr - Fo-Tremor Frequency [Hz] - tremor F0 (frekvence nejintenzivnější nízkofrekvenční komponenty frekvenčně modulující Fo)
- Fatr - Amplitude Tremor Frequency [Hz] - amplituda frekvenčního tremoru (frekvence nejintenzivnější amplitudově modulující nízkofrekvenční komponenty)
- Tsam - Length of Analyzed Sample [s] - délka analyzovaného vzorku
- Jitta - Absolute Jitter [ms] - frekvenční kolísání - absolutní jitter (krátkodobá variabilita délek jednotlivých period po sobě jdoucích)
- Jitt - Jitter Percent [%] - frekvenční kolísání - jitter v procentním vyjádření (parametr Jitta vztahený k průměrné délce jedné periody)
- RAP - Relative Average Perturbation [%] - frekvenční kolísání - relativní průměr odchylek (viz parametr PFR, ale přes 3 periody)
- PPQ - Pitch Perturbation Quotient [%] - frekvenční kolísání - kvocient odchylek délek period (variabilita délek period průměrováním přes 5 period, viz také Jitt)
- sPPQ - Smoothed Pitch Perturbation Quotient [%] - frekvenční kolísání - zprůměrovaný kvocient odchylek délek period
- vFo - Fundamental Frequency Variation [%] - frekvenční kolísání - směrodatná odchylka základní frekvence vztahená k průměrné základní frekvenci Fo
- ShdB - Shimmer in dB [dB] - amplitudové kolísání - odchylky (variabilita) amplitud jednotlivých period po sobě jdoucích v dB
- Shim - Shimmer Percent [%] - amplitudové kolísání - procentuální rozdíl ve vrcholu amplitud jednotlivých period po sobě jdoucích
- APQ - Amplitude Perturbation Quotient [%] - amplitudové kolísání - koeficient amplitudových odchylek (variabilita amplitud ve vzorku)
- sAPQ - Smoothed Amplitude Perturbation Quotient [%] - amplitudové kolísání - kvocient zprůměrovaných odchylek amplitud

- vAm - Peak-to-Peak Amplitude Variation [%] - amplitudové kolísání - standardní odchylka vrcholů amplitud jednotlivých period vztahovaná k průměrné amplitudě vzorku
- NHR - Noise to Harmonic Ratio [%] - šumové parametry - poměr šum/harmonické (energie neharmonických [1000-4500 Hz] / energie harmonických [70-4500 Hz])
- VTI - Voice Turbulence Index [-] - šumové parametry - index turbulence hlasu (energie spektra neharmonických [2800-5800 Hz] ku energii spektra harmonických [70-4500 Hz])
- SPI - Soft Phonation Index [-] - šumové parametry - index měkké fonace (poměr energie harmonických [70-1600 Hz] ku energii ve vysokých harmonických [1600-4500 Hz])
- FTIRI - Fo-Tremor Intensity Index [%] - index intenzity tremoru (poměr amplitudy nejintenzivnější nízkofrekvenční frekvenčně modulující komponenty Fo k celkové amplitudě signálu)
- ATRI - Amplitude Tremor Intensity Index [%] - index intenzity amplitudového tremoru
- DVB - Degree of Voice Breaks - stupeň hlasových zlomů (procento hlasových zlomů vzhledem k délce daného vzorku)
- DSH - Degree of Sub-harmonics [%] - stupeň subharmonických (relativní ohodnocení stupně subharmonických komponent k Fo ve vzorku)
- DUV - Degree of Voiceless [%] - stupeň neznělých úseků (relativní ohodnocení neharmonických oblastí, kde nelze stanovit Fo v daném vzorku)
- NVB - Number of Voice Breaks [-] - počet hlasových zlomů (kolikrát byla Fo přerušena od počátečního ke koncovému znělému úseku)
- NSH - Number of Sub-harmonic Segments [-] - počet subharmonických úseků
- NUV - Number of Unvoiced Segments [-] - počet neznělých úseků
- SEG - Number of Segments Computed [-] - celkový počet segmentů
- PER - Total Number Detected Pitch Periods [-] - celkový počet period v analyzovaném vzorku

4.4 SCORE

Jako poslední byl u všech subjektů proveden také jednoduchý test SCORE, který pomocí analýzy jednoho kmitu hlasivek hodnotí kvalitu závěru glottis.

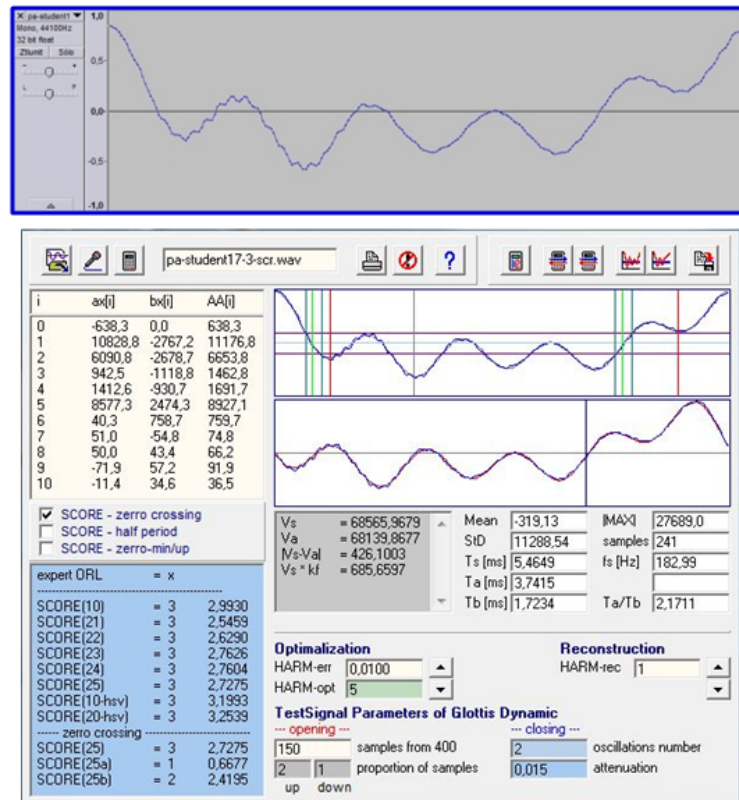
Jedná se o test založený na Fourierové analýze jedné periody hlasivek s cílem detekce přechodového děje, který vzniká jako odezva na tlakový puls vyvolaný závěrem glottis. Vyhodnocení výsledků probíhá na základě regresního SCORE modelu, kde proměnné tvoří normované amplitudy vypočítané z koeficientů Fourierovy řady. Výsledkem modelu jsou koeficienty SCORE, vzniklé na základě porovnání výsledků se souborem znalecky ohodnocených záznamů. Zaokrouhlením těchto koeficientů je závěr glottis zařazen do jedné z 5 skupin (1 - velmi kvalitní, 5 - velmi nekvalitní). Vstupem pro tento test byly opět záznamy signálu pořízené během aerodynamického vyšetření a jejich zpracování je zobrazeno na obrázku 4.8. [16]

Existuje vícero variant tohoto testu, které se mírně odlišují klasifikačním algoritmem či fonovanou slabikou. Pro účely této práce byly vybrány parametry hodnotící kvalitu závěru podle klasifikátorů SCORE25 a ScoreHSV. Druhý zmíněný je běžně využíván během vyšetření vysokorychlostní kamerou (HSV), kdy má pacient v krku umístěnou kameru, a snaží se o fonaci slabiky „i“ - v tom případě je totiž výsledná slabika výrazně zkreslena. Přestože SCORE bylo v této práci hodnoceno na fonaci slabiky „a“, byl jako relevantní vybrán i parametr popisující hodnotu SCORE-HSV, neboť vzhledem k masce s hadičkou, kterou má pacient během vyšetření na obličeji, není ani v tomto případě fonace plně fyziologická.¹

4.4.1 Získané parametry

- Samples - počet vzorků signálu
- F0[Hz] - základní hlasivková frekvence
- T0[ms] - doba trvání jednoho kmitu - periody
- metoda detekce části uzavírání hlasivek
- Ta[ms] - doba uzavírání hlasivek
- Tb[ms] - doba otevírání hlasivek
- |MAX| - maximální hodnota vzorku signálu

¹Zde se jako námět na další práci nabízí vývoj nového modelu SCORE, který by sloužil právě k hodnocení závěru glottis na základě signálu získaného během aerodynamických vyšetření.



Obrázek 4.8: Zpracování signálu pomocí SCORE

- Mean - střední hodnota vzorků signálu
- Std - směrodatná odchylka vzorků signálu
- HARMopt - počet harmonických nutných pro aproximaci signálu jednoho kmitu podle zadaného kritéria
- ORL-expert - hodnocení kvality závěru glottis lékařem ORL
- SCORE(10) - výsledky SCORE podle modelu 10
- SCORE(21) - výsledky SCORE podle modelu 21
- SCORE(22) - výsledky SCORE podle modelu 22
- SCORE(23) - výsledky SCORE podle modelu 23
- SCORE(24) - výsledky SCORE podle modelu 24
- SCORE(25) - výsledky SCORE podle modelu 25

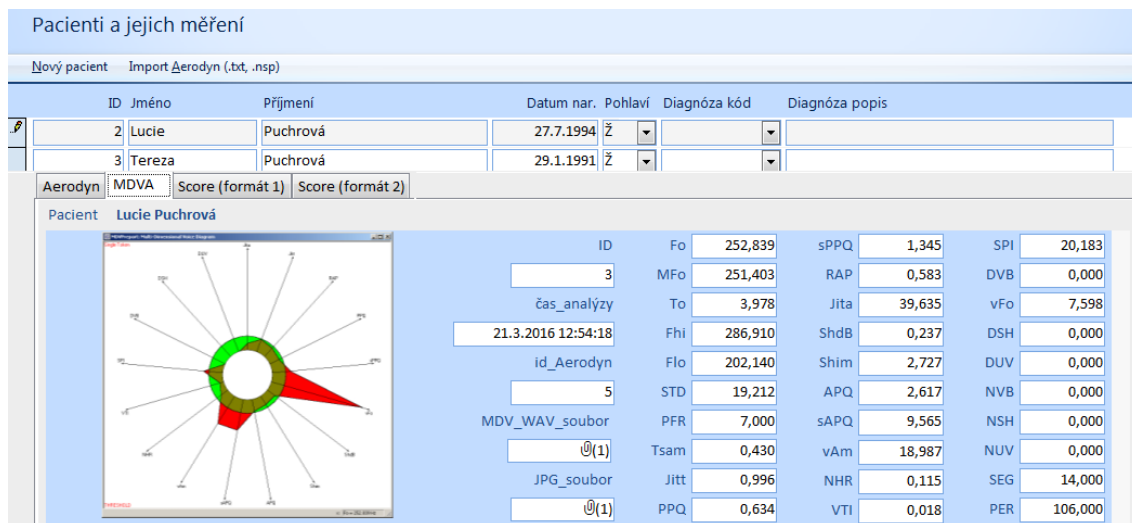
- score(25a) - hodnota SCORE pro část uzavírání hlasivek
- score(25b) - hodnota SCORE pro část otevírání hlasivek
- SCORE(10-HSV) - výsledky SCORE podle speciálního modelu 10 pro laryngoskopické vyšetření pomocí HSV
- SCORE(20-HSV) - výsledky SCORE podle speciálního modelu 20 pro laryngoskopické vyšetření pomocí HSV
- ax[i],bx[i] - koeficienty Fourierovy řady, $i=\{0\dots10\}$
- AA[i] - amplituda, $i=\{0\dots10\}$

5 Archivace

Vzhledem k různým typům foniatrických vyšetření, která se na ORL klinice FN Bory provádějí, jsou data každého pacienta uložena po různých strojích a v různých ne-jednotných formátech. Další nevýhodou současného systému je také fakt, že vzorky signálu, které jsou pomocí MDVA či SCORE vyhodnocovány, se běžně nearchivují. Z tohoto důvodu byla pro účely experimentálního hodnocení dat v rámci této práce vytvořena databáze, která sice v současné době zahrnuje pouze vyšetření relevantní pro tuto práci, ale je volně rozšiřitelná i pro uchovávání záznamů z dalších vyšetření.

Pro archivaci údajů o pacientech, jejich naměřených parametřích a všech dalších potřebných souborů (obrázky, audiozáznamy) byla vytvořena jednoduchá relační databáze v programu *MS Access*. Tento nástroj byl vybrán, neboť umožňuje jak snadnou tvorbu formulářů pro zobrazování dat, tak i tvorbu programových modulů pro načítání dat.

Do databáze je možné ukládat informace o pacientech, záznamy jejich jednotlivých aerodynamických vyšetření, které se načítají automaticky z vloženého textového souboru, a k nim příslušející záznamy signálu. Ke každému aerodynamickému vyšetření je možné načíst z textového souboru parametry MDVA i SCORE a jim odpovídající audiosignály, na nichž byly analýzy provedeny. K MDVA vyšetření je možné přiložit i obrázky představující profilové grafy porovnávající získané MDVA parametry oproti fyziologickým hodnotám, jak je zobrazeno na obrázku 5.1.



Obrázek 5.1: Náhled výsledků MDVA v databázi

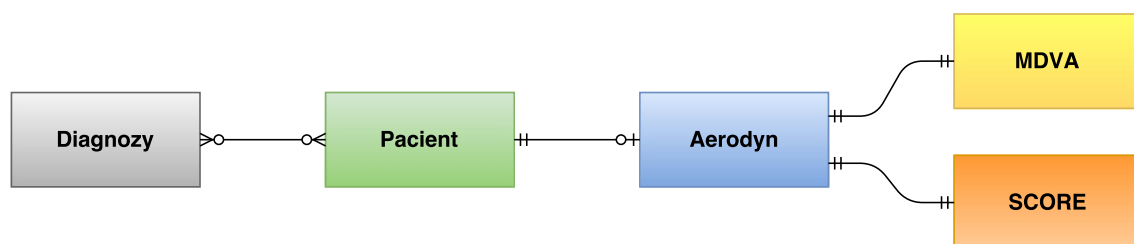
Nahrávání souborů probíhá za pomoci tlačítka k tomu určeného, a to až po výběru konkrétního pacienta či vyšetření, k němuž nahrávaný soubor přísluší. Kód programu

pro načítání parametrů je psán v jazyce *Visual Basic for Applications* (VBA).

Po načtení do databáze je každý soubor (.txt, .nsp, .wav, .jpg) přejmenován tak, že před původní název je vložen text „Importovan“, následuje datum a čas importu a id, jež bylo danému pacientovi přiděleno v databázi.

Databáze obsahuje 5 tabulek, jejichž vztahy jsou zobrazeny na obrázku 5.2:

- Pacient - id, jméno, příjmení, datum narození, pohlaví, kód diagnózy, popis diagnózy (tab. Diagnózy)
- Diagnózy¹ - id , popis
- Aerodyn - id, id pacienta, číslo měření, čas měření, všechny parametry aerodynamických vyšetření, zaznamenaný signál (.nsp)
- MDVA - id, id pacienta, id aerodyn. vyšetření, čas analýzy, všechny parametry MDVA, zpracovávaný audiosignál (.wav), výsledný graf (.jpg)
- SCORE - id, id pacienta, id aerodyn. vyšetření, čas analýzy, všechny parametry SCORE, zpracovávaný audiosignál (.wav)



Obrázek 5.2: Zjednodušený model databáze.

¹Oficiální číselník diagnóz vydaný Všeobecnou zdravotní pojišťovnou.

6 Zpracování dat

6.1 Použitý software

Pro zpracování výstupů ze všech vyšetření byl vybrán tabulkový editor *MS Excel*, a to hlavně kvůli statistickým nástrojům, jež poskytuje. Další výhodou tohoto nástroje je jednoduché uživatelské prostředí a rozsáhlé předchozí zkušenosti s tímto programem. Výhodou představuje také kompatibilita s nástrojem *MS Access* z téže sady kancelářských nástrojů *Microsoft Office*, v němž byla vytvořena archivační databáze. Díky tomu je velice snadné z databáze importovat data do tabulkového editoru.

6.2 Postup

Do *MS Excel* byla převedena veškerá data potřebná pro zhodnocení výsledků. Pro účely této práce byla data kompletně zanonymizována a všem jedincům byl přiřazen číselný identifikátor z množiny čísel 1 - 25. U každého subjektu byla dále uvedena informace o pohlaví a diagnóze. Vzhledem k zaměření této části práce pouze na zdravé jedince se u žádného z referenčních subjektů jiná diagnóza nevyskytuje. Dále byly u všech jedinců a jejich jednotlivých měření zaznamenány veškeré parametry z aerodynamických měření.

Parametry u všech měření byly posléze zkontrolovány a v případě zjištění podezřelých hodnot bylo vždy příslušné měření eliminováno. Tato kontrola probíhala pouze zběžně, neboť v tomto stavu rozpracování dat není možné bez dalších informací přesně určit, zda parametry skutečně nabývají přirozených hodnot. Takto eliminovány byly jen dva záznamy, kde byly hodnoty evidentně mimo běžný rozsah. Tyto anomálie byly pravděpodobně způsobeny špatným nasazením masky či neúmyslným ucpáním hadičky v ústech měkkou tkání či zuby.

Nad těmito daty bylo provedeno několik jednoduchých statistických operací. Pro muže, ženy i všechny jedince celkem byly vypočítány hodnoty jako průměr, výběrová směrodatná odchylka, počet, minimum, maximum a medián.

Po zpracování všech parametrů bylo přistoupeno k detailnější analýze určitých důležitých parametrů a jejich závislostí na hlasové intenzitě. Mezi tyto vybrané parametry byly zařazeny MPAP, TARF, APOW, ARES a AEFF, které byly reprezentovány hodnotami naměřenými či propočítanými přístrojem pro aerodynamické vyšetření. K parametrům ARES a AEFF byly hodnoty dopočítány podle vzorců 4.3 a 4.4,

stejně tak byl dopočítán i pomocný parametr AP představující akustický tlak, jehož hodnota byla zapotřebí pro kalkulaci parametru A EFF. Mezi hodnotami těchto parametrů z přístroje a dopočítanými hodnotami byly objeveny určité rozdíly způsobené pravděpodobně jiným postupem při zaokrouhlování hodnot. Tyto nuance nebyly příliš významné, a tak byly k dalším zpracováním i nadále používány hodnoty vyhodnocené přístrojem PAS.

Pro všechny jedince byly následně vykresleny grafy zobrazující závislost pěti zmíněných parametrů na fonační intenzitě. Křivky těchto závislostí byly poté proloženy regresními křivkami aproximujícími tyto závislosti. Předpisy těchto křivek byly pro snadnou orientaci zaznamenány přímo do grafů. Stejný postup byl proveden s celkovými daty pro ženy, pro muže i pro všechny jedince dohromady. Pro parametr A EFF, který byl zkoumán nejpodrobněji, byl podle vzorce 6.1 dopočítán koeficient determinace R^2 .

$$R^2 = 1 - \frac{RSS}{TSS} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y}_i)^2} \quad (6.1)$$

RSS popisuje residuální součet čtverců (součet druhých mocnin odchylek pozorovaných hodnot od hodnot predikovaných pomocí modelu) a TSS celkovou sumu čtverců (součet druhých mocnin odchylek pozorovaných hodnot od jejich průměru dopočítaného podle vzorce 6.2).

$$\bar{y}_i = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n y_i \quad (6.2)$$

Výpočet koeficientu determinace nad referenčními daty probíhal podle vzorce 6.3

$$R^2 = 1 - \frac{RSS}{TSS} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (AEFF_{skut.i} - AEFF_{model_i})^2}{\sum_{i=1}^n (AEFF_{skut.i} - \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n AEFF_{skut.i})^2} \quad (6.3)$$

$AEFF_{skut.}$ vyjadřuje skutečně naměřenou hodnotu parametru A EFF a $AEFF_{model}$ představuje hodnoty A EFF predikovanou na dané intenzitě hlasitosti podle modelu.

Ze záznamů pořízených během aerodynamických vyšetření byl extrahován pouze akustický signál ve formátu `.wav`, který byl následně dále zpracován. Konkrétně byla vybrána druhá fonovaná slabika „pa“, která byla poté podrobena multidimenzionální analýze za pomoci programu k tomu určeného. Výstupem tohoto zpracování

byl vždy textový soubor ve formátu .mdv obsahující hodnoty získaných MDVA parametrů a soubor typu .jpg zobrazující jejich vizualizované hodnoty. Získané hodnoty parametrů byly zaznamenány k parametrům aerodynamických vyšetření. Hodnoty parametrů Fftr, Fatr, FTRI, ATRI, DVB, DSH, DUV, NVB, NSH, NUV nedokázal u některých jedinců software pro MDVA určit, a tak tyto parametry nebyly dále nijak hodnoceny, neboť by nebylo možné dosáhnout kompletních či nezkreslených výsledků. Některé z těchto parametrů jsou pouze obdobným vyjádřením parametrů jiných, které se určit podařilo, a tak absence jejich hodnot není nijak kritická.

Ze záznamu akustického signálu byla pro test SCORE vybrána jedna reprezentativní perioda hlasivkového kmitu, která byla podrobena testu SCORE25 i ScoreHSV. Výstupy obou těchto vyšetření spolu se zjištěnou frekvencí hrtanového tónu byly také zaznamenány k souboru parametrů z ostatních vyšetření. Pro doplnění byly dopočítány i rozdíly mezi hodnotami zjištěnými z obou typů vyšetření SCORE. Tento parametr byl pojmenován jako SCOREdiff.

Pro parametry vyšetření MDVA i SCORE byly následně také dopočítány základní statistické ukazatele průměr, výběrová směrodatná odchylka, počet, minimum, maximum a medián.

Na závěr byly parametry ze všech vyšetření podrobeny lineární korelační analýze. Jako korelované byly vyhodnoceny parametry, u nichž zjištěný koeficient korelace přesáhl hodnotu 0,75.

6.3 Ověření

Pro ověření získaných výsledků byla použita data poskytnutá ORL klinikou Fakultní nemocnice Bory. Jedná se o data skutečných pacientů pořízená během reálných aerodynamických vyšetření provedených přímo na ORL oddělení. Tyto záznamy zahrnují 23 měření jedinců, u nichž nebyla prokázána žádná diagnóza, a 53 měření jedinců s hlasovou poruchou. Konkrétní diagnózy nebyly pro tento případ rozlišovány a jednotlivá měření byla jednoduše chápána jako záznamy pacientů s poruchou hlasu.

Tato data byla zpracována stejným způsobem jako data referenční - byla nad nimi provedena multidimenzionální analýza i test SCORE. Dále byly pro soubory zdravých i nemocných jedinců z ORL (ORL-zdraví a ORL-nemocní) vytvořeny korelační analýzy, jejichž výsledky byly následně porovnány s korelační strukturou referenčních jedinců.

Podle získaných modelů pro aerodynamickou účinnost byly podle fyziologických hodnot pro 75 dB určeny křivky fyziologických hodnot pro muže a ženy zvláště, podle nichž lze určit předpokládanou fyziologickou hodnotu na jakékoli fonační intenzitě.

Tyto křivky byly určeny podle obecného předpisu exponenciely (6.4) s využitím posunu pouze ve směru osy y tak, aby exponenciela vždy procházela bodem definovaným konkrétní hodnotou parametru MEADB (75 dB) a odpovídající fyziologickou hodnotou AEFF.

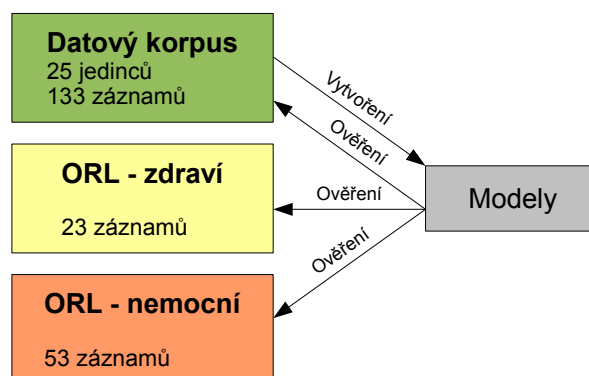
$$y - y_0 = A \cdot e^{B \cdot (x - x_0)} \quad (6.4)$$

V tomto konkrétním případě byla za proměnnou y dosazena fyziologická hodnota AEFF, y_0 vyjadřuje výsledný posun po ose y do referenčního bodu. Za proměnnou x byla dosazena hodnota MEADB pro fyziologické hodnoty (75 dB). Proměnná x_0 vyjadřuje posun po ose x do referenčního bodu, který ale nebyl využit. Proměnné A a B vyjadřují konkrétní koeficienty exponenciálního modelu.

Pro jiný způsob porovnání dat byl určen i druhý model vycházející pouze z referenčních dat korpusu, který byl získán stejným způsobem jako model pro fyziologické hodnoty, ale s tím rozdílem, že křivka byla posouvána do bodu odpovídajícího mediánové hodnotě AEFF a příslušné hodnotě MEADB. Tím bylo zajištěno nezkrácení výsledku mezními hodnotami AEFF, které mohly být způsobeny nepřesným měřením.

Podle získaných modelů byly pro každé měření a danou intenzitu dopočítány fyziologické hodnoty a očekávané hodnoty podle mediánového modelu a s nimi byly následně porovnány hodnoty skutečně naměřené. Toto porovnání proběhlo jak u všech referenčních jedinců (muži, ženy, celkem), tak i u záznamů pacientů ORL kliniky.

Schéma vytvoření a ověření modelů je zobrazeno na obrázku 6.1.



Obrázek 6.1: Schéma vytvoření a ověření modelu nad soubory záznamů z aerodynamických vyšetření.

7 Dosažené výsledky

Následující text popisuje výsledky získané ze všech provedených analýz nad souborem parametrů ze všech provedených vyšetření. Je třeba brát v úvahu možné zkreslení výsledků způsobené nepřesnostmi měření, jako je možné ucpání hadičky přístroje PAS, nepřiléhavost masky či faktory mající vliv na samotnou tvorbu hlasu.

7.1 Základní statistické údaje

Základní statistická analýza prokázala průměrnou intenzitu fonace (MEADB) o výši 86 dB, přičemž průměrné hodnoty u mužů a u žen se významně nelišily. Celková minimální hodnota fonační intenzity byla naměřena 67 dB a maximální 103 dB. Celkově se hodnoty tohoto parametru pohybovaly ve vyšších hodnotách než normativní data [17], neboť ta byla porizována při fonaci na běžné intenzitě, zatímco data pro tuto práci byla porizována v celém fonačním rozsahu.

Výrazné rozdíly hodnot mezi oběma pohlavími byly zjištěny u parametru MEAP, který udává průměrnou výšku tónu. U mužů se průměrná hodnota pohybovala okolo 130 Hz, zatímco u žen byla téměř o 80 Hz vyšší. Tento významný rozdíl není nijak překvapivý, neboť vyplývá z odlišností ve fyziologii ženského a mužského hrtanu a tvorby hlasu. Tento rozdíl je značný i u parametru Fo[Hz] získaného z vyšetření SCORE, který popisuje frekvenci základního hrtanového tónu.

Rozsah výšek tónu (RANP) byl u žen v průměru dvojnásobně širší než u mužů, kde se pohyboval pouze okolo 31 Hz, zatímco ženy dosáhly rozsahu v průměru až 65 Hz. Délka výdechu (FET100) u obou pohlaví lehce přesáhla 2 s.

Výška průměrného subglotického tlaku (MPAP) se u obou pohlaví pohybovala mezi 2,7 až 46 cmH₂O s celkovým průměrem 10,29 cmH₂O.

Rozdíly u obou pohlaví byly zjištěny i pro nejvyšší průtok vzduchu při výdechu (PEF), jehož hodnota u mužů byla v průměru o více než třetinu vyšší než hodnota zjištěná u žen, která byla určena jako pouhých 0,28 l/s. Stejný proporcionální rozdíl byl zjištěn i u hodnoty TARF představující průtok vzduchu hlasivkami v průběhu fonace, neboť tyto dva parametry spolu logicky souvisí. Téměř stejných hodnot jako TARF dosahuje i parametr MFPHO, popisující celkový průtok vzduchu během fonace.

Celkový objem vydechovaného vzduchu (FVC) se pohyboval okolo průměrné hodnoty 0,45 l, přičemž u mužů byly opět naměřeny vyšší hodnoty než u žen.

Největší pozornost byla věnována parametrům APOW, ARES a AEFF.

Průměrné hodnoty aerodynamického výkonu u žen a mužů se opět výrazně lišily. Zatímco u mužů se pohyboval tento parametr v rozmezí 0,01 W - 1,07 W s průměrnou hodnotou 0,26 W, u žen to bylo výrazně méně. Průměr u jedinců ženského pohlaví dosahoval pouze hodnoty 0,18 W s rozpětím 0,04 W - 0,68 W.

Ze vztahu 4.3 a hodnot parametrů MPAP a TARF vyplývají také rozdílné hodnoty aerodynamického odporu (ARES) naměřeného u mužů a žen. Výsledkem nízkých hodnot TARF je průměrná hodnota ARES u žen výrazně vyšší než u mužů s maximální hodnotou vyšší až o polovinu. Průměrná hodnota aerodynamického odporu u mužů je reprezentována hodnotou 47 cmH₂O/(l/s), zatímco u žen dosahuje až 66 cmH₂O/(l/s). Stejně vypadá i vývoj parametru AOHM, jenž je vyjádřením téhož v jiných jednotkách.

Parametr vyjadřující aerodynamickou účinnost AEFF se pohybuje u obou pohlaví v rozmezí jednotek až desítek tisíc, což je dáno exponenciální závislostí akustického výkonu na fonační intenzitě (akustickém tlaku). U žen dosahuje maximální hodnota až dvojnásobku nejvyšší hodnoty u mužů, což je částečně zapříčiněno mírně vyšší hodnotou maximálního akustického tlaku u žen. Tento jev se vyskytuje i v normativních datech [17], kde se hodnoty tohoto parametru u žen také pohybují ve výrazně vyšších úrovních. Např. pro první věkovou kategorii (do 39 let) jsou uváděny průměrné ženské normativní hodnoty parametru AEFF dvakrát vyšší, než jsou mužské hodnoty. Závislost AEFF na MEADB je dále popsána v následující podkapitole.

Parametry hodnotící kvalitu závěru glottis, které byly získané testem SCORE25 a ScoreHSV, se pohybovaly od nejnižších hodnot až po nejvyšší. Rozdíly mezi hodnotami z obou těchto vyšetření nebyly nijak významné, maximální hodnota parametru SCOREdiff, popisujícího tento rozdíl, byla určena na 1,09, což odpovídá rozsahu jedné třídy. Průměrný rozdíl mezi zjištěnými hodnotami byl shodný s mediánem a dosahoval hodnoty 0,54. Celková průměrná hodnota testu SCORE25 byla určena jako 2,42, test ScoreHSV průměrně generoval o 0,3 vyšší hodnoty. Přestože průměrné hodnoty obou těchto parametrů jsou poměrně vysoké, nemusí znamenat špatný zdravotní stav vyšetřovaných jedinců, ale ukazuje spíše na zkreslení signálu způsobené maskou, již má pacient při vyšetření přitisknutou na obličej. Průměrné hodnoty jsou také výrazně ovlivněny několika hodnotami parametrů přesahujícími hodnotu 4, které se ale objevují v souboru výsledků velice zřídka a jsou pravděpodobně způsobeny chybami měření. Jedincům, u nichž se tyto vysoké hodnoty vyskytují, byly při jiných intenzitách fonace zjištěny hodnoty SCORE výrazně nižší.

7.2 Závislost vybraných parametrů na intenzitě fonace

7.2.1 AEFf

Nalezení vztahu mezi aerodynamickou účinností a akustickým tlakem bylo jedním z hlavních cílů této práce.

U většiny jedinců byla nalezena exponenciální závislost aerodynamické účinnosti na fonační intenzitě, přestože jednotlivé funkce se lišily. Exponenciální křivky odpovídají obecnému předpisu 7.1.

$$AEFF = A \cdot e^{B \cdot MEADB} \quad (7.1)$$

Co se týče celkového vývoje hodnot parametru nad souborem více jedinců (muži, ženy, celkem), byla i zde objevena exponenciální závislost a ve všech těchto případech koeficient determinace přesahoval úroveň 0,5.

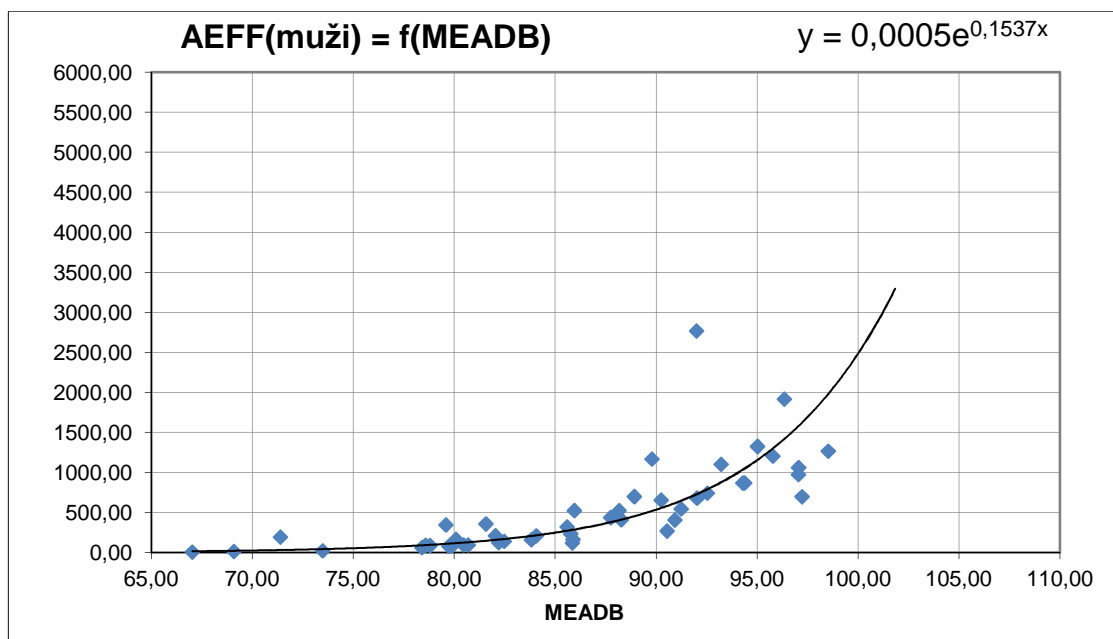
Exponenciální závislost aerodynamické účinnosti na fonační intenzitě byla prokázána nad celým souborem zdravých jedinců. Regresní exponenciela popisující tuto závislost odpovídá předpisu 7.2. Koeficient determinace, vypočtený na základě vzorce 6.1, podle tohoto modelu dosahuje hodnoty 0,58 s koeficientem korelace 0,76. Koeficienty křivky byly určeny jako $A_c = 0,0003$ a $B_c = 0,1617$.

$$AEFF_c = 0,0003 \cdot e^{0,1617 \cdot MEADB} \quad (7.2)$$

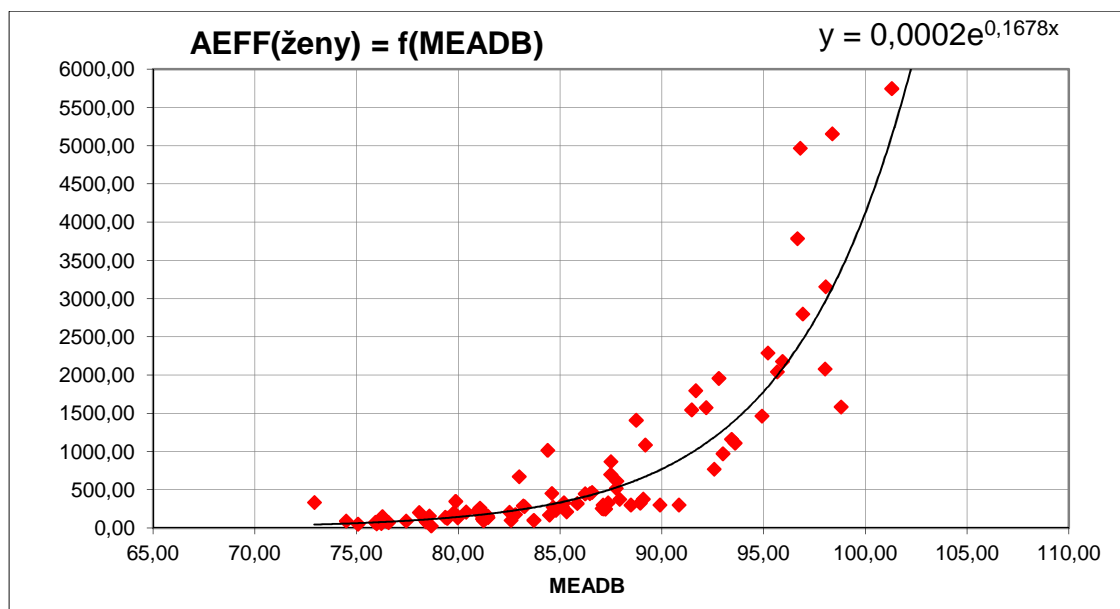
Jak plyne i z velice rozdílných fyziologických hodnot pro muže a ženy, ještě lepší zpřesnění regresního modelu pro hodnoty parametru AEFf bylo dosaženo rozdělením dat podle pohlaví.

Pro muže, kterých bylo v souboru zdravých jedinců výrazně méně než žen, odpovídalo rozložení naměřených hodnot exponenciely s předpisem 7.3 a přesnost tohoto modelu byla vyjádřena koeficientem determinace s hodnotou 0.59. Koeficienty výsledné exponenciely mají hodnoty $A_m = 0,0005$ a $B_m = 0,1537$. Korelační koeficient v tomto případě dosáhl hodnoty 0.77. Naměřené hodnoty i regresní exponenciela jsou zobrazeny v grafu 7.1.

$$AEFF_m = 0,0005 \cdot e^{0,1537 \cdot MEADB} \quad (7.3)$$



Obrázek 7.1: Graf závislosti AEFF na MEADB u mužů.



Obrázek 7.2: Graf závislosti AEFF na MEADB u žen.

U žen, jejichž záznamů bylo v souboru větší množství, byla data nejlépe proložena křivkou s předpisem 7.4. Zde byl koeficient determinace určen s daleko vyšší hodnotou 0,67 a korelační koeficient dosáhl hodnoty 0.82. Koeficienty křivky byly vypočteny jako $A_z = 0,0002$ $B_z = 0,1678$. Naměřené hodnoty i regresní exponenciala jsou zobrazeny v grafu 7.2.

$$AEFF_z = 0,0002 \cdot e^{0,1678 \cdot MEADB} \quad (7.4)$$

Žádný ze zjištěných modelů neodpovídal fyziologickým hodnotám uváděným v literatuře. Pro muže by se hodnota parametru AEFF při 75 dB měla pohybovat okolo $150 \cdot 10^{-6}$, u žen potom by parametr měl být vyšší a jeho hodnota je uváděna jako $220 \cdot 10^{-6}$. Podle zjištěných modelů však hodnota u žen při zmíněné intenzitě dosahovala pouze hodnoty $62 \cdot 10^{-6}$, u mužů $53 \cdot 10^{-6}$. Tento rozdíl může být způsoben několika špatnými měřeními (špatně přitisknutá maska), jež nelze jednoduše rozeznat od běžných a která zkreslují vývoj celého modelu. Další možnou příčinou může být skryté foniatické onemocnění některých z jedinců, avšak tato možnost není příliš pravděpodobná, neboť v takovém případě by pravděpodobně nebyly hodnoty zkresleny tak výrazně. Stejně tak může být na vině nedodržení podmínky vyšetření týkající se minimálního frekvenčního kolísání, ačkoli průměrná hodnota parametru MDVA-Jitt popisujícího procentuální frekvenční kolísání dosahuje hodnoty pouze 1,4 %. Nejpravděpodobnější příčinou velké odchylky od fyziologických hodnot je nestabilita a nepřesnost měření, a tedy celého aerodynamického vyšetření.

7.2.2 Další parametry

V rámci této práce byly zkoumány také závislosti pěti aerodynamických parametrů na průměrné intenzitě fonace (MEADB). Pro většinu těchto parametrů nebyla zjištěna žádná obecná závislost na MEADB. Předpokládáme tedy, že se jedná o vztahy velice individuální, které nelze vztáhnout na celý soubor jedinců.

MPAP

Pomocí korelační analýzy nebyla prokázána významná lineární závislost průměrného subglotického tlaku na fonační intenzitě. Na základě grafů vytvořených pro každého jedince zvláště měl tento parametr ve většině případů rostoucí či neklesající vývoj připomínající lineární funkci. Na základě grafu znázorňujícího závislost těchto dvou parametrů pro celý soubor jedinců však byla metodou nejmenších čtverců vyhodnocena jako nejvíce odpovídající křivka mocninné funkce. Stejně tak byla mocninná závislost nejvhodnější i pro oddělené grafy hodnot žen a mužů.

Koeficient determinace pro tuto závislost nenabýval významných hodnot, a tak mocinná závislost nebyla plně prokázána.

TARF

Dalším zkoumaným byl parametr vyjadřující průtok vzduchu mezi hlasivkami v průběhu fonace. Na základě naměřených hodnot nebylo možné zjistit žádnou závislost tohoto parametru na MEADB. Grafy pro hodnoty jednotlivců ukazovaly někdy výrazné kolísání tohoto parametru, jindy byly jeho hodnoty vyrovnané napříč různými fonačními intenzitami.

Grafy rozdělené podle pohlaví jedinců se nejvíce blížily záporné polynomické funkci, u žen měla regresní křivka tvar záporné paraboly. Žádný z vyzkoušených regresních modelů však ani zdánlivě neodpovídal skutečným hodnotám.

Nebyla prokázána žádná známá závislost tohoto parametru na fonační intenzitě.

APOW

Vývoj aerodynamického výkonu vzhledem k akustickému tlaku u většiny jedinců odpovídal neklesající lineární funkci. Grafy pro hromadné hodnoty vícero jedinců (muži, ženy, celkem) však nejvíce odpovídaly mocinné funkci, koeficient determinace ale ani v jednom případě nedosahoval významných hodnot.

Nebyl tedy zjištěn žádný významný vztah mezi aerodynamickým výkonem a intenzitou fonace.

ARES

Naměřené hodnoty aerodynamického odporu bylo možné u většiny jedinců přibližně aproximovat neklesající přímkou, v některých případech model velice dobře popisoval naměřené hodnoty, ovšem tento jev a celý vývoj závislosti je ale pravděpodobně v případě tohoto parametru velice individuální. U některých jedinců byl aerodynamický odpor i se stoupající intenzitou stále téměř konstantní, u jiných dokonce s rostoucí intenzitou klesal. U souboru hodnot naměřených všem jedincům však nebylo možno hodnoty žádným modelem aproximovat.

Nejlépe byly naměřené hodnoty aproximovány opět exponenciálními křivkami, které se na hodnotě 75 dB lépe přiblížily fyziologickým hodnotám. Pro muže je uváděna fyziologická hodnota ARES jako $35 \text{ cmH}_2\text{O}/(1/\text{s})$ a model na této intenzitě odpovídá

hodnotě 24 cmH₂O/(l/s). U žen potom je fyziologická hodnota ARES uváděna jako 38 cmH₂O/(l/s) a podle modelu byla při stejném akustickém tlaku určena hodnota 34,6 cmH₂O/(l/s). Podle celkového modelu byla hodnota ARES v 75 dB vypočtena jako 30,7.

Pro aerodynamický odpor nebyla nad celým souborem jedinců nalezena významná závislost na akustickém tlaku.

7.3 Úpravy a ověření modelů

Pro porovnání s fyziologickými hodnotami byly exponenciální modely podle předpisu 7.5 pro muže i ženy posunuty ve směru osy y tak, aby procházely vždy konkrétní fyziologickou hodnotou parametru AEFF a odpovídající hodnotou MEADB (75 db).

$$AEFF_{fyziol.} - AEFF_0 = A \cdot e^{B \cdot (MEADB_{fyziol.})} \quad (7.5)$$

Z tohoto vztahu byl vypočítán rozdíl (vztah 7.6) mezi skutečnou fyziologickou hodnotou $AEFF_{fyziol.}$ a odhadovanou fyziologickou hodnotou podle původního modelu. Tento rozdíl byl použit jako konstanta, která byla následně přičtena k původnímu modelu.

$$AEFF_0 = AEFF_{fyziol.} - A \cdot e^{B \cdot (MEADB_{fyziol.})} \quad (7.6)$$

Veškeré záznamy referenčního korpusu jedinců byly nejprve porovnány s očekávanými fyziologickými hodnotami na konkrétní fonační intenzitě, které byly určeny na základě výsledných modelů 7.7 pro muže a 7.8 pro ženy. Pod vzorci jsou uvedeny i příslušné koeficienty determinace a korelace, které popisují přesnost daného modelu.

$$AEFF_m = 0,0005 \cdot e^{0,1537 \cdot MEADB} + 96,71 \quad (7.7)$$

$$R_2 = 0,59$$

$$r = 0,77$$

$$AEFF_z = 0,0002 \cdot e^{0,1678 \cdot MEADB} + 157,84 \quad (7.8)$$

$$R_2 = 0,68$$

$$r = 0,82$$

Pouze 27 % měření z referenčního souboru žen přesáhlo svou naměřenou AEFF očekávanou fyziologickou hodnotu určenou podle modelu. U mužů bylo takových záznamů pouze 24 %. Vzhledem k tomu, že se jednalo o zdravé jedince bez zjištěné hlasové poruchy, závěr, že jedinci s AEFF nižší než fyziologickou mají nutně hlasovou poruchu, byl nepravděpodobný. Z tohoto důvodu nebyla s fyziologickými daty porovnávána data skutečných pacientů ORL, neboť výsledky by pravděpodobně ani v tomto případě nebyly uspokojivé.

Pro další porovnání byly vybrány modely určené podle mediánu, které odpovídají předpisům 7.9 pro muže, 7.10 pro ženy a 7.11 pro celkový soubor jedinců.

$$AEFF_m = 0,0005 \cdot e^{0,1537 \cdot MEADB} + 212,49 \quad (7.9)$$

$$R_2 = 0,59$$

$$r = 0,77$$

$$AEFF_z = 0,0002 \cdot e^{0,1678 \cdot MEADB} - 171,70 \quad (7.10)$$

$$R_2 = 0,65$$

$$r = 0,80$$

$$AEFF_c = 0,0003 \cdot e^{0,1617 \cdot MEADB} - 23,81 \quad (7.11)$$

$$R_2 = 0,58$$

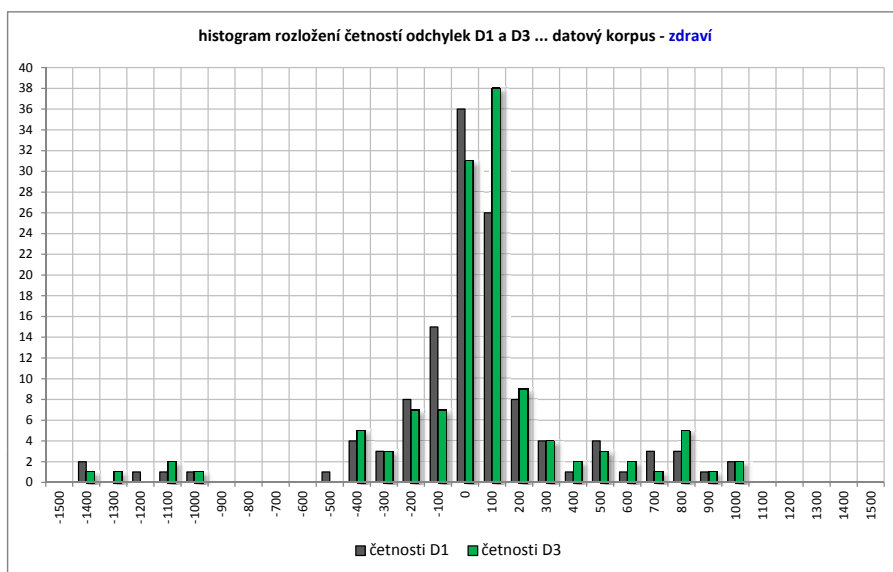
$$r = 0,76$$

Podle těchto modelů bylo nad mužským souborem zjištěno pouze 17 % záznamů, kde byla očekávaná hodnota podle modelu nižší než naměřená.

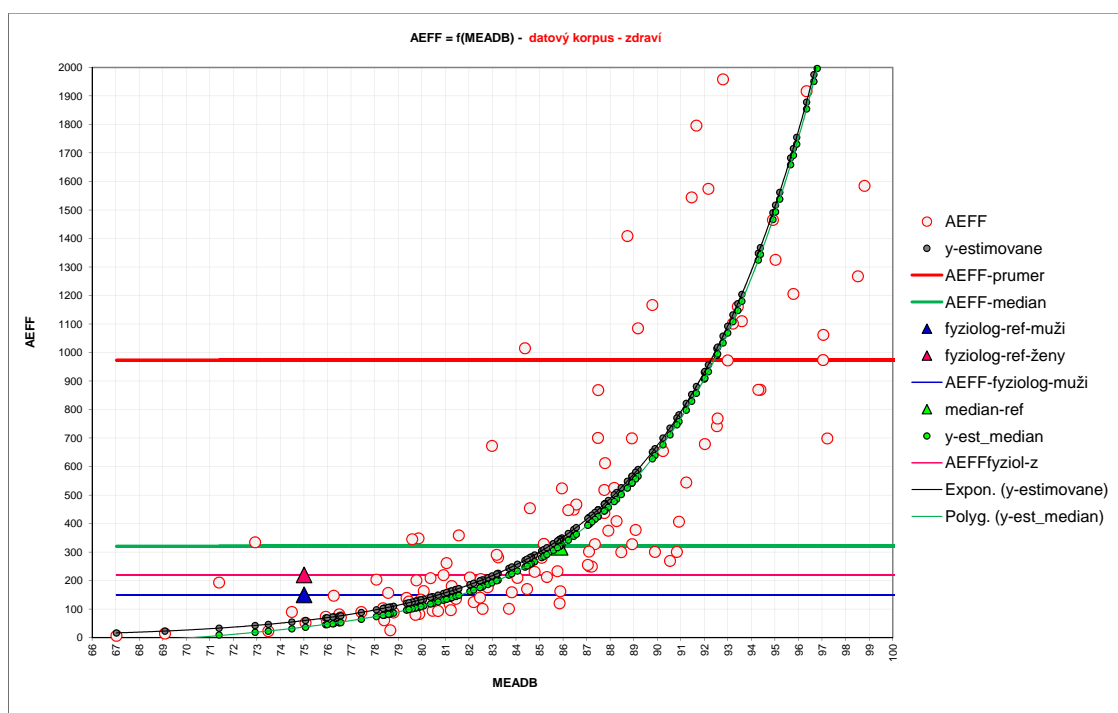
U žen byly výsledky výrazně příznivější - u více než 81 % záznamů byla naměřená hodnota AEFF vyšší než hodnota odhadnutá podle modelu.

Nad celkovým souborem referenčních jedinců potom vyšly kladné odchylky od předpokládaných hodnot u 56 % záznamů. Histogram četnosti odchylek je na obrázku 7.3. Graf naměřených i předpokládaných hodnot na základě původního i posunutého modelu je na obrázku 7.4.

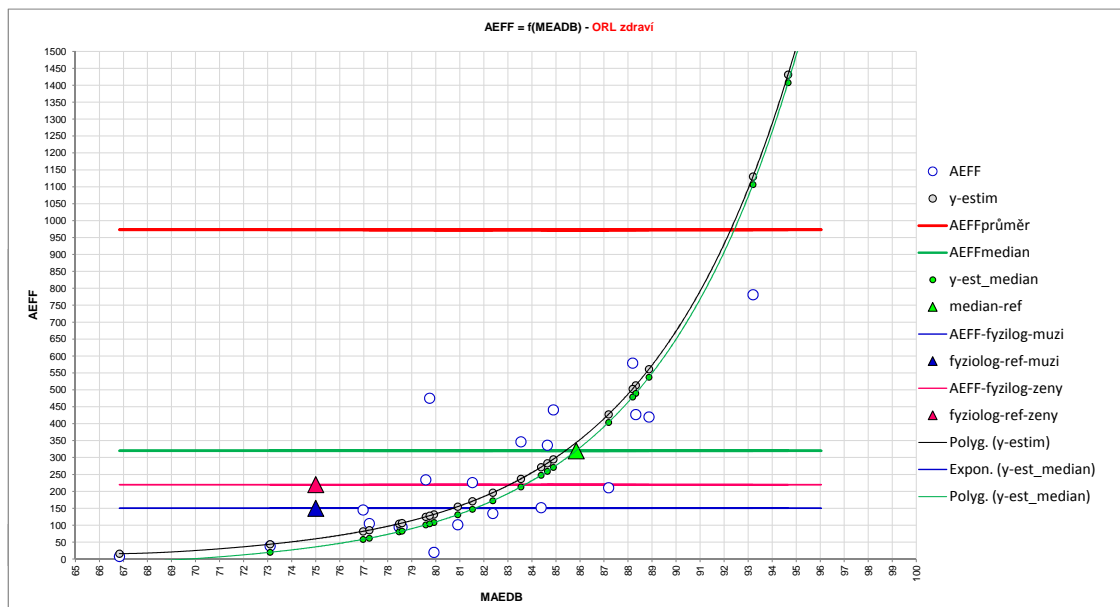
Obdobné srovnání bylo provedeno i u pacientů ORL, jejichž odhadované hodnoty AEFF byly vzhledem k malému počtu záznamů vždy predikovány na základě modelu pro celkový soubor jedinců, tedy bez rozlišení pohlaví. Výsledky jsou na obrázcích 7.5 a 7.6.



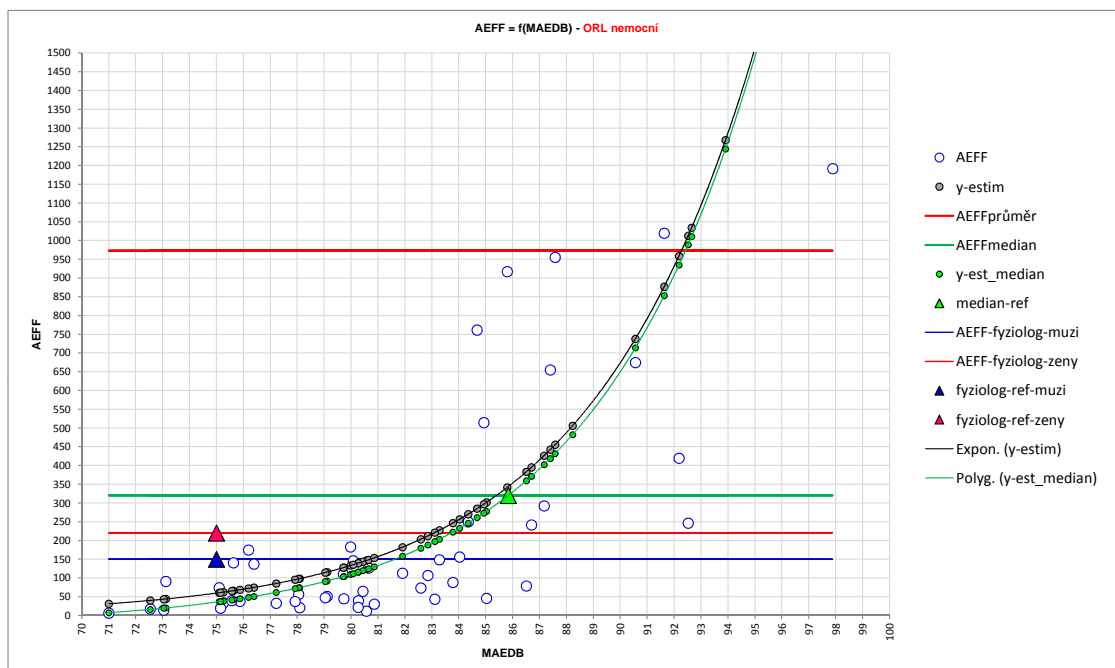
Obrázek 7.3: Histogram četností odchylek u zdravých referenčních jedinců. D1-rozdíl naměřená vs. odhadnutá hodnota AEFf podle modelu bez posunu, D3-rozdíl naměřená vs. odhadnutá hodnota AEFf podle modelu s posunem do mediánu. Popisky osy x vyjadřují vždy horní hranici daného intervalu.



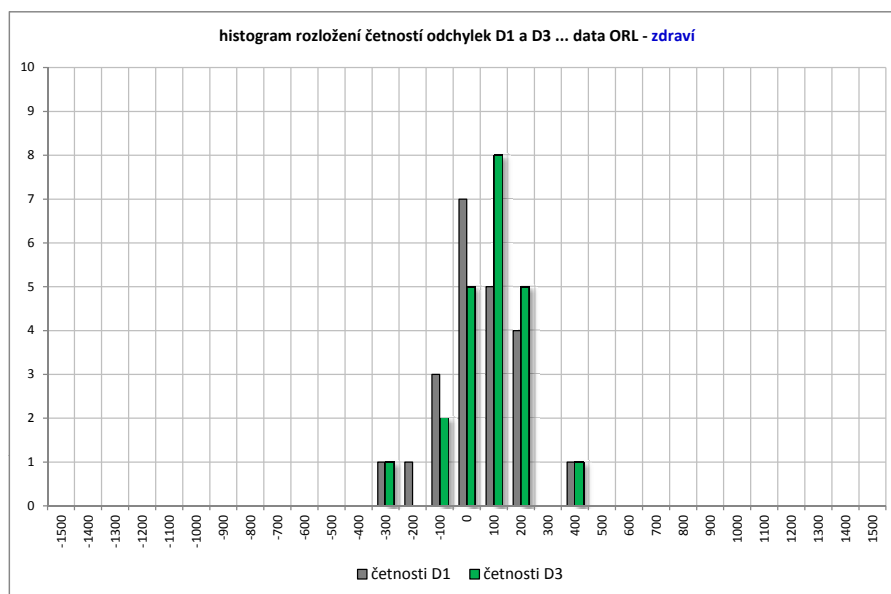
Obrázek 7.4: Srovnání naměřených i odhadovaných hodnot nad celým souborem referenčních jedinců.



Obrázek 7.5: Srovnání naměřených i odhadovaných hodnot nad celým souborem zdravých ORL pacientů.



Obrázek 7.6: Srovnání naměřených i odhadovaných hodnot nad celým souborem nemocných ORL pacientů.



Obrázek 7.7: Histogram četností odchylek u zdravých pacientů. D1-rozdíl naměřená vs. odhadnutá hodnota AEFf podle modelu bez posunu, D3-rozdíl naměřená vs. odhadnutá hodnota AEFf podle modelu s posunem do mediánu. Popisky osy x vyjadřují vždy horní hranici daného intervalu.

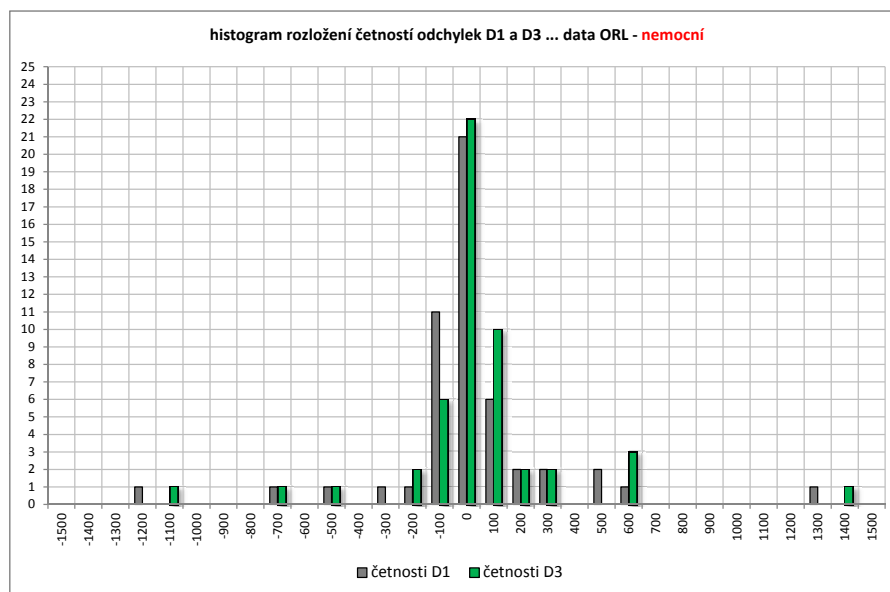
Ze souboru zdravých pacientů bylo 65 % záznamů hodnot AEFf převyšujících odhadované hodnoty. Histogram četností odchylek u zdravých pacientů je zobrazen na obrázku 7.7.

U nemocných potom převyšovalo odhadované hodnoty AEFf 38 % záznamů. Histogram odchylek pacientů s poruchou hlasu je na obrázku 7.8. Zajímavým jevem byly kladné odchylky od predikovaných hodnot u pacientů se strumou¹ (před operací) či u jedinců před mikrochirurgickým zákrokem. V těchto případech tedy podle očekávání pravděpodobně nebyla narušena hlasová funkce a daní jedinci se podle modelů jeví jako zdraví.

7.4 Korelační analýza

Pro zjištění vzájemných vztahů, které existují v komplexním souboru parametrů porízených během všech zmíněných foniatrických vyšetření byla provedena korelační analýza. Jako korelované byly označeny parametry, jejichž vzájemný koeficient korelace přesahoval hodnotu 0,75.

¹Viditelné zvětšení štítné žlázy, která může tlačit na dýchací cesty či hlasivkové nervy. Mezi příznaky patří obtížné polykání, dýchání či chraptot.



Obrázek 7.8: Histogram četností odchylek u pacientů s poruchou hlasu. D1-rozdíl naměřená vs. odhadnutá hodnota AEFf podle modelu bez posunu, D3-rozdíl naměřená vs. odhadnutá hodnota AEFf podle modelu s posunem do mediánu. Popisky osy x vyjadřují vždy horní hranici daného intervalu.

7.4.1 Referenční měření

Korelační analýza provedená nad souborem 25 zdravých referenčních jedinců prokázala pouze základní přirozené vazby mezi parametry. Vzhledem k velkému počtu záznamů použitých pro tuto analýzu, logickým výsledkům a faktu, že referenční jedinci byli pro vyšetření řádně proškoleni, lze výsledné vazby chápat jako skutečně existující. Parametry, které vyšly jako silně korelované by bylo možné v budoucnu nahradit pouze jedním vybraným.

Vzhledem k nepřilíživé závislosti mezi parametry jednotlivých vyšetření lze aerodynamické vyšetření považovat za metodu s dobrou samostatnou vypovídací hodnotou.

Výsledky korelační analýzy nad souborem zdravých jedinců jsou zobrazeny na obrázku 7.9.

MAXDB, MEADB, PHODB

Jednou skupinou vzájemně korelovaných parametrů jsou parametry popisující akustický tlak. Vztah mezi nimi je naprosto přirozený, neboť popisují tentýž jev, ať již

PEF, TARF, FVC, MFPHO

Vzájemně korelována byla také skupina parametrů vyjadřujících průtok či objem proudícího vzduchu. Korelační koeficient mezi parametry MFPHO a TARF dokonce přesahoval hodnotu 0,9. Korelace mezi FVC a PEF již nebyla tak významná s koeficientem pouhých 0,5.

ARES, AOHM

Parametry popisující aerodynamický odpor byly vzájemně korelovány s hodnotou korelačního koeficientu 1. Tato vazba je přirozená a plyne ze samotné definice AOHM, který je jen ekvivalentním vyjádřením ARES v jiných jednotkách.

MEAP, Fo[Hz], Fo, Fhi, Flo, To (neg.)

Další velkou skupinu korelovaných parametrů tvořily parametry získané napříč všemi provedenými vyšetřeními. Jedná se o parametry popisujících hlasivkovou frekvenci MEAP, Fo[Hz], Fo, Fhi, Flo, mezi nimiž byla přirozeně prokázána silná korelační vazba s koeficienty přesahujícími hodnotu 0,9. Parametr To, popisující periodu, byl se všemi ostatními zmíněnými korelován negativně.

FET100, TSAM, SEG

Korelační vazba byla také nalezena mezi parametrem FET100 z přístroje PAS a parametry TSAM a SEG z multidimenzionální analýzy. Jedná se o parametry popisující délku vzorku a počet segmentů, stejně jako délku výdechu, který přetrvává v průběhu celého vzorku. Tato vazba je opět zcela přirozená a nijak nepopisuje hlasové charakteristiky, ale spíše délku analyzovaného vzorku.

STD, PFR, VFo

Další skupinu korelovaných parametrů tvoří hodnoty popisující frekvenční rozsah, kolísání a směrodatnou odchylku. I tato vazba je zcela přirozená.

Score25, ScoreHSV

Parametry popisující kvalitu závěru glottis, které byly pořízeny oběma testy SCORE byly také vyhodnoceny jako korelované. Tato vazba je opět přirozená, neboť oba parametry hodnotí tentýž jev a využívají podobné klasifikační algoritmy.

Jitt, Jitta, RAP, PPQ

Skupina parametrů popisujících jitter, tedy frekvenční kolísání, byla také přirozeně korelována, neboť se jedná pouze o jiná vyjádření téhož jevu.

ShdB, Shim, APQ

Stejně jako v předchozím případě byly i parametry popisující shimmer (amplitudové kolísání) prokázány jako korelované. Tento vztah je opět zcela přirozený.

7.4.2 ORL-zdraví

Pro porovnání výsledků korelační analýzy byla obdobná analýza provedena i nad záznamy poskytnutými ORL klinikou Fakultní nemocnice. Zde byly nalezeny výrazné rozdíly ve zjištěných vazbách, které jsou s největší pravděpodobností způsobeny faktem, že tito jedinci nebyli dostatečně proškoleni k provedení aerodynamického vyšetření. Významným faktorem, který může způsobit zkreslení výsledků, je jistě také stres a obavy, jež taková vyšetření u reálně vyšetřovaných pacientů často provází. Korelační struktura je zobrazena na obrázku 7.10.

Nad tímto souborem došlo k vymizení vazeb MAXDB - PAP, MPAP a nižší koeficient korelace byl zjištěn i u vztahů FVC - TARF, MFPHO.

Ve většině případů však vazby spíše přibyly, např. FET100 - FVC či SCR25 - FVC - FET100. Nově byla také v tomto souboru objevena závislost APOW - PAP, MPAP, která vyplývá ze vzorce 4.2. Pozitivně korelovan byl také parametr sPPQ s celou skupinou parametrů STD, Jitta, Jitt, RAP, PPQ, ShDb, Shim týkajících se frekvenčního kolísání. Stejně tak lze vysvětlit vztah mezi parametry amplitudového kolísání sAPQ - vFO. Logická vazba byla zaznamenána také mezi parametry PER - Tsam, SEG, FET100, která plyne z délky analyzovaného vzorku. Pozitivně korelovány vyšly také parametry vAm a AEFf, ale vzhledem k nízkému koeficientu korelace (0,75) může být tato vazba pouze náhodná. Na rozdíl od skupiny referenčních jedinců byla

parametrů MDVA: STD, PFR, Jitta, Jitt, RAP, PPQ, sPPQ, vFO, ShdB, Shim, APQ. Jedná se o parametry MDVA, které u nemocných hlasivek vykazují zhoršení frekvenčních, šumových a amplitudových hodnot, což vyvolává nárůst statistických vazeb.

8 Závěr

V rámci bakalářské práce byla provedena analýza dosavadních poznatků v oblasti anatomie hlasového ústrojí, foniatrických diagnóz a diagnostických vyšetření. Dále byl na 25 foniatricky zdravých jedincích proveden soubor vyšetření charakterizujících hlasové kvality. Hlavní pozornost byla zaměřena na zkoumané aerodynamické vyšetření pomocí přístroje *KayPENTAX Phonatory Aerodynamic System*, dále byla nad pořízenými vzorky hlasu provedena multidimenzionální analýza a test kvality závěru glottis SCORE.

Hodnoty všech zjištěných parametrů a veškeré potřebné soubory byly uspořádány do databáze, která byla pro tento účel vytvořena. Spolu s ní byl i vyvinut jednoduchý program pro načítání těchto dat do databáze.

Naměřené hodnoty parametrů byly podrobeny důkladné analýze a byly prozkoumány jejich vzájemné závislosti i vztahy s parametry ostatních provedených vyšetření.

U většiny jedinců byla zjištěna exponenciální závislost hlasové účinnosti (AEFF) na průměrné hladině akustického tlaku, který vyjadřuje fonační intenzitu. Tato závislost byla prokázána také nad celým souborem jedinců i při rozdělení podle pohlaví. Výsledné křivky byly použity pro vytvoření modelu procházejícího mediánem a pro porovnání byly určeny i předpisy fyziologických křivek pro obě pohlaví.

Zjištěné výsledky byly ověřeny na souborech foniatricky zdravých i nemocných pacientů, jejichž data byla v anonymní formě poskytnuta ORL klinikou plzeňské Fakultní nemocnice.

Na základě výsledků této práce bylo aerodynamické vyšetření za pomoci přístroje *KayPENTAX Phonatory Aerodynamic System* vyhodnoceno jako „nestabilní“ vyšetřovací metoda, jejíž výsledky jsou z části ovlivněny mnoha externími faktory v podobě spolupráce vyšetřované osoby. Protože však metoda podává velké množství nenahraditelných informací o nejrůznějších aerodynamických parametrech hlasu, je možné její využití jako součásti celého komplexu vyšetřovacích metod.

V návaznosti na tuto práci by bylo vhodné se dále zaměřit na rozšiřování referenčního souboru jedinců, kteří by svými naměřenými hodnotami mohli přinést zpřesnění korekčních křivek pro přepočítání aerodynamické účinnosti, a vývoj nového modelu. Stejně tak by bylo žádoucí soustředit se na vývoj nového klasifikačního algoritmu SCORE, který by byl zaměřen právě na aerodynamická vyšetření, pro něž žádný ze stávajících modelů není vhodně použitelný.

Literatura

- [1] PEŠTA, Jiří - VOHLÍDKOVÁ, Monika - SLÍPKA, Jaroslav - NOVÝ, Pavel. *Aerodynamická vyšetření ve foniatrické praxi*, XXII. celostátní foniatrické dny Evy Sedláčkové a 9. česko-slovenský foniatrický kongres, Plzeň, 2011.
- [2] NOVÁK, Alexej. *Foniatric a pedaudiologie II.*. Praha: Alexej Novák, 1996. 110 s.
- [3] ŠVEC, Jan. *On Vibration Properties of Human Vocal Folds*, Dissertation Thesis. Netherlands: University of Groningen, 2000. ISBN 90-367-1235-1.
- [4] VOKŘÁL, Jan. *Akustické parametry chraptivosti*, Doktorská disertační práce. Praha: ČVUT, 1998.
- [5] KayPENTAX. *Technická dokumentace KayPentax Phonatory Aerodynamic System*. [online] Dostupný na URL: <[http://www.kayelemetrics.com/index.php?option=com_product&view=product&Itemid=3&controller=product&cid\[\]=-75&task=pro_details](http://www.kayelemetrics.com/index.php?option=com_product&view=product&Itemid=3&controller=product&cid[]=-75&task=pro_details)> [cit. 2015-12-10].
- [6] ŠVEC, Jan. *Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu*, Dizertační práce. Olomouc: Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci, 1996.
- [7] HYBÁŠEK, Jan. *Choroby hrtanu*. 1. vyd. Praha: Zdravotnické nakladatelství, 1950. 126 s. Učebnice pro studenty lékařských fakult a praktické lékaře.
- [8] UNIVERZITA KARLOVA. *Moodle pro výuku* [online]. Dostupný na URL: <<http://dl1.cuni.cz/mod/page/view.php?id=201113&lang=fr>> [cit. 12.12.2015]
- [9] KROUPA, Lukáš. *Systém vyhodnocení parametru jednoho kmitu hlasivek*, Diplomová práce. Plzeň: Fakulta aplikovaných věd, Západočeská univerzita v Plzni, 2015.

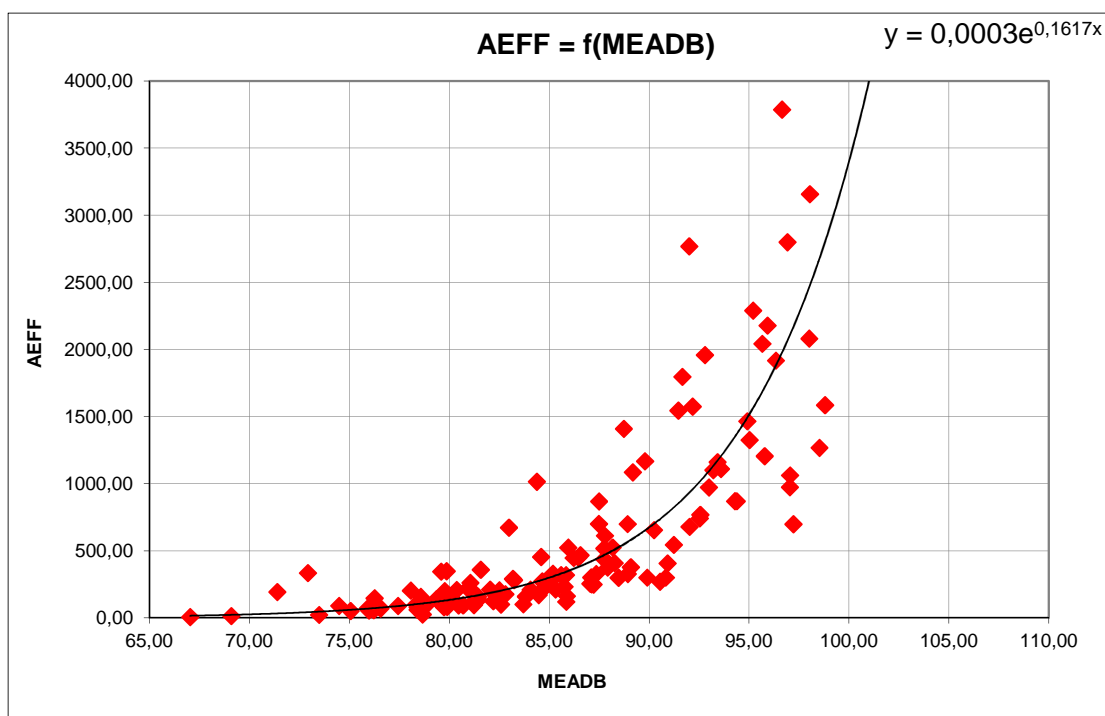
- [10] KUČERA, Martin - FRIČ, Marek - HALÍŘ, Martin. *Praktický kurz hlasové rehabilitace a reedukace*. Opočno: M. Kučera, 2010. 67 s. ISBN 978-80-254-8244-5.
- [11] HAHN, Aleš a kolektiv. *Otorinolaryngologie a foniatrie v současné praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 390 s. ISBN 978-80-247-0529-3.
- [12] TITZE, Ingo R. *Principles of Voice Production*. 2. vyd. Iowa City: National Center for Voice and Speech, 1994. 409 s. ISBN 978-0137178933. 1994.
- [13] KayPENTAX. *Phonatory Aerodynamic System (PAS) Model 6600: Instruction manual*, Kay Elemetrics Corp.
- [14] STEMPLE, Joseph - WEINRICH, Barbara - BREHM, Susan Baker: *Phonatory Aerodynamic System: A Clinical Manual*. Kay Elemetrics Corp., 2008.
- [15] VAŠEK, Martin. *Náhradní hlasivky pro generování zdrojového hlasu*, Doktorská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2013.
- [16] PEŠTA, Jiří - SLÍPKA, Jaroslav, NOVÝ, Pavel, VÁVRA, František. *Hodnocení kvality závěru glottis*. Otorinolaryngologie a foniatrie, vol. 59, no. 4. s. 190-196. Praha: Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, 2010. ISSN 1210-7867.
- [17] ZRAICK, Richard I. - SMITH-OLINDE, Laura - SHOTTS, Laura L.: *Adult Normative Data for the KayPENTAX Phonatory Aerodynamic System model 6600*. Little Rock, Arkansas: University of Arkansas for Medical Sciences, University of Arkansas at Little Rock, 2011.
- [18] GRAY, Henry. *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger, 1918. ISBN 1-58734-102-6.
- [19] KayPENTAX: *Multi-Dimensional Voice Program, Model 5105: Operation manual*. Kay Elemetrics Corp.
- [20] TITZE, Ingo R. - Riede, Tobias. A Cervid Vocal Fold Model Suggests Greater Glottal Efficiency in Calling at High Frequencies. *PLoS Computational Biology*, August 2010, vol. 6, no. 8.
- [21] TITZE, Ingo R. aj. Vocal power and pressure-flow relationships in excised tiger larynges. *The Journal of Experimental Biology*, July 2010, no. 213.
- [22] RIEDE, Tobias. Subglottal pressure, tracheal airflow, and intrinsic laryngeal muscle activity during rat ultrasound vocalization. *J Neurophysiol*, August 2011, no. 106, s. 2580-2592.

- [23] TITZE, Ingo R. - Regulating glottal airflow in phonation: Application of the maximum power transfer theorem to a low dimensional phonation model. *Acoustical Society of America*, September 2001, no. 111, s. 367-376.
- [24] KURDÍK, Michael. *Zátěžové hlasové testy*, Diplomová práce. Plzeň: Fakulta aplikovaných věd, Západočeská univerzita v Plzni, 2013.

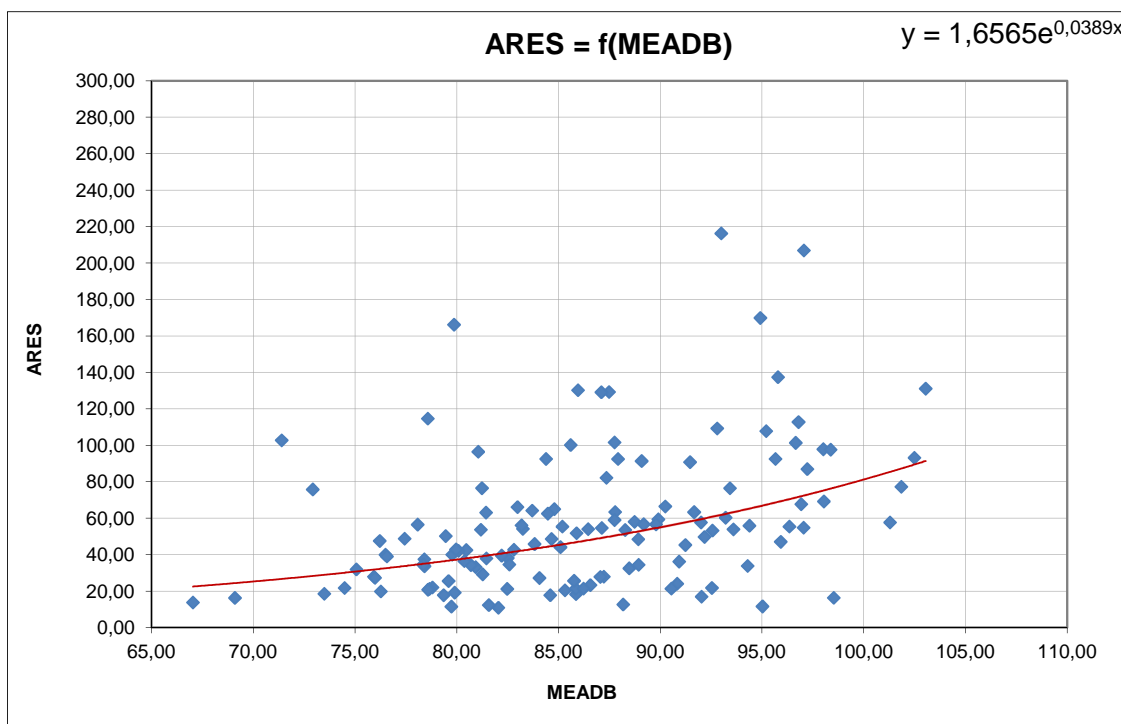
A Struktura přiloženého DVD

- **Data-ref** - Data pro soubor referenčních jedinců.
 - **MDVA**
 - * **wav** - Audiosignály vyhodnocované pomocí MDVA.
 - * **mdv** - Textové soubory (.mdv) s výsledky MDVA.
 - * **jpg** - Obrázky (.jpg) profilových grafů z MDVA.
 - **SCORE**
 - * **wav** - Audiosignály vyhodnocované pomocí SCORE.
 - * **txt** - Textové soubory s výsledky SCORE.
 - **PAS**
 - * **txt** - Textové soubory s výsledky aerodynamického vyšetření.
 - * **nsp** - Signály z aerodynamického vyšetření.
 - * **wav** - Audiosignály ve formátu .wav získané z .nsp souborů.
- **Archivace** - Složka s databází.
- **Zpracovani.xls** - Soubor MS Excel s výsledky a postupy.
- **BcP.pdf** - Text bakalářské práce
- **Latex-source** - Zdrojové soubory textu práce.

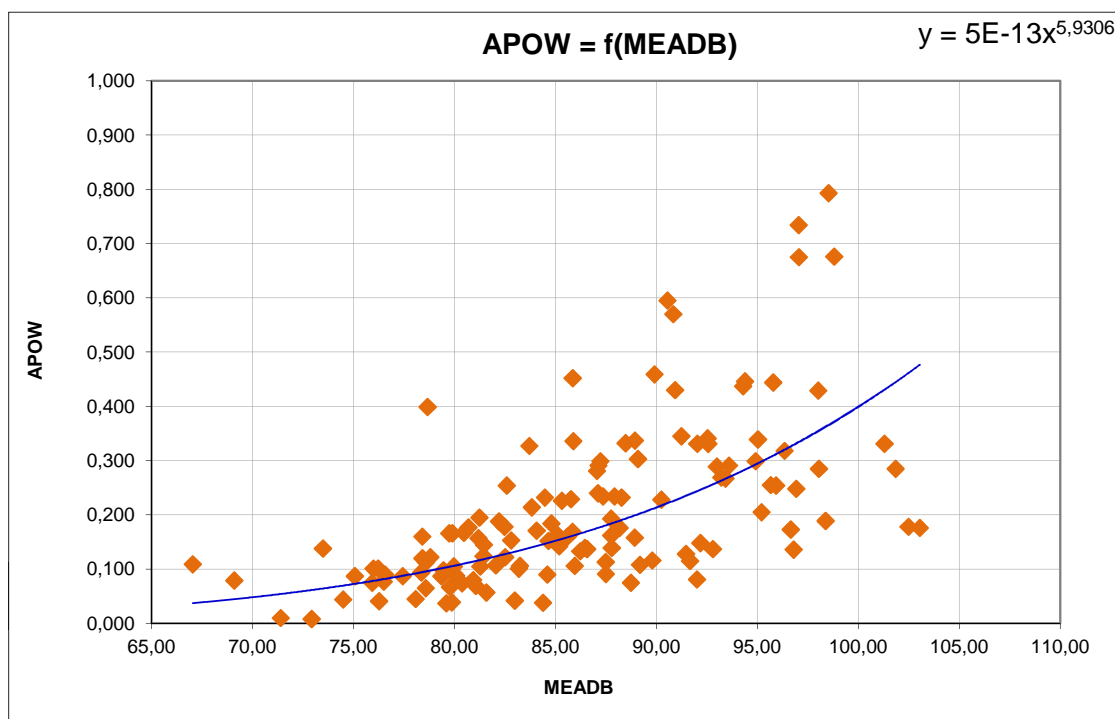
B Ukázky grafů



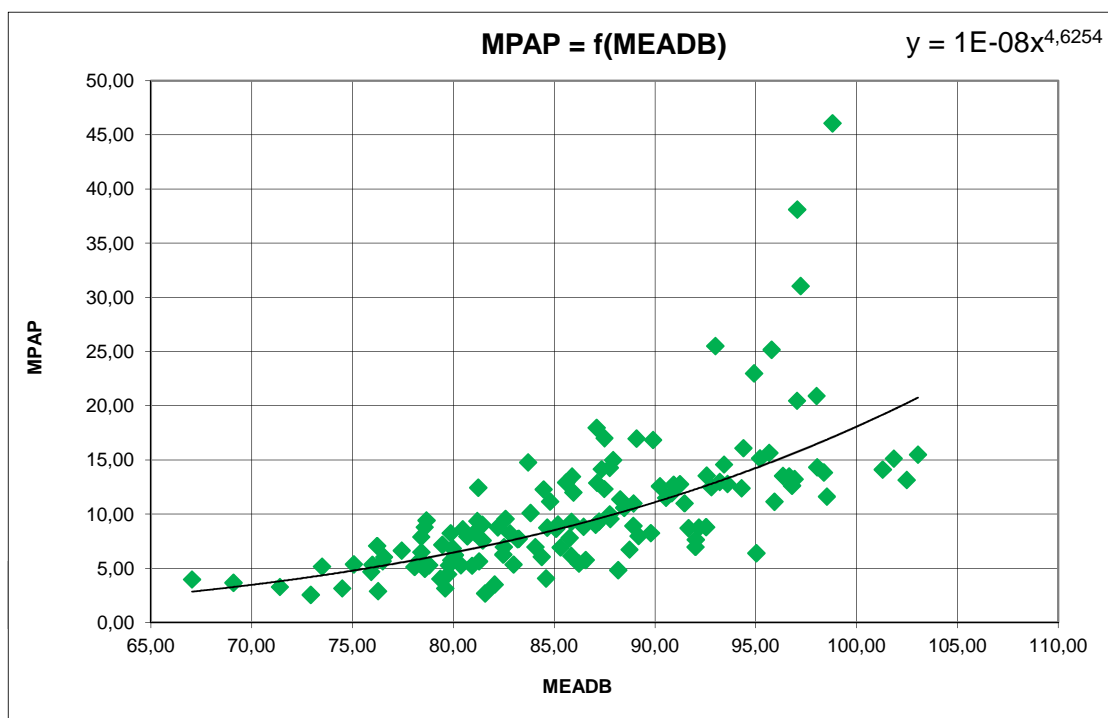
Obrázek B.1: Celkový vývoj parametru A EFF.



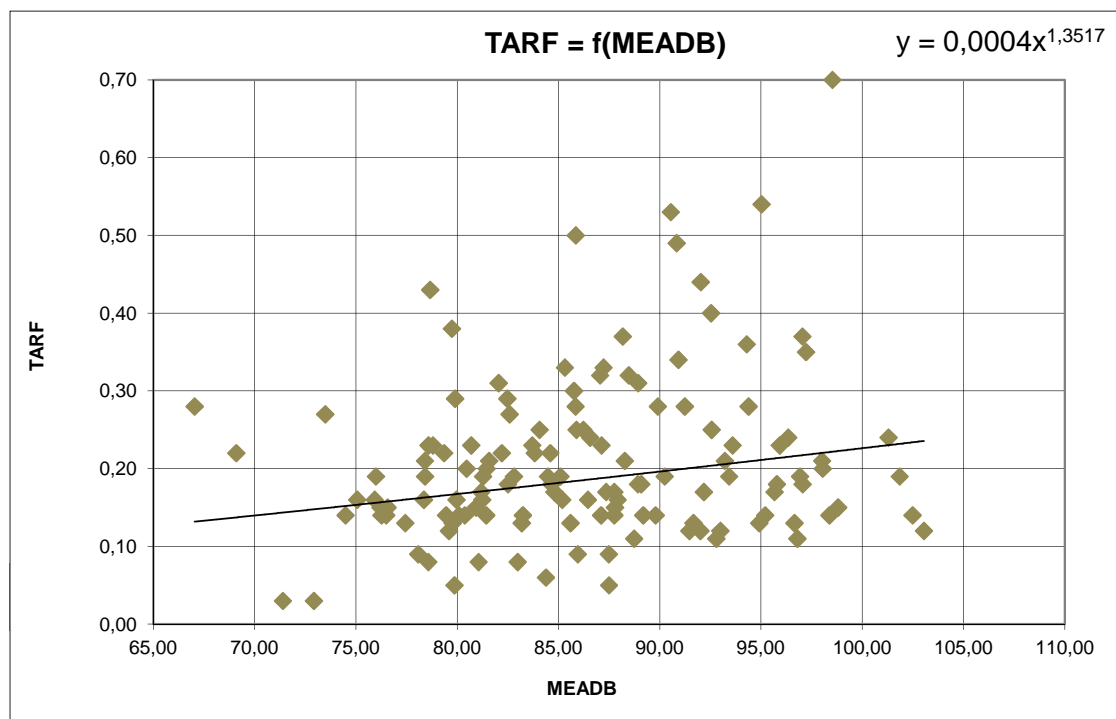
Obrázek B.2: Celkový vývoj parametru ARES.



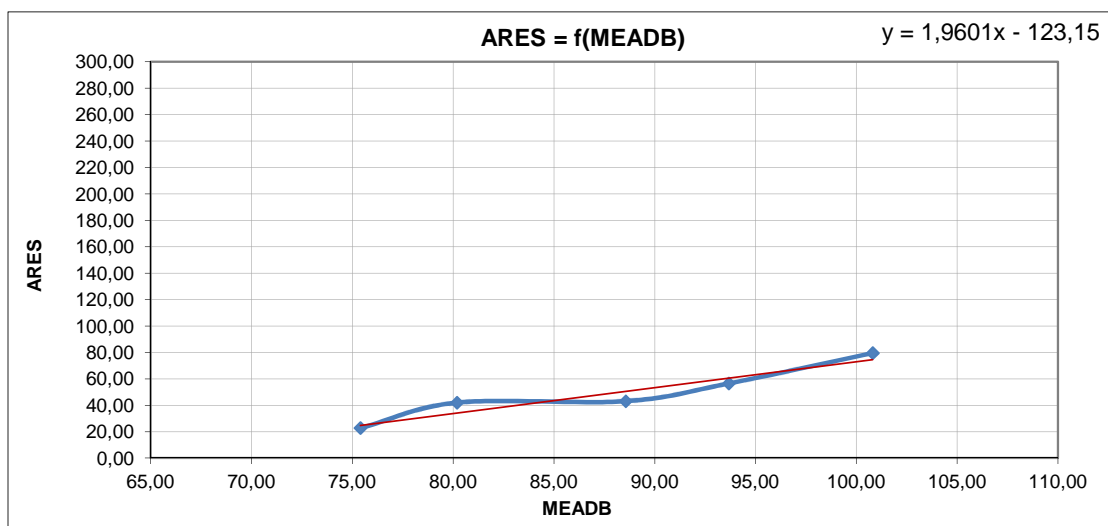
Obrázek B.3: Celkový vývoj parametru APOW.



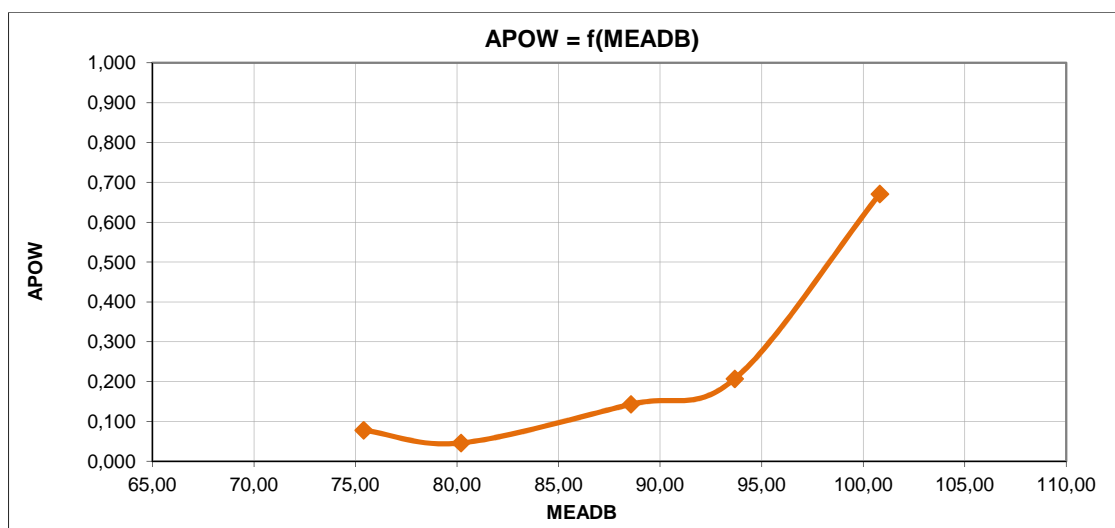
Obrázek B.4: Celkový vývoj parametru MPAP.



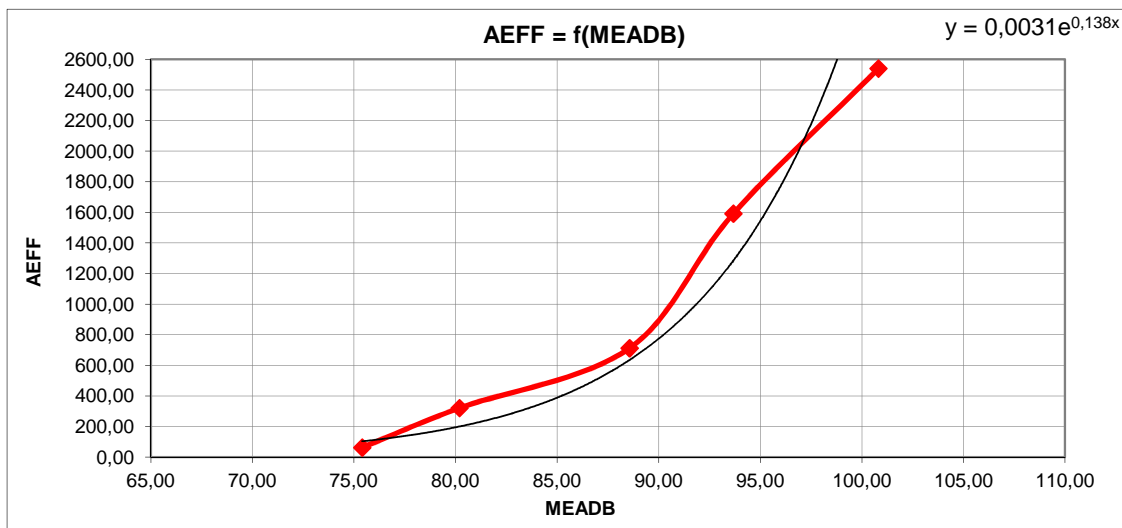
Obrázek B.5: Celkový vývoj parametru TARF.



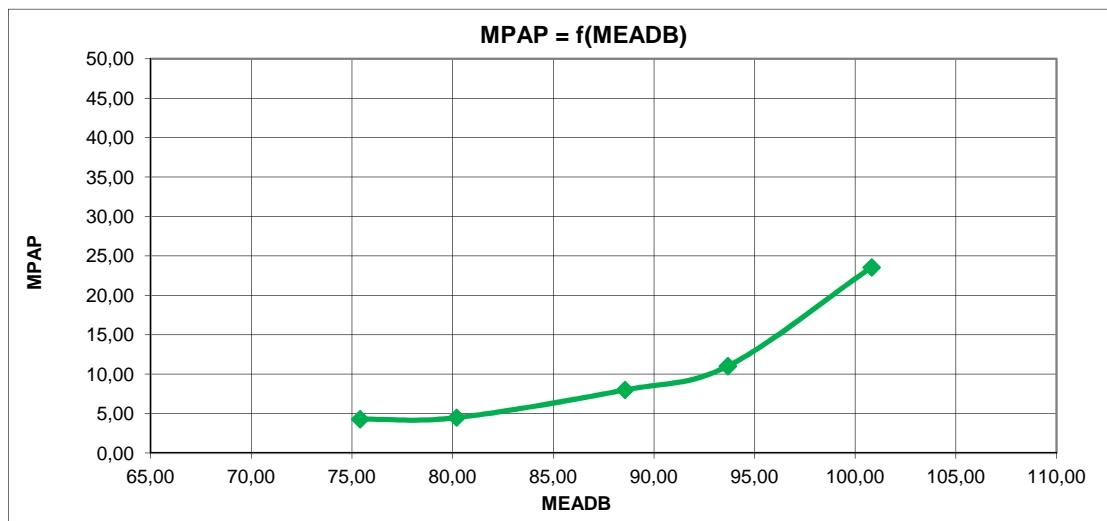
Obrázek B.6: Vývoj parametru ARES jednoho referenčního jedince.



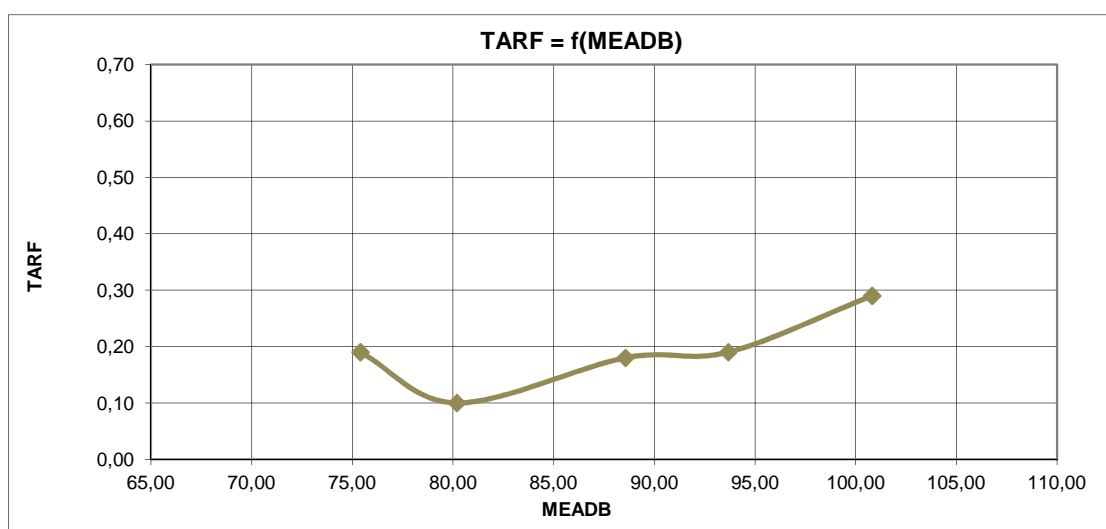
Obrázek B.7: Vývoj parametru APOW jednoho referenčního jedince.



Obrázek B.8: Vývoj parametru A EFF jednoho referenčního jedince.



Obrázek B.9: Vývoj parametru MPAP jednoho referenčního jedince.



Obrázek B.10: Vývoj parametru TARF jednoho referenčního jedince.

C Uživatelský manuál

C.1 Poznámky k instalaci

Aplikaci `PhonatoryArchive` je možno provozovat pod vývojovým prostředím *MS Access* na počítači, kde je *MS Access* instalován (samostatně, nebo jako součást balíku *MS Office Professional*).

Pokud vývojové prostředí *MS Access* instalováno není, je nutno nainstalovat *MS Access Runtime*. Ten je volně ke stažení např. na <https://www.microsoft.com/cs-cz/download/details.aspx?id=39358>.

Aplikace `PhonatoryArchive` se skládá ze dvou částí.

Soubor `PhonatoryArchive_Data.accdb` obsahuje tabulky s archivovanými daty. Tento soubor spolu se souborem `Diagnozy.accdb` je vhodné umístit na server na síti, aby byl dosažitelný jako sdílený ze všech počítačů, na kterých bude aplikace `PhonatoryArchive` provozována.

Druhá část aplikace `PhonatoryArchive` se skládá ze souboru `PhonatoryArchive.ini` a `PhonatoryArchive.accdb`.

`PhonatoryArchive.accdb` obsahuje formuláře pro zobrazení archivovaných dat a také programovou část aplikace. Tyto soubory je třeba zkopírovat do zvoleného adresáře na každý počítač, na němž má být aplikace `PhonatoryArchive` provozována.

Pro spuštění aplikace je vhodné umístit na plochu zástupce, který má položku *Cíl* nastavenou na:

```
<Soubor spouštějící MS Access včetně celé cesty> <Soubor Phonatory  
Archive.accdb> /runtime /x ZobrazitZakladniForm
```

Např.:

```
"C:\Program Files (x86)\Microsoft Office\Office12\MSACCESS.EXE"  
"E:\Lu\20160314_ArchivaceVysledku\PhonatoryArchive.accdb"/runtime /x  
ZobrazitZakladniForm
```


C.2 Návod k použití

V inicializačním souboru PhonatoryArchive je nejprve vhodné nastavit implicitní cesty k adresářům, kde se nachází konkrétní data, jež budou do databáze načítána (obr. C.1).

```
[PhonatoryArchive]
;Adresar, kde se nachazeji soubory s vysledky Aerodyn (.txt a .nsp).
;Cesta je uvedena vctne koncoveho znaku \
ResultsFolder_Aerodyn_txt="\\Server\Phonatory_ArchivaceVysledku\Aerodyn\txt\"
ResultsFolder_Aerodyn_nsp="\\Server\Phonatory_ArchivaceVysledku\Aerodyn\nsp\"

;Adresar, kde se nachazeji soubory s vysledky MDVA (.mdv, ...mdv.wav a .jpg).
;Cesta je uvedena vctne koncoveho znaku \
ResultsFolder_MDVA_mdv="\\Server\Phonatory_ArchivaceVysledku\MDVA\mdv\"
ResultsFolder_MDVA_wav="\\Server\Phonatory_ArchivaceVysledku\MDVA\wav\"
ResultsFolder_MDVA_jpg="\\Server\Phonatory_ArchivaceVysledku\MDVA\jpg\"

;Adresar, kde se nachazeji soubory s vysledky Score (.txt a .wav).
;Cesta je uvedena vctne koncoveho znaku \
ResultsFolder_Score_txt="\\Server\Phonatory_ArchivaceVysledku\Score\txt\"
ResultsFolder_Score_wav="\\Server\Phonatory_ArchivaceVysledku\Score\wav\"

;ODBC connection string pro pripojeni databaze obsahujici tabulky Patient, Aerodyn, MDVA, Score, ...
DataTablesConnectionString=";DATABASE=\\Server\Phonatory_ArchivaceVysledku\PhonatoryArchive_Data.accdb"

;ODBC connection string pro pripojeni databaze obsahujici tabulku s ciselnikem diagnoz
DiagnosisTableConnectionString=";DATABASE=\\Server\Phonatory_ArchivaceVysledku\Diagnozy.accdb"
```

Obrázek C.1: Nastavení defaultních adresářů.

Po otevření databáze je zobrazen úvodní formulář programu (obr. C.2).

Stiskem tlačítka *Seznam pacientů, zobrazení a import výsledků* se uživateli zobrazí další formulář již se seznamem jednotlivých měření. Pro zadání nového pacienta stačí kliknout na tlačítko *Nový pacient* v horní liště formuláře nebo na prázdný řádek v seznamu pacientů a vyplnit potřebné údaje (obr. C.3). Pro načtení nového vyšetření musí uživatel nejprve vybrat řádek představující vybraného pacienta a následně stisknout tlačítko *Import Aerodyn* v horní liště formuláře.

Objeví se okno pro výběr konkrétního textového souboru, který obsahuje výsledky aerodynamického vyšetření (obr. C.4).

Po vybrání textového souboru se objeví další okno pro výběr signálu porízeného během aerodynamického vyšetření (obr. C.5).

V případě, že import proběhl úspěšně, je o tom uživatel informován prostřednictvím dialogového okna. Načtené parametry aerodynamického vyšetření jsou vypsány v dolním podokně formuláře (obr. C.6). Importované soubory jsou v adresáři automaticky přejmenovány tak, že před původní název souboru je zapsáno heslo Importován a následuje datum a čas importu.

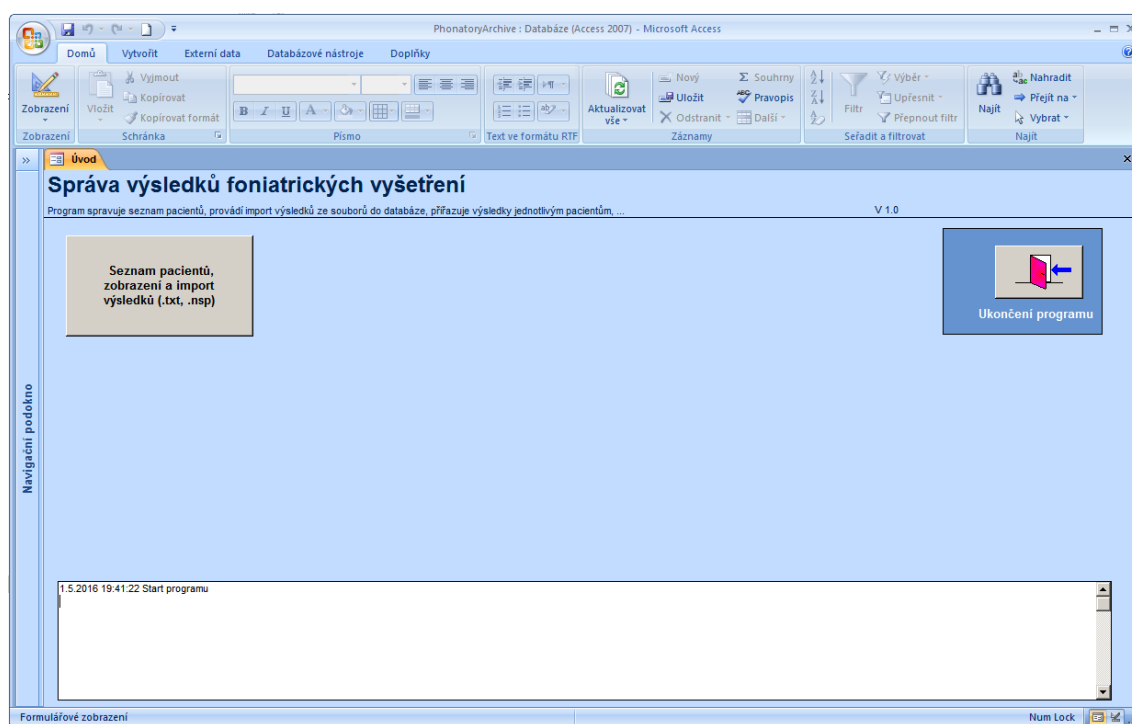
Když je načteno aerodynamické vyšetření, lze přistoupit k nahrání dalších vyšetření. Výběrem řádku s konkrétním vyšetřením a stiskem tlačítka *Import MDVA* v horní

lišťě podokna se zobrazí okno pro výběr textového souboru s výslednými parametry z MDVA (obr. C.7). Po vybrání konkrétního souboru je uživatel vyzván i k výběru audiosignálu, nad nímž byla provedena MDVA, a dále i odpovídajícího obrázku, který představuje výstup z MDVA.

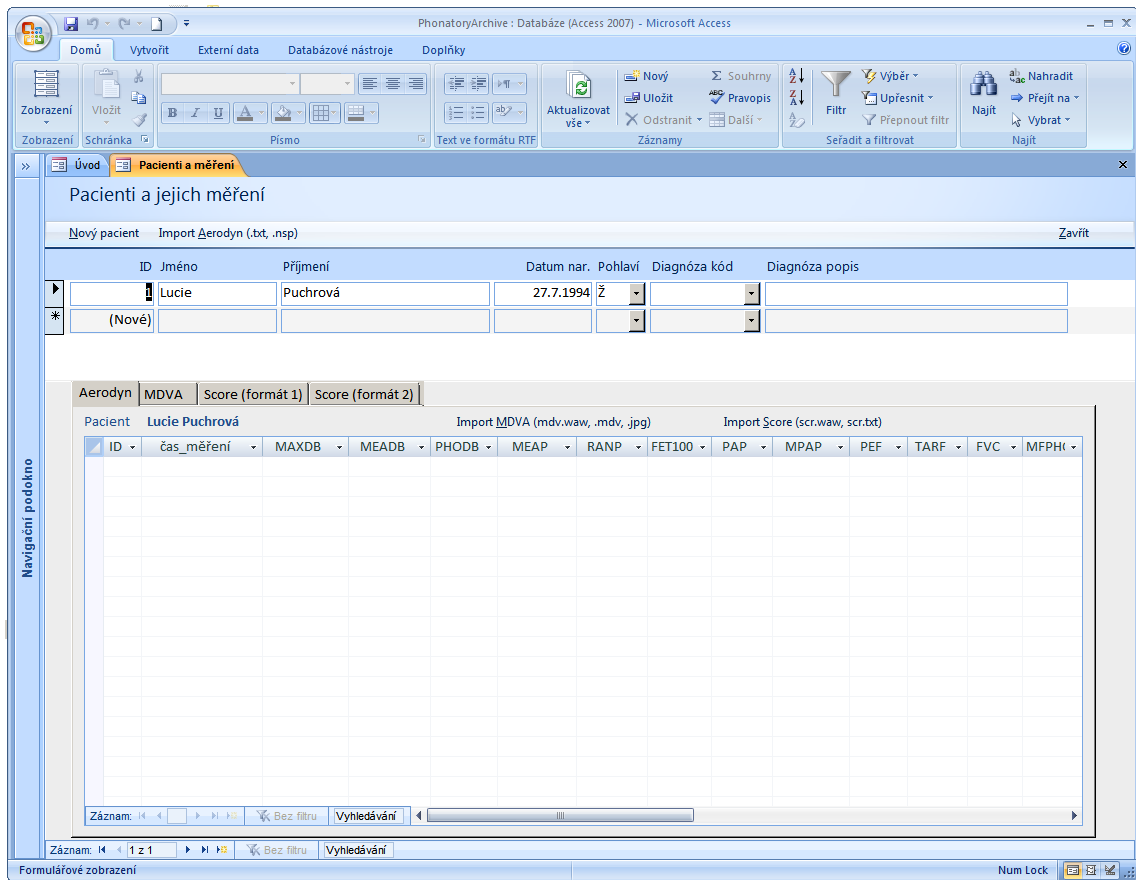
V záložce MDVA podokna s výsledky lze zobrazit přehled všech parametrů včetně obrázku. Mezi zobrazovanými vyšetřeními lze přepínat prostřednictvím výběru konkrétního řádku, který má být zobrazen (obr. C.8).

Pro import výsledků testu SCORE je třeba opět vybrat příslušné aerodynamické vyšetření a pokračovat stiskem tlačítka Import SCORE. Uživatel je vyzván k výběru textového souboru s parametry z testu SCORE a také audiosignálu, nad nímž byl test proveden. Záložky SCORE (formát 1) a SCORE (formát 2) slouží k různým stylům zobrazení výsledků. První případ zobrazuje pouze řádky s jednotlivými vyšetřeními a jejich výsledky (obr. C.9), druhý formát zobrazuje přehlednější komplexní verzi výsledků (obr. C.10).

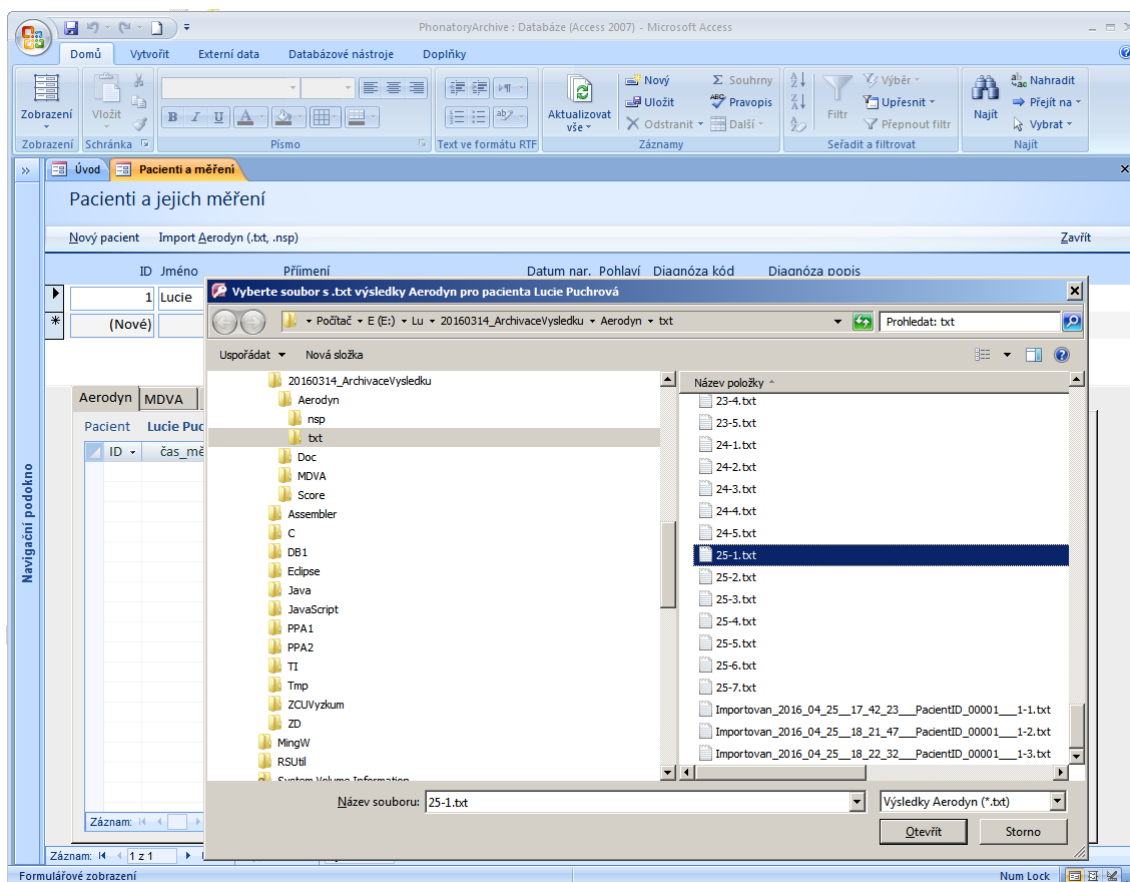
Nahrané soubory jako signály či obrázky lze poklepem na ikonu přehrát/zobrazit, uložit či odebrat.



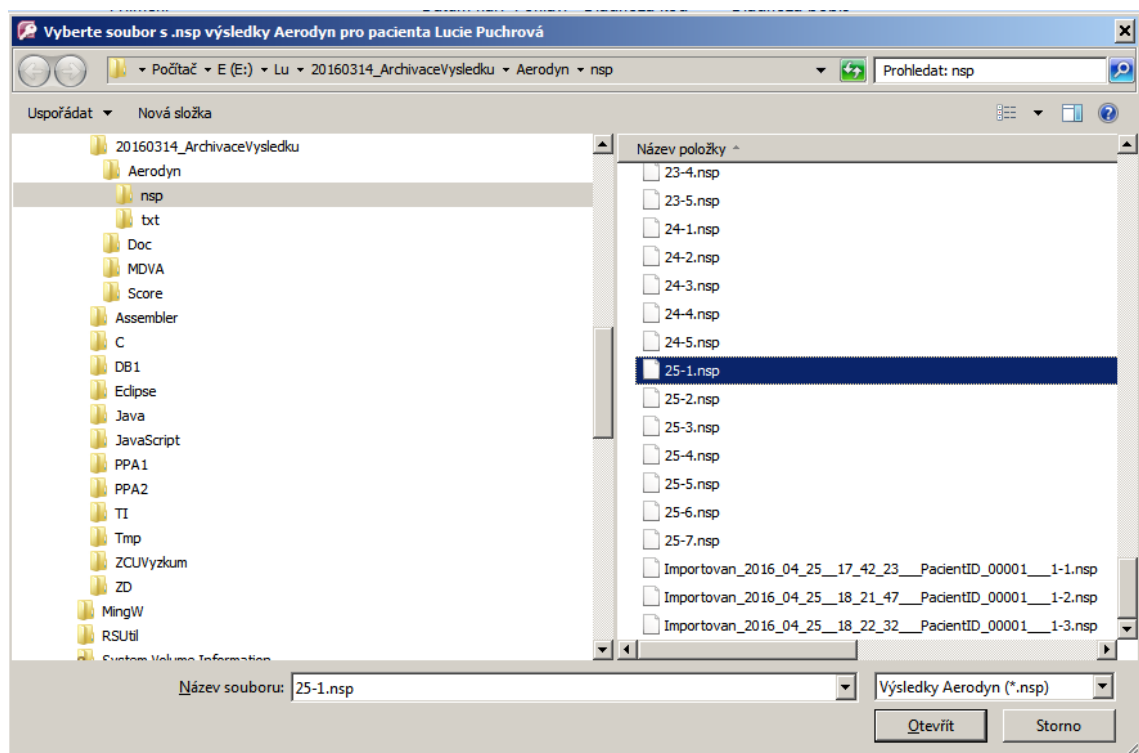
Obrázek C.2: Úvodní formulář.



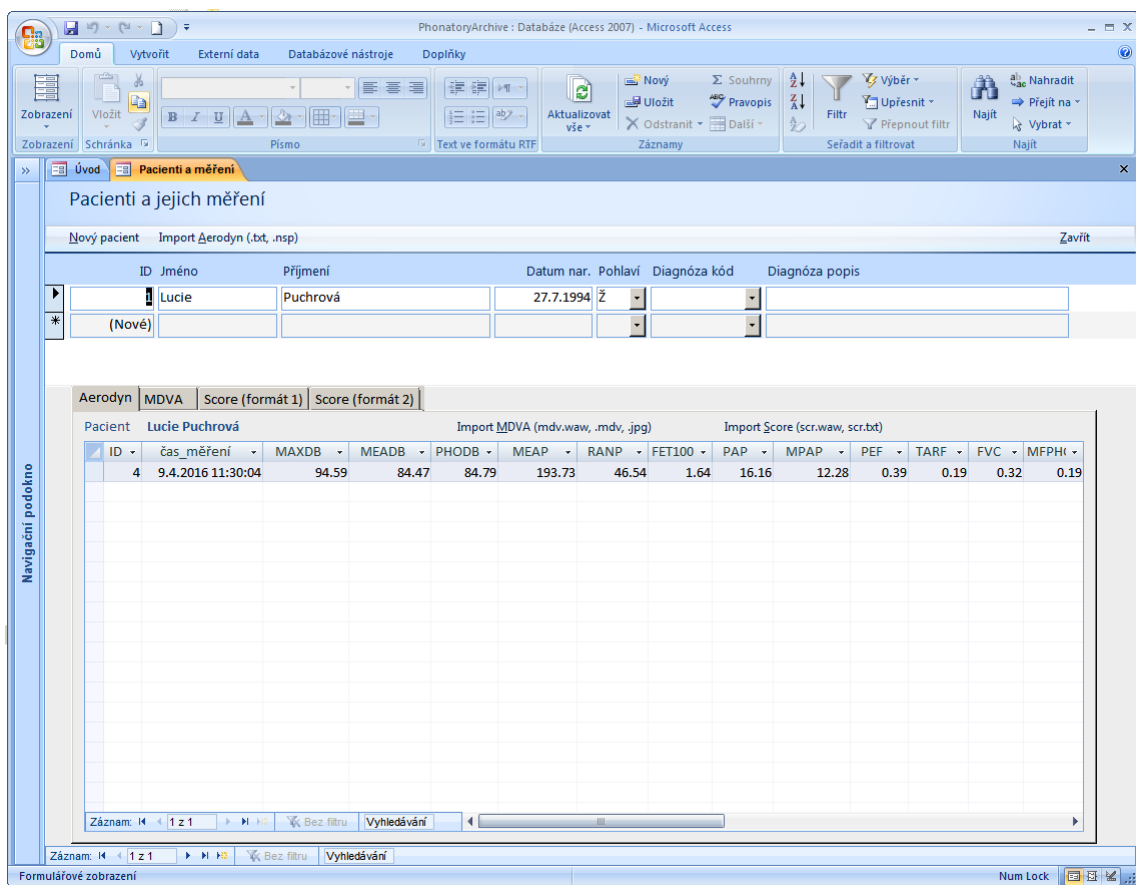
Obrázek C.3: Založení nového pacienta.



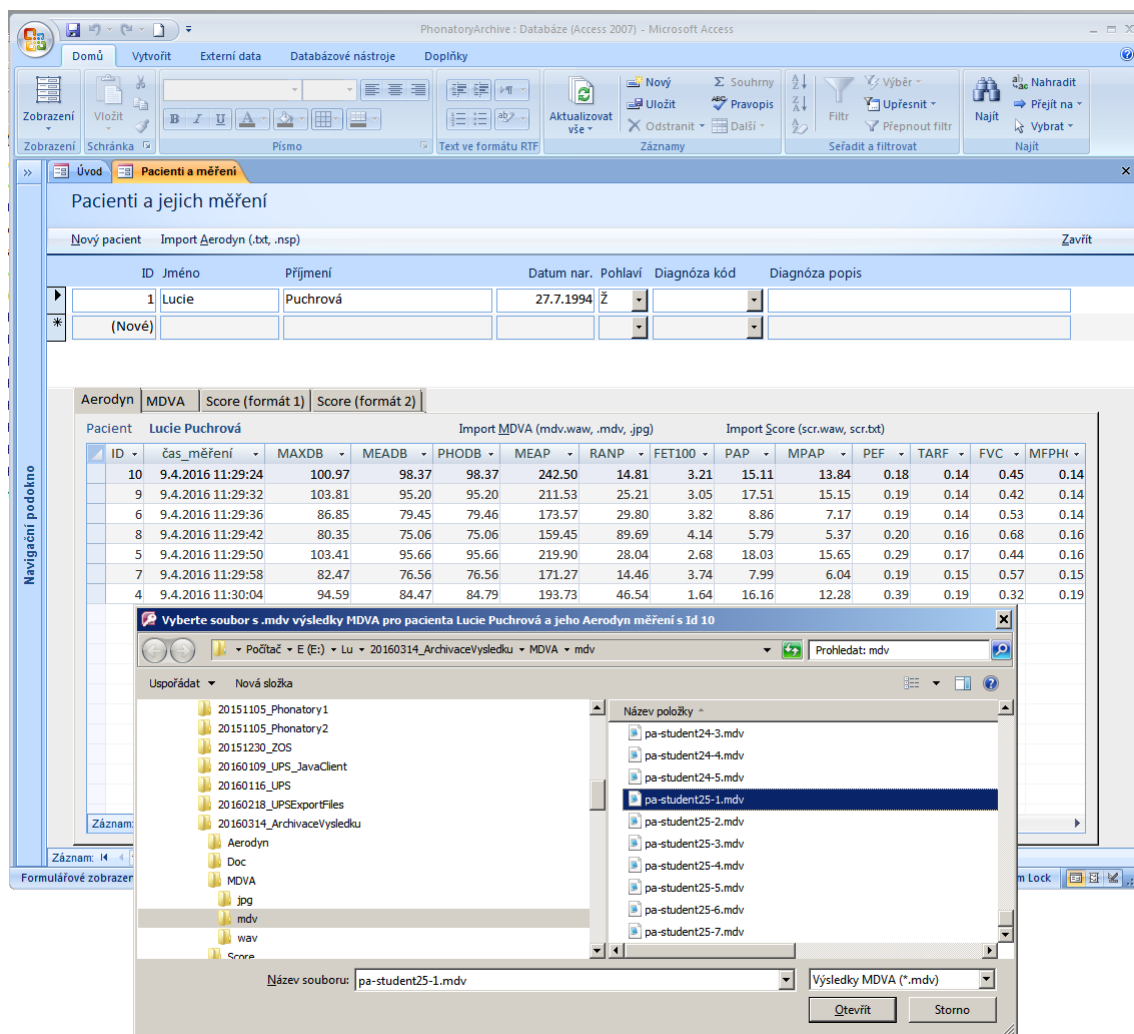
Obrázek C.4: Výběr textového souboru s výsledky aerodynamického vyšetření.



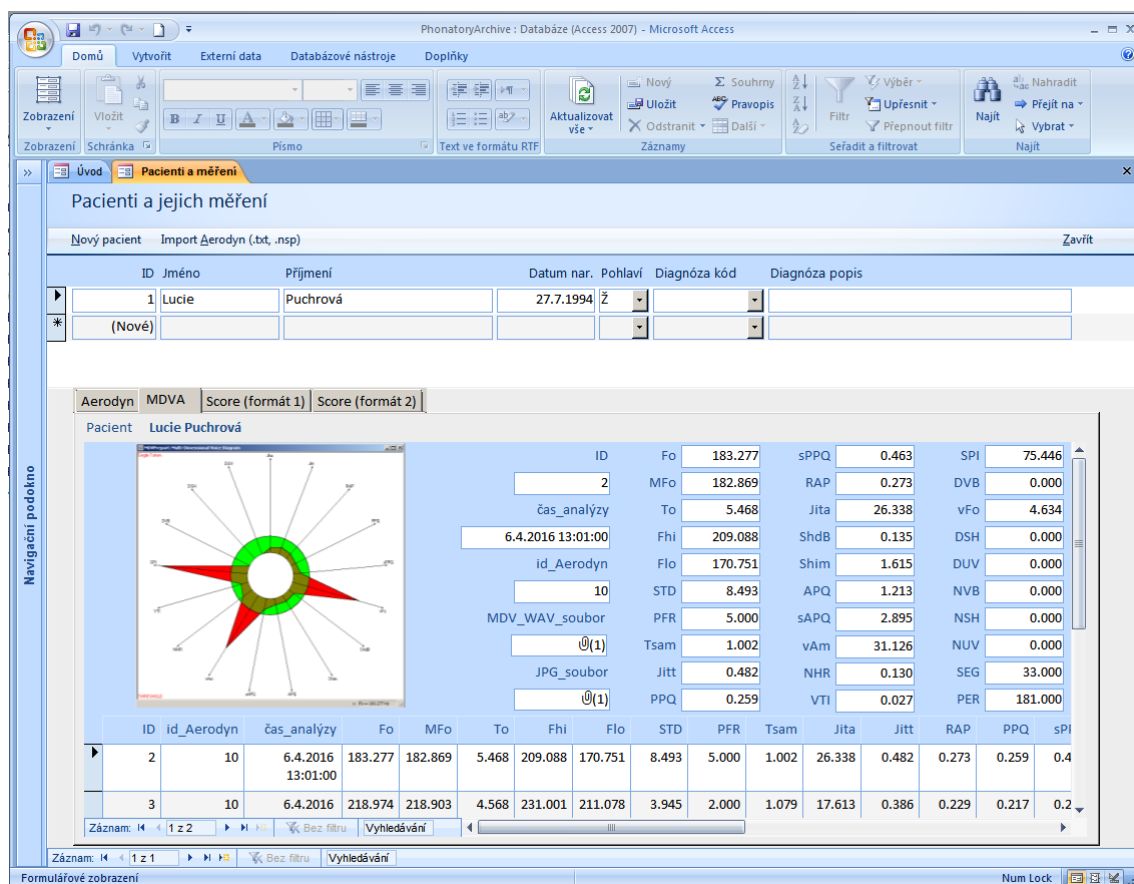
Obrázek C.5: Výběr .nsp souboru se signálem z aerodynamického vyšetření.



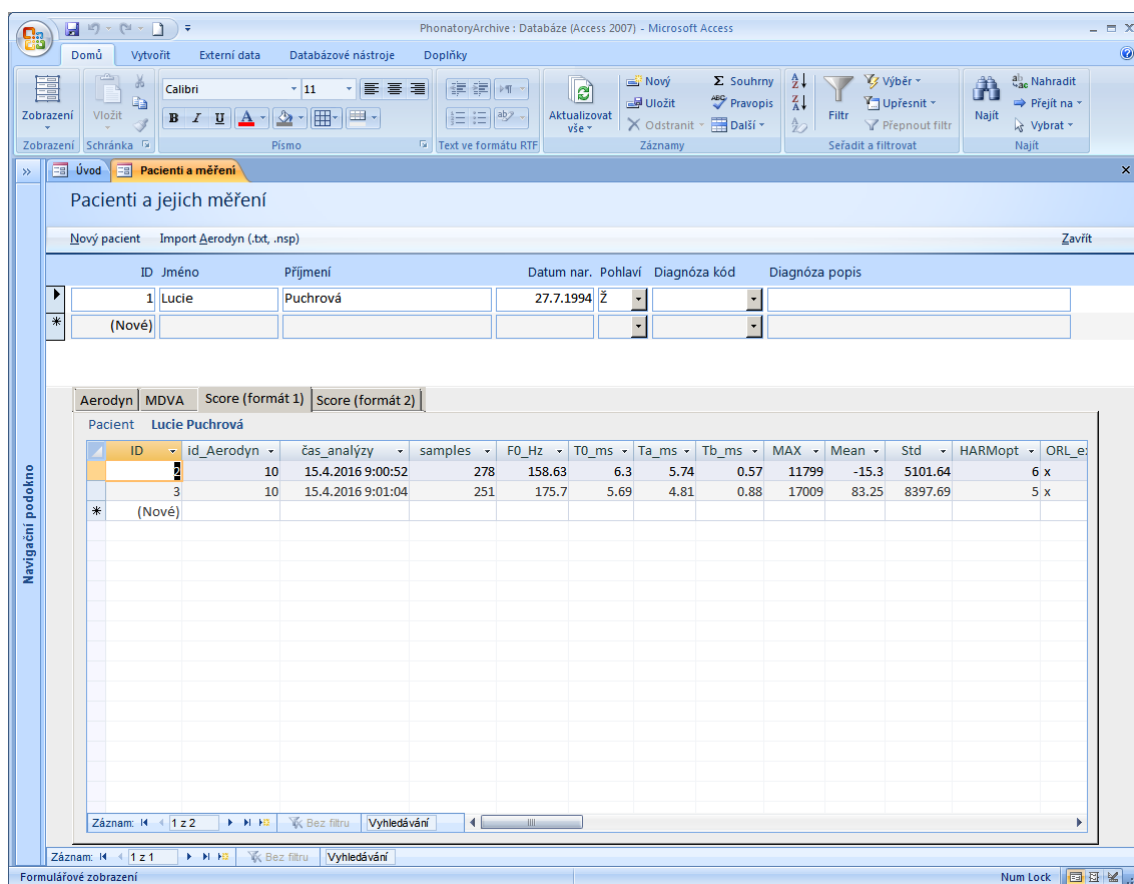
Obrázek C.6: Zobrazení výsledků aerodynamického vyšetření.



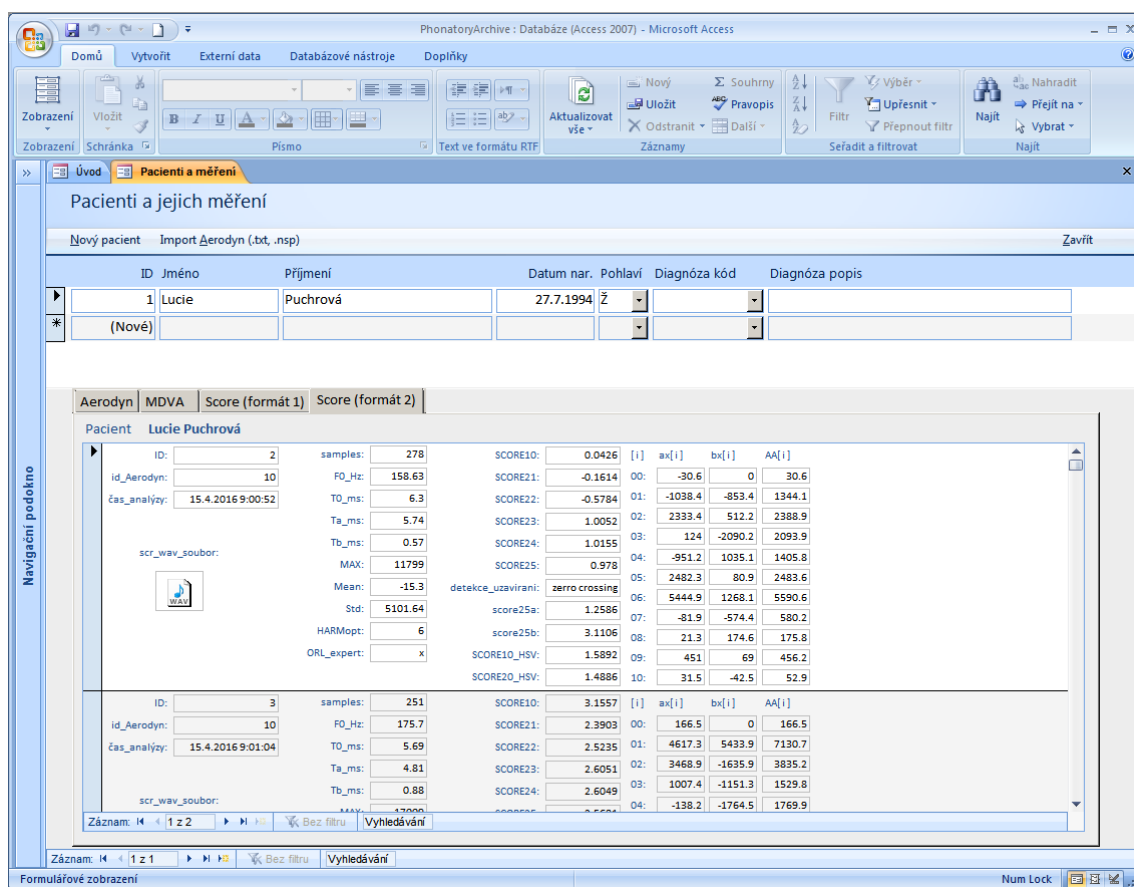
Obrázek C.7: Výběr textového souboru s výsledky MDVA.



Obrázek C.8: Zobrazení výsledků MDVA.



Obrázek C.9: Zobrazení výsledků SCORE, formát 1.



Obrázek C.10: Zobrazení výsledků SCORE, formát 2.