

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

FAKULTA APLIKOVANÝCH VĚD

KATEDRA KYBERNETIKY

TBD

DIZERTAČNÍ PRÁCE

SRPEN 2019

AUTOR: ING. PETR STANISLAV

ŠKOLITEL: PROF. ING. JOSEF PSUTKA, CSc.

OBOR: KYBERNETIKA

Obsah

1	Úvod	1
2	Příčiny a léčba trvalé ztráty hlasu	2
2.1	Příčiny ztráty hlasu	2
2.1.1	Rakovina hrtanu	3
2.2	Rehabilitace hlasu po totální laryngektomii	7
2.2.1	Foniatrické metody	8
2.2.2	Chirurgicko-protetická metoda	12
2.2.3	Hrtanu podobné struktury	15
2.2.4	Transplantace hrtanu	17
2.2.5	Shrnutí	18
3	Řečová rozhraní	21
4	Experimenty	22
4.1	Analýza dat a první modely	23
4.1.1	Vytvoření korpusu EL promluv	24
4.1.2	Analýza získaných dat	27
4.1.3	Prvotní experimenty	34
4.1.4	Redukce fonetické sady	38
4.2	Porovnání člověk vs. stroj	44

4.2.1	Rozšíření řečového korpusu	44
4.2.2	Vliv nových dat na kvalitě modelů	48
4.2.3	Poslechový test	56
4.2.4	Výsledky porovnání	56
4.3	Protahování na příyнacích	56
4.4	Modely pracující s protaženými daty	56
5	Trenažér	58
6	Závěr	59
Seznam použité literatury		60
Dodatky		62

Kapitola 1

Úvod

Kapitola 2

Příčiny a léčba trvalé ztráty hlasu

Lidská řeč tvoří jeden ze stavebních kamenů lidského dorozumívání. Pro člověka postiženého dočasnou či trvalou ztrátou hlasu představuje běžná lidská komunikace mnohem náročnější úkol než pro člověka zdravého. Takový jedinec se musí dennodenně potýkat s problémy, které by za normálních okolností řešit nemusel. V mnoha případech doprovází ztrátu hlasu i zvýšená psychická zátěž, například strach z reakce okolí, a proto se problematice lidí trpící ztrátou hlasu věnuje nemalá pozornost. V této kapitole si nejprve v části 2.1 přiblížíme možné příčiny ztráty hlasivek, a tedy i trvalé ztráty hlasu, a následně v části 2.2 představíme dostupné metody rehabilitace hlasu.

2.1 Příčiny ztráty hlasu

Nejčastěji je trvalá ztráta hlasu zapříčiněna chirurgickým zákrokem zvaným totální laryngektomie¹ neboli úplné odstranění hrtanu. Odstraněním hrtanu, a tím i hlasivek (glottis), přichází člověk o schopnost rozvibrovat vzduch vycházející z plic, který je dále modulován artikulačním ústrojím. Nejběžnější příčinou vedoucí k totální laryngektomii představuje rakovina hrtanu v pokročilém stádiu. V mnohem nižší míře je na vině rakovina hltanu či poškození hrtanu automobilovou nebo jinou traumatickou

¹**laryngektomie:** larynx, laryngos - hrtan, ectos, ectomia - odstranění, vynětí

nehodou. Podle [1] přibude v České republice ročně přibližně 400 nových onemocnění rakoviny hrtanu, z toho je přibližně jedna třetina léčena pomocí totální laryngektomie. To představuje více než 100 nových případů trvalé ztráty hlasu každý rok.

2.1.1 Rakovina hrtanu

Jak již bylo zmíněno, rakovina hrtanu je jedním z hlavních důvodů odstranění hrtanu. Tento typ rakoviny postihuje převážně muže ve věku 50-60 let. V posledních letech je však zřejmý trend snižujícího se průměrného věku pacientů [2]. Z celkovém počtu pacientů zhruba 20% představují ženy.

Přesná příčina vzniku nádorovitého onemocnění hrtanu dosud není známa, ale z průzkumů je zřejmá korelace mezi vznikem rakoviny a konzumací alkoholu či kouřením. Jinými slovy, mezi rizikovou skupinu patří lidé, kteří jsou pravidelně vystavováni vlivu kouření, ať již aktivně (sami kouří) či pasivně (vdechují cigaretový kouř) a zároveň si dopřávají nemalé množství alkoholu. Podle [2] 90% pacientů aktivně kuří.

Příznaky onemocnění

Vznikající nádorové onemocnění v oblasti hrtanu se může projevovat různými způsoby. Mezi hlavní faktory ovlivňující počáteční příznaky patří umístění a velikost nádoru.

Již ve velmi raném stádiu, kdy je nádor umístěn přímo na hlasivkách, je příznakem **chrapot**. Ve většině případů se samozřejmě jedná o krátkodobé postižení hlasivek virovou infekcí. Nicméně pokud chrapot trvá déle než tři týdny, je již doporučováno navštívit odborného lékaře. U nádorů nacházejících se ve vchodu do hrtanu a v polykacích cestách se mohou jako příznak objevovat **polykací obtíže**. Mezi další možné příznaky patří **bolesti v krku**, jednostranné bolesti vystřelující do ucha či nepříjemný pocit při polykání. I v tomto případě krátkodobý výskyt nemusí nutně znamenat rakovinu hrtanu, nicméně při obtížích trvajících déle než měsíc je doporučováno důkladné vyšetření lékařem. Na základě umístění nádoru se může objevovat

dráždivý kašel s možným vykašláváním krve. Dalším možným příznakem je vznik **zduření na krku**. V tomto případě je vhodné neprodleně vyhledat lékaře.

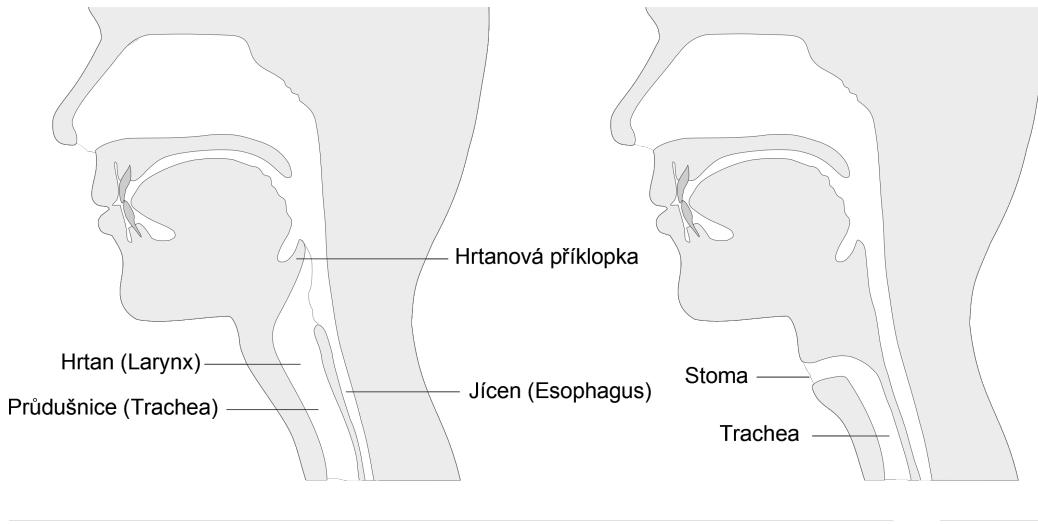
Z výše uvedených příznaků je zřejmé, že prvotní indicie o vážném onemocnění mohou být podceněny a tím značně snížena šance na plné uzdravení pacienta. V případě včasného diagnostikování rakoviny hrtanu či hltanu je možnost úplného vyléčení pacienta bez trvalých následků více než 90% [1].

Léčba nádorového onemocnění

U nádorovitých onemocnění se v drtivé většině případů využívá **chirurgické léčby**, **aktinoterapie** neboli ozařování a **chemoterapie**. Nejinak tomu je i v případě rakoviny hrtanu a polykacích cest obecně. Majoritní část pacientů je zpravidla nejprve konfrontována s chirurgickou léčbou. Mezi nejčastější zákroky patří **tracheostomie**, parciální laryngektomie, **totální laryngektomie** a chordektomie. V rámci této práce budou blíže popsány pouze léčebné postupy přímo související s úplným odstraněním hrtanu a hlasivek.

Totální laryngektomie (TL), jak už název napovídá, představuje chirurgický zákrok, při kterém je úplně odstraněn hrtan. V určitých případech může být odstraněna i menší či větší část hltanu. Tento zákrok, ve spojení s léčbou rakoviny hrtanu, poprvé vykonal Dr. Theodor Billroth 31. prosince roku 1873 ve Vídni [3] a do dnešní doby přežil v podstatě nezměněn. Cílem této operace je odstranění orgánu zasaženého rakovinným bujením, a tedy zamezení dalšího šíření nemoci. Součástí hrtanu je také hrtanová příklopka (latinsky epiglottis), která zamezuje vdechnutí potravy nebo tekutin do dýchacích cest. Po odstranění hrtanu by tedy potrava a tekutiny mohly být vdechnuty do plic a z tohoto důvodu jsou jícen a průdušnice trvale odděleny. Rozdíl mezi zdravým člověkem a osobou po totální laryngektomii je znázorněn na obr. 2.1.

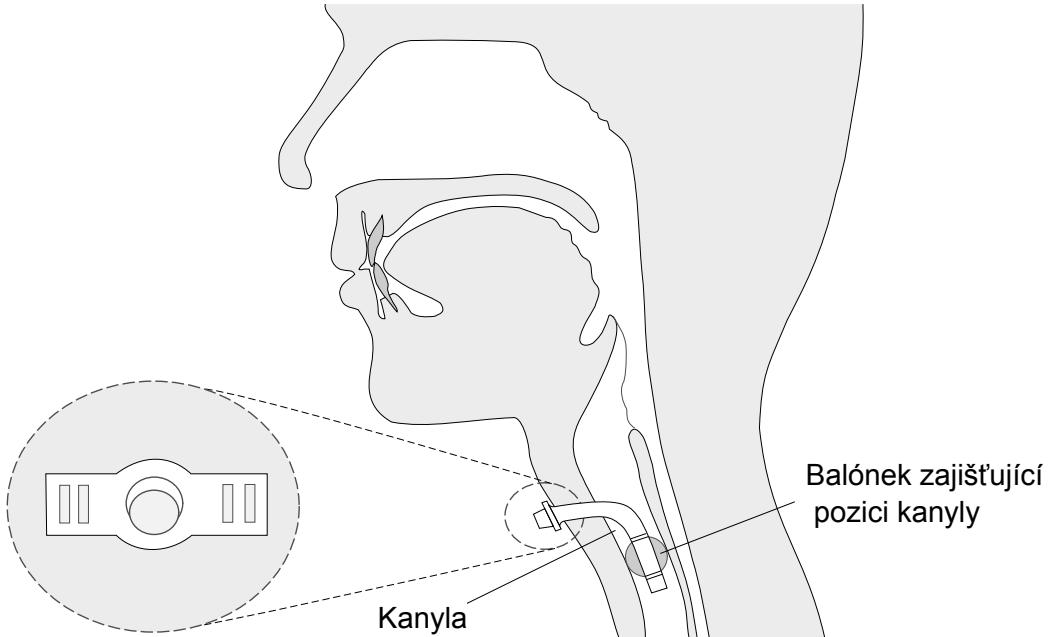
Odstraněním spojení průdušnice a jícnu je zahradena cesta vzduchu do plic. Z tohoto důvodu je nezbytné společně s TL vykonat také **tracheostomii**. Cílem tohoto



Obrázek 2.1: (A) Schéma dýchacích cest zdravého člověka (B) Schéma dýchacích cest po totální laryngektomii

zákroku není léčba nádorovitého onemocnění, nýbrž vytvoření vstupu pro vzduch směřující do plic a z nich. Samotný zákrok se využívá i v situacích, kdy dojde k uzávěře hrtanu a postižená osoba se dusí. K tomuto může dojít například při alergické reakci na včelí bodnutí, otoku hrtanu, úrazu apod. Při tracheostomii se provádí řez skrz kůži a průdušnici. Do vzniklého otvoru se zavádí kanya, která slouží k dýchání. Místo výkonu zákroku a princip kanyly je znázorněn na obr. 2.2. Pro lepší názornost je znázorněna tracheostomie se zavedenou kanylou u zdravého člověka. Výsledek operace může být dočasný (například v případě alergické reakce) nebo trvalý.

Další významnou metodou využívanou k léčbě nádorových onemocnění představuje **aktinoterapie** neboli léčba ozařováním. Podstatou postupu je periodické vystavování buňky ionizujícímu záření. Energie z tohoto záření je předávána buňce, která je tím poškozována. Tento postup se opírá o předpoklad, že nádorové buňky jsou náchylnější k poškození. Záření ovšem ovlivňuje i zdravé buňky, a proto je tato léčba pro organismus velkou zátěží. Aktinoterapie je možné využít jednak u případů, kdy je cílem terapie úplné vyléčení, tak i v případech, kdy naprosté odstranění onemoc-



Obrázek 2.2: Tracheostomie

nění není možné. V druhém případě je metoda využívána k prodloužení a zkvalitnění života [1].

Aktinoterapii je možné využít jako hlavní léčebnou metodu (primární aktinoterapie) nebo i ve spojení s ostatními metodami. V případě primární se k léčbě využívá pouze ozařování a cílem je úplné odstranění všech defektních buněk. Z podstaty metody, zejména dopadů léčby na lidský organismus, je zřejmé, že tímto způsobem je ve většině případů možno léčit pouze malé nádory.

Ve spojení s chirurgickou léčbou rozlišujeme předoperační, pooperační nebo tzv. sandwich (tj. před a po chirurgickém zákroku) aktinoterapii. Předoperační ozařování je užíváno v případech, kdy není možné původní nádor vyoperovat. Cílem je zmenšení tumoru do takové míry, aby jej bylo možné chirurgicky odstranit. Někdy je předoperační ozařování spojeno s chemoterapií. U pooperační aktinoterapie je záměrem odstranění potencionálních mikroskopických zbytků tumoru, které by mohly znovu začít růst.

Velmi často se ve spojení s léčbou rakoviny mluví i o proceduře zvané **chemoterapie**. Podstatou je podávání léků zastavujících buněčné dělení, tzv. cytostatik. Zjednodušeně řečeno se jedná o velmi toxiccký koktejl látek sloužící k zahubení buňky tím, že poškodí určitou její část a zastaví tak proces dělení. Na tuto léčbu jsou citlivé převážně rychle se dělící buňky. Právě defektní buňky v tumoru mají obvykle určitým způsobem poškozeny opravné mechanizmy a cytostatiky zasažená rakovinná buňka tak s větší pravděpodobností zahyne. Samozřejmě nelze u chemoterapie hovořit o přesně zacílené léčbě. Cytostatika postihují všechny buňky v lidském těle, a proto je možná namísto srovnání s kobercovým bombardováním. S aplikací cytostatik je tak spojena celá řada vedlejších rizik. Mezi nejzávažnější patří poškození ledvin nebo poškození krvetvorby.

Z výše uvedeného je zřejmé, že postižená osoba má velkou šanci na kompletní vyléčení. V mnoha případech má však pacient trvalé následky (trvalá ztráta hlasu) z důvodu podcenění prvotních příznaků vážného onemocnění.

2.2 Rehabilitace hlasu po totální laryngektomii

Nesporná výhoda totální laryngektomie neoddiskutovatelně spočívá v likvidaci primárního nádorového onemocnění. Následky operace však s sebou nesou obrovský zásah do kvality života pacienta. Okem nejviditelnější změnu představuje přítomnost tracheostomie a s ní spojený způsob dýchání. Tato skutečnost má spoustu, na první pohled neúplně očividných, následků. Postižený člověk ztrácí přirozené zvlhčování, ohřev a filtraci vdechovaného vzduchu, jež má za následek vyšší náchylnost k respiračním onemocněním. Příčina spočívá v průchodu vzduchu do průdušnice přes tracheostomii a nikoli přes nosní dutiny.

Pro samotného pacienta je však nejspíše nejobtížnější se vypořádat s trvalou ztrátou vlastního hlasu. Z tohoto důvodu se již samotný autor procedury doktor Billroth

zaobíral otázkou rehabilitace hlasu. Jeho první pokusy s kovovou tracheostomickou kanyoulou sice umožňovaly pacientovi hovořit, ale svou konstrukcí pacienta spíše ohrožovaly na životě [4]. Proto se více uchytila metoda tzv. jícnového hlasu [5]. Ve stejnou dobu, tedy přibližně začátkem minulého století, se začaly objevovat první interní a externí hlasové aparáty. V současnosti je rehabilitace hlasu možná pomocí:

- **foniatrických metod**, mezi které patří jícnový hlas a elektrolarynx,
- **chirurgicko-protetickým způsobem**, který spočívá ve vytvoření kanálku skrze stěnu mezi průdušnicí a jícnem,
- **vytvoření hrtanu podobných struktur chirurgickým způsobem,**
- **transplantace hrtanu.**

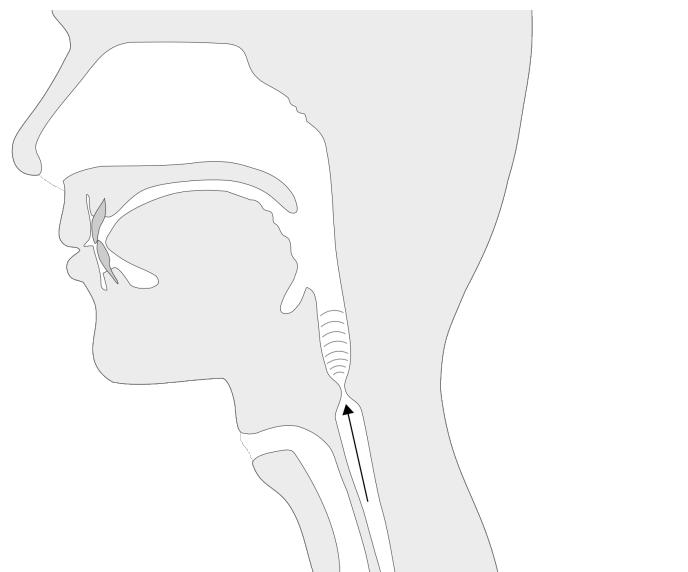
Z uvedeného výčtu se může zdát, že máme k dispozici relativně širokou škálu možností, jak pacientovi vrátit schopnost vyjadřování pomocí mluvené řeči. Ovšem je nutné si uvědomit, že je potřeba volit konkrétní metodu podle stavu a možností pacienta. Jinými slovy, ne každá metoda se hodí pro každého pacienta a žádná z metod není univerzální pro všechny pacienty.

2.2.1 Foniatrické metody

Ačkoli odstranění hrtanu vyústí ve ztrátu hlasu, neznamená to, že byla úplně eliminována schopnost produkovat řeč. V procesu vytváření hlasu zastává odstraněný orgán pouze (i když velmi zásadní) roli generátoru zvuku. Zbylé orgány (hrdelní, nosní a ústní dutina a další) zůstávají nedotčeny a mohou i nadále plnit svou funkci. Logicky se tak nabízí myšlenka nahradit chybějící zdroj zvuku jiným. Mezi nejpoužívanější metody patří jícnový hlas a elektrolarynx.

Jícnový hlas

Počátek této metody se datuje do roku 1922, kdy si prof. MUDr. Miloslav Seeman [6] uvědomil, že funkci štěrbiny mezi hlasivkami (rima glottidis) přebírá tzv. pseudo-glottis, která se vytváří na úrovni horního jícnového svěrače. Zároveň vypracoval a popsal metodiku vytváření jícnového hlasu, při které se vzduch neplní do plic, ale do jíncu. Tato metoda se nazývá **aspirační**. Princip spočívá v aktivním otevření jícnového svěrače, nasáváním a vtlačováním vzduchu do jíncu pomocí polykání. Naplněním jíncu vzduchem si pacient připravuje potřebný vzduch k následné eruktaci² vzduchu a produkci řeči. Vlastní jícnový hlas poté vzniká na přechodu jíncu a hypofaryngu (spodní část hltanu). V této oblasti horního jícnového zúžení dochází k rozkmitání sliznice a podslizniční vrstvy a produkci zvuku, který je následně modulován stejně jako v případě přirozené produkce řeči. Princip tvorby „základního“ tónu jícnového hlasu je znázorněn na obr. 2.3.



Obrázek 2.3: Princip tvorby jícnového hlasu. Průchodem vzduchu přes zúžení vzniká základní tón jícnového hlasu.

²eruktace - latinsky název pro proces říhání (popřípadě krkání), při kterém dochází k úniku plynů pocházejících ze žaludku dutinou ústní.

Kromě aspirační metody je ještě možné se setkat s metodou **injekční**. Hlavní rozdíl spočívá v principu plnění vzduchu do jícnu. Při aspirační metodě se využívá polykání, zatímco v tomto případě je využito kořene jazyka, kterým je vzduch vtlačován do jícnu. Následný princip produkce hlasu je již shodný s původní metodou. S tímto principem se můžeme setkat u pacientů, kterým byla při laryngektomii odstraněna jazylka a aspirační náplň není možná.

Proces učení jícnového hlasu by měl začít co možná nejdříve po operaci. Pokud je to možné, tak se s výukou začíná ještě za pobytu pacienta na ORL klinice nebo krátce po propuštění. V první fázi se pacient učí pouze slabiky sestávající z explosivy a souhlásky. Postupně se však přidávají slabičné shluky, které sice nedávají smysl, ale pomáhají v osvojení potřebné techniky. V případě úspěšného zvládnutí se přistupuje k nácviku frází a souvislé řeči. Potřebnou dobu k nácviku jícnového hlasu nelze přesně určit, protože je závislá na mnoha faktorech. V literatuře se uvádí, že je potřeba 30 až 50 hodin velmi intenzivního tréninku k osvojení jícnového hlasu.

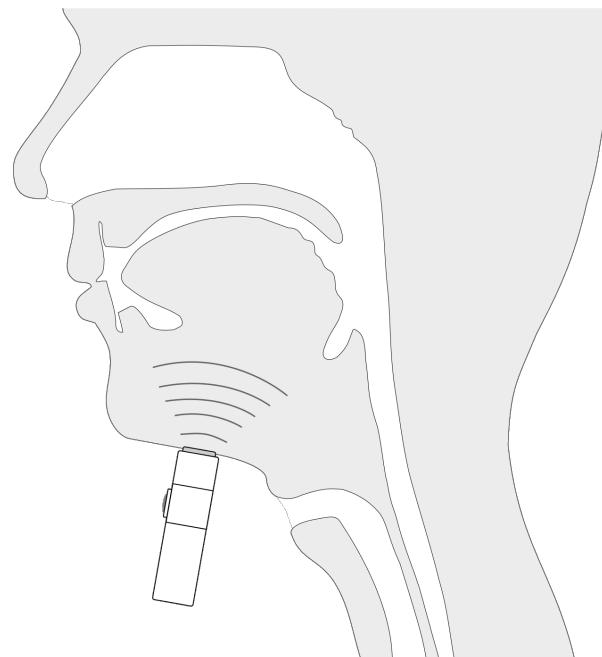
Míra úspěšnosti nácviku srozumitelného hlasu se uvádí v rozsahu od 14% do 75%. Takto obrovský rozsah značí o mnoha faktorech, které mohou ovlivnit úspěšné osvojení jícnového hlasu. Mezi možné příčiny neúspěchu patří fyziologické nebo anatomické problémy, psychologické problémy, nebo jednoduše neadekvátní podpora při řečové terapii [7]. Velkou roli také hraje snaha a odhodlání samotného pacienta.

Nepopíratelnou výhodou této techniky rehabilitace je nezávislost pacienta na lékaři po úspěšném osvojení jícnového hlasu a permanentní oddělení dýchacích a polylakacích cest bez rizika vniknutí potravy do dýchacích cest. Mezi nesporné výhody také patří volné ruce při vytváření řeči. Za nevýhody se obecně považuje srozumitelnost produkovaného hlasu. Je to způsobeno jednak „břišním“ zabarvením, které je už z podstaty metody přítomné, a dále také nízkou intenzitou a krátkou výdrží při tvorbě tónu. Za negativum se dá také považovat množství pacientem vynaloženého úsilí potřebného k osvojení techniky. Velmi často se také mluvčí ostýchají jícnový

hlas používat, protože mají pocit, že je společensky nevhodné dorozumívat se formou blízkou říhání. Z tohoto důvodu se odhaduje, že v běžném životě využívá jícnový hlas pouze 20 až 30% pacientů, kteří se začali tuto techniku učit [8].

Elektrolarynx

Rehabilitace hlasu pomocí elektrolarynxu se řadí mezi tzv. elektromechanické metody. Princip spočívá v přikládání zařízení, které obsahuje generátor zvuku nazývaný elektrolarynx. Přiložením do oblasti spodiny úst a aktivací zařízení se generovaný zvuk a vibrace přenášejí do dutiny ústní a dalších přilehlých artikulačních orgánů. Následnou artikulací je pacient schopen hovořit. Znázorněno na obr. 2.4.



Obrázek 2.4: Princip rehabilitace hlasu pomocí elektrolarynxu.

Takto generovaná řeč se vyznačuje několika charakteristickými rysy. V první řadě řeč budí velmi mechanický dojem. Důvodem je samozřejmě samotný elektrolarynx, jelikož se jedná o elektromechanický generátor zvuku s konstantním buzením, je také základní frekvence produkovaného hlasu více či méně konstantní. Řečník tak má velmi

omezené možnosti, jak řeč emotivně zabarvovat. V průběhu času se objevily snahy průběžně měnit frekvenci zařízení a tím ovlivňovat základní frekvenci produkované řeči [9, 10, 11]. Hlavním problém všech těchto zařízení je docílit změnu fundamentální frekvence na základě toho, co chce řečník říci. V současné době existují pouze experimentální zařízení, která umožňují ve velmi omezené míře změnu frekvence [12]. Další charakteristický rys představuje nižší srozumitelnost řeči, která se ještě snižuje s rostoucím okolním hlukem. Velmi často se stává, že posluchač, který se s takto produkovanou řečí setkává poprvé, není schopen plně porozumět. Se srozumitelností souvisí i další charakteristický rys, kterým je přítomnost zvukového podkresu produkovaného samotným přístrojem.

Za hlavní výhodu elektrolarynxu se považuje rychlost osvojení schopnosti produkovat řeč. Zároveň je tato metoda vhodná pro téměř všechny pacienty postižené ztrátou hlasu způsobenou léčbou karcinomu hrtanu. Z tohoto důvodu se hojně užívá u pacientů, kteří si neosvojili jícnový hlas nebo u nich není možné využití ostatních chirurgických metod. Za nevýhody se obecně pokládá kvalita produkované řeči, tedy monotonní a mechanicky znějící hlas. Dále potom zaměstnání jedné ruky držením nebo spouštěním zařízení.

Samostatnou kapitolou může být psychologický dopad na pacienta. Stejně jako u jícnového hlasu se řeč produkovaná promocí elektrolarynxu jeví odlišně od řeči přirozené. Navíc se ještě přidává potřeba využití nějakého zařízení. Člověk proto v mnoha případech cítí ostých a bojí se na veřejnosti mluvit.

2.2.2 Chirurgicko-protetická metoda

Další možnost rehabilitace hlasu představuje tracheoezofageální (zkr. TE) protéza. První zmínka o vytvoření fistule³ mezi průdušnicí a jícnem pochází z roku 1932.

³fistule (česky píštěl) je abnormální otvor mezi dvěma dutými orgány, nebo mezi dutým orgánem a kůží.

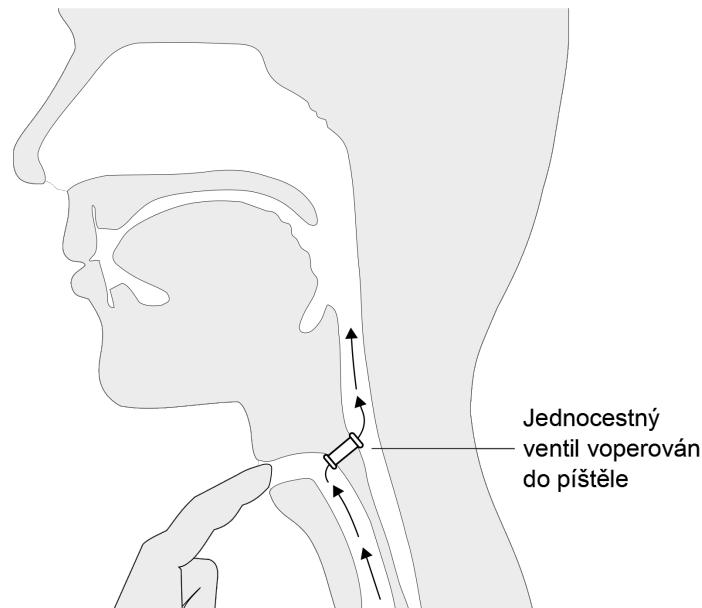
V tomto roce doktor Guttman poprvé vytvořil tracheoezofageální shunt⁴ („umělá píšťel“). Hlavní myšlenka spočívá ve vytvoření cesty prostřednictvím píštěle, pomocí které u tracheostomovaného člověka může proudit vzduch z plic do úst. Za normálních okolností vzduch proudí skrze tracheostomii a do úst se tak nedostane. Zacepe-li si pacient stomu, může proud vzduchu proudit skrze píštěl do úst. Vzduch procházející přes fistuli naráží do stěn jícnu a je rozvibrován. Tyto vibrace jsou následně modulovány pomocí artikulačních ústrojí a tak vzniká řeč. Tento ojedinělý zákrok otevřel cestu k chirurgické hlasové rehabilitaci. Vzniklo několik operačních metod, které se navzájem lišili víceméně jen umístěním fistule [4].

Hlavní snahou chirurgů bylo vytvoření bezpečné, správně nasměrované píštěle umožňující tvorbu hlasu. Bohužel v mnoha případech byly tyto zákroky spojené s vážnými komplikacemi (infekce, zápaly či těžká krvácení). Důležitým problémem, se kterým se jednotlivý tvůrci museli vypořádat, byla stálost vytvořeného otvoru tak, aby jím neprotékaly tekutiny špatným směrem a nedocházelo k zatékání do dýchacích cest a orgánů. Jelikož se jednalo o velmi náročné techniky, a bylo s nimi spojeno velké množství rizik, došlo v 80.letech 20.století k opadnutí snah tyto metody aplikovat.

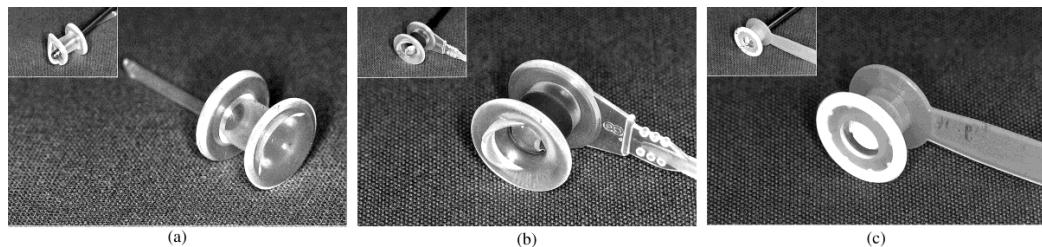
Svou renesanci zažily s vložením jednocestného ventilu, který umožňoval pouze jednosměrný průchod tekutin skrze píštěl, jak je ilustrováno na obr. 2.5. První komerčně dostupná protéza se objevila v 80.letech 20.století v USA. Na obr. 2.6 jsou zobrazeny příklady různých typů protéz. Na používané protézy jsou kladené přísné nároky a musí vyhovovat určitým požadavkům. Předně se musí vyrábět z biokompatibilního materiálu, který odolává biodegradaci. Tím je zaručena dlouhodobá trvanlivost a správná funkce. Potřebný tlak k otevření faryngoezofageálního segmentu by měl být co nejnižší, aby bylo možné vytvářet plynulou řeč. První vyráběné protézy měly tento tlak příliš vysoký a omezovaly tak množinu potencionálních pacientů. Nejmodernější

⁴shunt - kanál, kterým je tekutina odkloněna z přirozené dráhy. Tento kanál může být vytvořen chirurgicky nebo pomocí syntetické trubice.

protézy se již vyznačují velmi nízkým otevíracím fonačním tlakem. V neposlední řadě by měla být protéza samofixační a snadno vyměnitelná.



Obrázek 2.5: Průchod vzduchu tracheoezofageální protézou.



Obrázek 2.6: Ilustrace používaných TE protéz (a) Gronigenova nízkotlaká protéza, (b) Provox2 a (c) Blom-Singer protéza.

V praxi se používá několik druhů protéz. Hlavním rozdílem mezi nimi však je zda se pacient přímo účastní výměny ventilu, jehož fundamentální funkcí je vytvoření průchodu pro vzduch proudící z průdušnice do jícnu. U protéz, které jsou vyměňovány operačně, se doba používání pohybuje od 3 do 6 měsíců. Tento interval velmi významně ovlivňuje tvorba biofilmu na povrchu náhrady. K tvorbě dochází následkem přímého kontaktu protézy s tělními tekutinami a potravou. Rychlosť tvorby biofilmu

ovlivňuje tvar a materiál, ze kterého je náhrada vytvořena [13]. U typů, které si nositel může měnit sám, se předpokládá, že budou čištěny nebo měněny přibližně jednou za dva týdny.

Samotný zákrok zavedení protézy je možné provést zároveň s výkonem totální laryngektomie (tzv. primární zavedení hlasové protézy) nebo až po zotavení pacienta z náročné léčby nádorového onemocnění (tzv. sekundární zavedení). Primární zavedení umožňuje začít s hlasovou rehabilitací krátce po odstranění hrtanu. Zároveň pacient nemusí v krátké době podstupovat druhou operaci, při které by se vkládal jednocestný ventil do vytvořené fistule.

V praxi se ukázalo, že úspěšnost rehabilitace je více než 80% [14]. Důležitým faktorem, stejně jako u jícnového hlasu, je funkčnost faryngoezofageálního segmentu. Dále také otvírací tlak horního jícnového svěrače. Hlas tvořený protézou se vyznačuje vysokou kvalitou, dobrou srozumitelností, individuálním zabarvením a relativně dlouhou fonační dobou dosahující průměrně 20 sekund [15]. Oproti jícnovému hlasu není potřeba tak intenzivní edukace pacienta k plnému osvojení hlasu. V současnosti se jedná o nejpoužívanější metodu rehabilitace hlasu.

2.2.3 Hrtanu podobné struktury

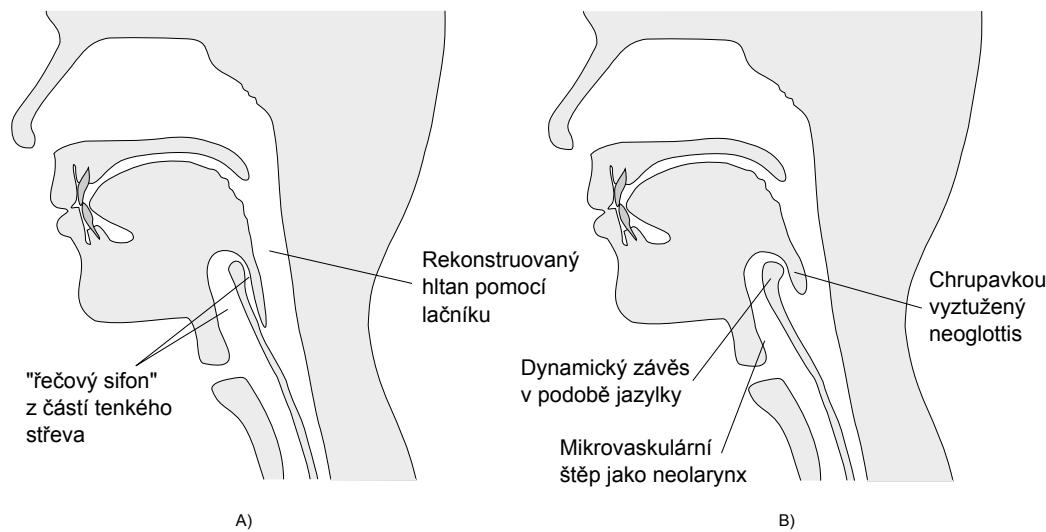
S rozvojem mikrovaskulárních⁵ transplantátů se začaly objevovat postupy, které umožňovaly rehabilitovat hlas pouze pomocí chirurgického zákroku. Tyto techniky umožňují permanentní spojení hypofaryngu s tracheou pomocí vlastní tkáně pacienta.

První takovou metodu představil v roce 1984 doktor Ehrenberger [4], který popsal tzv. „řečový sifón“ (angl. **speech siphon**). Tento sifón je vytvořen z části tenkého střeva zvané lačník (jejunum). Spojení mezi hrtanem a hltanem je dvakrát esovitě zahnuto tak, aby bylo minimalizováno riziko sekundární aspirace. Schéma „řečového sifónu“ podle Ehrenberga je znázorněno na obr. 2.7 A. Již na první pohled

⁵mikrovaskulární - část oběhového systému složeného z nejmenších cév, jako jsou kapiláry, žilky aj.

je zřejmé, že se jedná o velmi náročný chirurgický zákrok. První články publikované autorským kolektivem prezentovaly velmi dobré funkční výsledky metody. Podle [5] bylo doposud operováno přibližně 60 pacientů.

V roce 1990 byla popsána laryngoplastika podle Hagena. V tomto případě se vytváří tzv. **neolarynx**, k jehož vytvoření se používá štěp z předloktí. Vnitřek neolaryngu je kryt kůží. Neoglottis je vyztužen chrupavkou a překrývá vchod do neolaryngu tak, aby nedocházelo k sekundární aspiraci. Laryngoplastika podle Hagena je znázorněna na obr. 2.7 B. Doposud bylo operováno přibližně 300 pacientů [5].



Obrázek 2.7: A) Schéma „řečového sifónu“ tak jak jej představil Ehrenberg. B) Laryngoplastika podle Hagena

Bohužel v současné době tyto metody nenacházejí širší uplatnění. Především je to způsobeno chirurgickou náročností samotných metod, kvůli které se velmi těžko prosazují na dalších pracovištích. Dalším aspektem, který limituje tyto metody, je vliv na samotného pacienta. Metody předpokládají další chirurgický zákrok vykonaný po totální laryngektomii. Tento zákrok představuje další zátěž pro pacienta nemluvě o možných komplikacích. I přes nedostatky těchto metod je pochopitelná snaha lékařů o intenzivní výzkum v této oblasti. Při úspěšné léčbě je pacient schopen produkovat

hlas velmi dobré kvality a ve většině případů nepotřebuje žádnou péči ze strany lékařů ORL.

2.2.4 Transplantace hrtanu

Nejkomplexnější možnost rehabilitace hlasu představuje transplantace hrtanu. V tomto případě pacient obdrží implantovaný hrtan od dárce. Pokud je transplantace úspěšná, přebírá transplantovaný orgán plně funkci původního orgánu a velmi významně zvyšuje šance pacienta na plné zotavení bez trvalých následků.

První informace spojené s výzkumem možností provedení transplantace hrtanu se objevují již v 60. letech 20. století⁶. Přesto byla první totální hrtanová transplantace provedena až profesorem Marshalllem Stromem v roce 1998 [16] a do dnešních dnů byly provedeny pouze 2 kompletní transplantace.

Prvním pacientem, který podstoupil transplantaci, byl čtyřicetiletý muž z USA. K laryngektomii v jeho případě vedla motocyklová nehoda, při které si pacient rozdrtil hrtan. K incidentu došlo 20 let před transplantací. Před zákrokem používal k produkci řeči elektrolarynx. Dárcem orgánu byl taktéž čtyřicetiletý muž, který zemřel na mozkové aneurysma. Úspěch transplantace se na příjemci projevil již třetí den po operaci, kdy poprvé po 20 letech promluvil (vyslovil anglické slovo „hello“). Přibližně po 36 měsících od transplantace byl produkovaný hlas srovnatelný s hlasem zdravého člověka. Podle vlastních slov pacienta se po operaci jeho kvalita života „nesmírně“ zlepšila. [17] Doposud poslední úspěšně vykonaná transplantace byla zaznamenána v říjnu 2010.

Mezi hlavní důvody takto malého počtu zákroků patří množství pacientů vhodných pro tuto proceduru. Jelikož se jedná o transplantaci dárcovského orgánu je nutné použít imunosupresiv, tedy medikamentů zabranující odmítnutí orgánu. Imunosupresiva jsou však v současné době nepoužitelná u lidí trpících rakovinou hrtanu z důvodu

⁶Vůbec první úspěšná transplantace orgánu (ledvin) se uskutečnila v roce 1954.

velmi vysokého rizika rozšíření rakoviny [16]. Další problém představuje náročnost samotného zákroku. Předně je potřeba provést reinervaci a obnovení krevního oběhu v implantovaném orgánu. U první provedené transplantace se nepodařilo dosáhnout kompletní reinervace. Výsledkem tak byl velmi kvalitní generovaný hlas, ale zároveň nebylo možné pomocí hrtanu zabezpečit bezproblémové dýchání a bylo proto nutné ponechat tracheostomii.

Poslední výzkum v oblasti imunosuprese však naznačuje, že by v dohledné době mohlo dojít k pokroku a umožnit transplantaci hrtanu i u lidí trpících rozsáhlou rakovinou v oblasti krku [16]. Prozatím je však tato metoda vhodná pro pacienty netrpící rakovinou, případně ty, u kterých převažovaly benigní nádory a již 5 let nedošlo k recidivě.

2.2.5 Shrnutí

Rehabilitaci pacientů, kteří prodělali chirurgické odstranění hrtanu, je ve vyspělých zemích věnována značná pozornost, jelikož následky této operace, oproti jiným druhům léčby, velmi významně ovlivňují kvalitu života pacientů. V první řadě se léčený musí vyrovnat se ztrátou hlasu. Tato situace je již sama o sobě velmi náročnou psychickou zkouškou. Ztráta hlasu je však pouze jedním z vícero problémů, se kterými je potřeba se vypořádat. Mezi další patří možná ztráta čichu či vyšší náchylnost k respiračním onemocněním. Neméně významnou roli sehrává i fyzická odlišnost a z toho pramenící psychická zátěž pacienta po absolvované léčbě.

V současnosti nejpoužívanějšími metodami rehabilitace hlasu jsou **tracheoeozafageální píštěl** (popsáno v části 2.2.2), **jícnový hlas** (2.2.1) a použití **elektrolarynxu** (2.2.1). Existují samozřejmě i další a přehled v současnosti používaných je uveden v tab. 2.1.

Většina pacientů je tedy rehabilitována pomocí tracheoeozafageálního píštěle, který principiálně vychází z jícnového hlasu, jehož negativa se snaží eliminovat. O úspěchu

	Kvalita	Výhody	Nevýhody
Tracheoezofageální píštěl	Vysoká	Vysoká míra osvojení, dlouhá fonační doba	Zanášení píštěle a s ním spojené čištění, případně dodatečná lékařská péče
Jícnový hlas	Dobrá	Volné ruce při mluvení, není potřeba dodatečné lékařské péče	Velmi náročná metoda k naučení, nepřirozený hlas
Elektrolarynx	Nízká	Snadné k naučení	Monotonní až robotický hlas, nutné nosit externí elektrické zařízení
Hrtanu podobné struktury	Vysoká	Nezávislost pacienta na pravidelné lékařské péči	Velmi náročná chirurgická procedura, která pacienta vystavuje dalším možným rizikům
Transplantace hrtanu	Velmi vysoká	Transplantovaný hrtan přejímá funkci odstraněného orgánu	Velmi náročná chirurgická procedura, která je vhodná jen pro malé procento pacientů

Tabulka 2.1: Přehled dostupných metod rehabilitace hlasu

rehabilitace, stejně jako u jícnového hlasu, tak především rozhodují vlastnosti faryngoezofageálního segmentu. Pokud pacient není schopen si osvojit jícnový hlas, případně nemá voperován píštěl, je použit elektrolarynx. Bohužel tyto metody neřeší další problémy spojené s odstraněním hrtanu, a proto se lékaři stále snaží zdokonalovat rehabilitační metody. Za nejkomplexnější se dá považovat úplná transplantace hrtanu, která řeší víceméně všechny problémy spojené s odstraněním hrtanu. Bohužel tento zákrok je velmi náročný a vhodný pouze pro malou část pacientů. I když je tedy

v současné době lékařská věda schopna rehabilitovat hlas, tak zde zůstává otevřený prostor pro inovace a tím zlepšení kvality života lidí postižených ztrátou hrtanu.

Kapitola 3

Řečová rozhraní

Jedním z hlavních důsledků TL (popsané v [xx]) je ztráta hlasivek a tím i hlasu. TBD

Problematikou komunikace pomocí mluvené řeči i v situacích, kdy akustický řečový signál není k dispozici, se zabývají systémy zpracovávající „tichou“ řeč (angl. Silent speech interface, zkr. SSI). Ve většině případů se snaží získat informaci, která je normálně zakódována v akustickém signálu získat jinou cestou.

Produkce mluvené řeči je komplexní proces, který začíná v možku a končí produkcí slyšitelného zvuku. Pokud odstraníme komponentu starající se o vznik zvuku, ještě to neznamená, že i ostatní komponenty také ztrácejí svou funkci. Tento fakt je základní premissou pro funkci všech v současnosti vyvíjených SSI systémů.

- lehce popsat technické přístupy
 - NAM
 - magnety
 - brain interface

Kapitola 4

Experimenty

V předchozích sekcích bylo zmíněno, že velmi významný problém představuje psychologický faktor ztráty hlasu. Ten sebou nese i na první pohled něúplně zřejmou komplikaci. A tou je obtížnost získávání řečníků po TL, kteří jsou ochotní spolupracovat na výzkumu.

Jedním z možných řešení je, že se výzkumníci sami naučí používat jednu z výše [c4l1])zmíněných metod produkce řeči. Pro účely našeho výzkumu a rámec této práce [TBD] by se jednalo o elektrolarynx. I když se tato možnost jeví poměrně jednoduše, tak zdání klame. Přestože je zdravý řečník schopen obstojně mluvit (pomocí EL), za relativně krátkou dobu tak k tomu, aby produkovaná řeč svými parametry odpovídala zkušenému řečníkovi po TL, je potřeba relativně dlouhá doba.

V našem případě se podařilo získat pouze jednoho zkušeného řečníka¹, který podstoupil TL před více než 15 lety a EL používá aktivně každý den. Je to jeho jediná možnost jak produkovat slyšitelnou řeč.

Díky spolupráci s tímto řečníkem jsme byli schopni získat cca 15 hodin promluv (více o získaných datech v [4.1](#) a [4.2](#)), které byly použity pro všechny dosavadní experimenty. Z pohledu standardních obecných systémů rozpoznávání řeči se to může

¹Jedná se o ženu v důchodovém věku, která ale stále působí na akademické půdě a jednou za čas i přednáší.

jevit jako velmi malé množství, ale jak ukáží následné experimenty, tak to není velký problém. Jelikož už před prvními experimenty se jevilo jako prozaičejší vytvářet individuální modely pro každého řečníka a výsledky experimentů toto jen podpořily.

Při rozhovorech s řečníkem se potvrdil psychický aspekt ztráty hlasu na člověka po TL. Konkrétní osoba ještě dlouhá léta po operaci nebyla schopna telefonovat, natož mluvit na veřejnosti. Kvalita života se tímto velmi snížila a trvalo prý velmi dlouho dobu, než se daná osoba odvážila i jen odpovědět na nečekaný telefonní hovor. To pro nás představovalo nezanedbatelnou porci motivace v práci.

V následujícím textu si přiblížíme a zanalyzujeme pořízená data (4.1) a na základě těchto prvotních experimentů nadefinujeme cíle a určíme další postup. V části (4.2) si popíšeme normalizaci dat a porovnáme schopnosti člověka a stroje. V sekci 4.3 rozbereme prvotní ověřovací experimenty s upravenými daty a v sekci 4.4 představíme výsledky modelů zohledňujících i délku fónemu.

4.1 Analýza dat a první modely

Rozpoznávání řeči se věnuje nemalé usílí již od 50. let 20. století a v současné době nikoho nepřekvapí téměř bezchybně fungující obecný rozpoznávač v mobilních zařízeních. Pro obecné systémy dokonce existují korpusy s desítkami či stovkami a více hodin promluv, které je možné využít při vytváření těchto systémů.

Tyto korpusy však obsahují ve většině případů pouze „standardní“² řeč. Pokud je snaha vytvořit nebo ověřit funkčnost systému za specifických podmínek (ať už se jedná o rušné prostředí či speciální typy promluv), tak je nezbytné získat potřebná data.

²Slovením spojením „standardní řeč“ je myšlena řeč neobsahující vyrazné řečové vady, případně jiné formy produkce a často v nepříliš akusticky náročném prostředí.

4.1.1 Vytvoření korpusu EL promluv

Na začátku byla idea o pomoci skupině lidí mající problémy s přirozenou řečí. Vůbec prvním předpokladem, na cestě k úspěšnému dosažení vůbec nějakého cíle, jsou data. Jelikož se jedná o velmi specifická data, tak je potřeba zajistit co možná největší množství kvalitních³ a přesných dat.

V části 2.1 bylo zmíněno, že ročně se objevý více než 100 nových případů trvalé ztrázy hlasu ročně. Zaroveň bylo řečeno [2], že více rizikovými osobami jsou starší lidé, kteří intenzivně kouří a konzumují alkohol. Přesto je patrný trend snižujícího se věku pacientů a s tím souvisejícím nárůstem případů ztráty hlasu. Přičteme-li již zmíněný psychologický aspekt jeho ztráty, tak je zřejmé, jak komplikované je získat ke spolupráci i jen jednoho řečníka ochotného podstoupit naročné⁴ nahrávání.

Při libovolné práci s pacienty po TL, dřív nebo později dojde k určité formě spolupráce s oddělením ORL, které má nastarosti péči o tyto pacienty. V našem případě nejprve s ORL klinikou při Fakultní nemocnici v Plzni a poté i s ORL klinikou Fakultní nemocnice v Motole. S jejich pomocí jsme získali ke spolupráci jednoho řečníka. Konkrétně se jedná o dámu v duchodovém věku, která podstoupila TL před více než 15 lety. Po překonání ostychu⁵ se byla schopna naplno vrátit do běžného života a dokonce v určité formě opět přednášet o stomatologii na Lekařské fakultě v Plzni Univerzity Karlovy.

S její pomocí jsem, v 1. etapě nahrávání, byli schopni pořídit přes 10 hodin promluv, viz tab. 4.1. Nahrávání probíhala v relativně spartánských podmírkách za plného běžného provozu katedry. Přesto získaná data neosahují žádný nežadoucí ruch, kromě toho produkovaného samotným EL.

³Kvalitou je myšlena věrnost dat dané doméně, dále se mluví o přesnosti ve smyslu bezchybnosti přepisů.

⁴I pro zdravého člověka je někdy někalikahodinové nahrávání vysilující. Pro jedince po TL to je z mnoha důvodů ještě řádově náročnější.

⁵Podle jejích vlastních slov nebyla schopna několik let po operaci ani zvednout nečekaný telefonní hovor, natož mluvit na veřejnosti.

Nahravací aparatura sestávala z miniaturního profesionálního mikrofonu (DPA d:screet 4061-FM), zesilovačem (DPA MMA6000), externí zvukovou kartou a běžného notebooku. Mikrofon byl pomocí bezpolštářkové náplasti přilepen poblíž pravého koutku úst, abychom zaznamenaná řeč měla co možná nejvyšší kvalitu.

Celé nahrávání bylo v 1. etapě rozděleno do 14 samostatných sezení a probíhalo od prosince roku 2010 do května roku 2011. Každé sezení trvalo přibližně dvě hodiny během kterých se podařilo získat necelou hodinu akustických dat. Samotné nahrávání se sestávalo z 10 - 20 minutového úseku pořizování nahrávky a přibližně 10 minut dlouhého odpočinku. Ten byl nezbytný hlavně z důvodu únavy řečníka.

Ještě před samotným nahráváním byly pečlivě vybrány a vytvořeny 2 sady vět:

1. sada obsahující všechny možné české fonemy - *40 vět*.
2. sada obsahující věty s reálnou četností fonémů - *5000 vět [18]*.

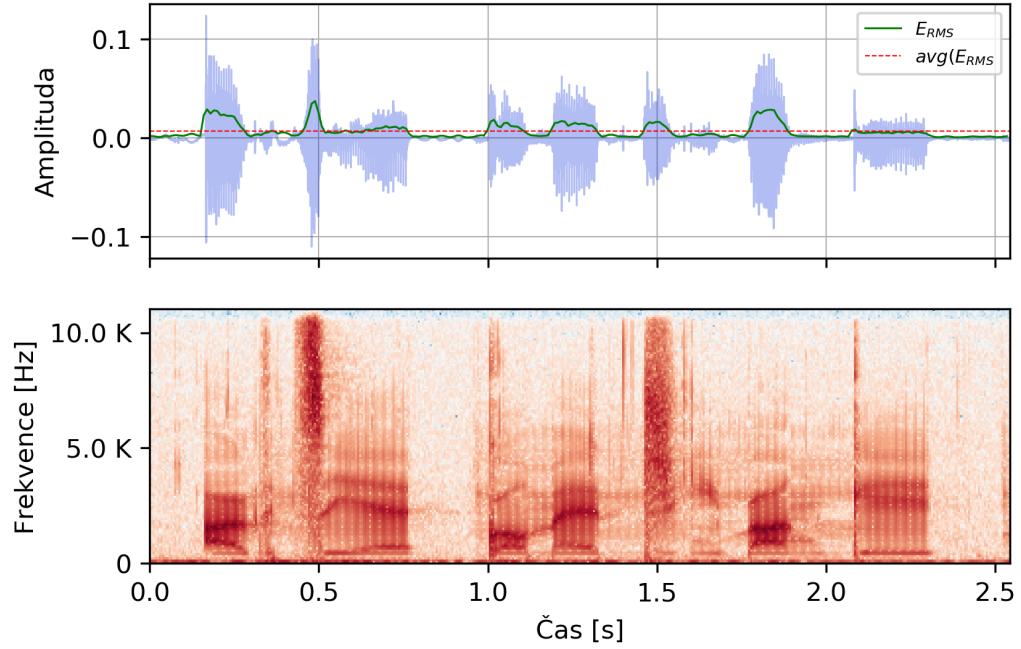
Pořízené nahrávky vždy odpovídají 10 - 20 minutovému úseku nepřerušovaného nahrávání a soubory tak vždy obsahují několik vět. Ty jsou od sebe odděleny minimálně 5 sekundovým úsekem ticha. Nahrávky dále mohou obsahovat opakování chybně vyslovené věty, přeřeknutí, kýchnutí a další neřečové události. Z tohoto důvodu bylo nezbytné pořízené nahrávky anotovat, přestože byly pořízené na základě připravené sady vět.

Ještě před samotným anotováním byly nahrávky, podle úseků s tichem, rozsekány na menší části. V tomto případě úplně dobře nefungovali⁶ standardně používané sofistikovanější metody pro voice activity detection (angl. zkratka VAD), a proto bylo využito principu energie. Pro každou nahrávku obsahující více vět se pomocí vzorce

$$E_{RMS}(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x(n)|^2}, \quad (4.1)$$

⁶Problémem byl zvuk EL, se kterým nebylo při návrhu VAD počítáno.

kde N představuje počet vzorků v nahrávce a $x(n)$ představuje pravoúhlé okénko vzorku n . Pro tento případ se ukázalo jako vhodnější volit root-mean-square energy (E_{RMS}) a empiricky se ukázalo, že vhodná délka okénka je v rozmezí 10 – 100 ms. Na obr. 4.1 je zobrazena podoba audio signálu a spektrogram promluvy „*Akcie Komerční banky*“. Zároveň je zde vypočtené hodnoty energie a celková průměrná energie. Tyto hodnoty slouží pro určení míst kde začíná a končí věta. Na začátku a konci každé věty je dobré mít minimálně 0.5 s ticha. Tím pádem, pokud energie nějakého úseku x je $E_{RMS}(x) < \text{avg}(E_{RMS})$ a zároveň délka tohoto úseku $\text{dur}(x) \geq 1$ [s], tak nahrávku můžeme v tomto úseku rozdělit.



Obrázek 4.1: Průběh a spektrogram promluvy a vyznačenou energií EL promluvy.

Samozřejmě pokud řečník v průběhu věty z libovolného důvodu udělal větší pauzu než 1 s, tak tato věta byla rozdělena. Jelikož jsou výsledné kratší useky promluv následně anotovány, tak to nepředstavuje problém. Pro budoucí zpracování není podstatné zda promluva je opravdu celá věta, ale to jestli je tento úsek správně přepsán. Fakt, že některé věty jsou rozděleny je důvodem proč v tab. 4.1 více souborů než vět.

K anotaci posloužil interní nástroj určený k tomuto účelu a podíleli se na něm celkem 3 anotátoři z řad studentů, kteří si vzájemně kontrolovali své anotace. Ačkoli bylo potřeba anotovat relativně malé množství dat (cca 10 hodin audio záznamu), tak anotace zabrala přibližně 2 měsice. Hlavním důvodem byla relativně dlouhá doba, po kterou se anotátoři adaptovali na specifika EL řeči. Problémem bylo to, že nejprve nebyli vůbec schopni poruzumnět obsahu promluvy a tím pádem jej správně přepsat.

Pokud je pro produkci řeči použit elektrolarynx, tak vedlejším produktem je nezanedbatelný ruch způsobený samotným zařízením [2.2.1](#). Přeci jen jeho jedinou funkcí je vybudit vzduch v dutině ústní a tím umožnit produkci slyšitelné řeči. Z tohoto důvodu byly v průběhu anotace ignorovány v podstatě všechny skupiny neřečových událostí, protože většinu obsahu nahrávek by bylo nezbytné anotovat jako, že obsahují šum.

Výsledný korpus tedy představuje 5040 unikátních vět rozdělených do 6385 souborů (viz tab. [4.1](#)), které v průměru obsahují 7 slov o průmerné délce 5 znaků. Tento korpus slouží jako základ pro všechny budoucí experimenty.

Nahrávání	Délka /HH:MM:SS/	Počet vět	Počet souborů
2010.12 - 2011.05	11:42:42	5040	6385

Tabulka 4.1: Informace o korpusu nahrávek z 1. etapy nahraování.

4.1.2 Analýza získaných dat

Po dokončení anotace obsahuje korpus přes 10 hodin akustických záznamů promluv a více či méně přesných přepisů⁷. Když jsou k dispozici data je možné se podívat na specifika EL řeči a případně porovnat se zdravým řečníkem.

Pro potřeby porovnání byl použit začátek promluvy „*Akcie Komercní banky...*“. Tuta promluva je součástí standardní množiny vět používaných při vytváření řečových

⁷I přes nemalou snahu a několikastupňovou kontrolu, je téměř jisté, že by nebylo obtížné najít přepis, který obsahuje chybu například ve formě překlepu.

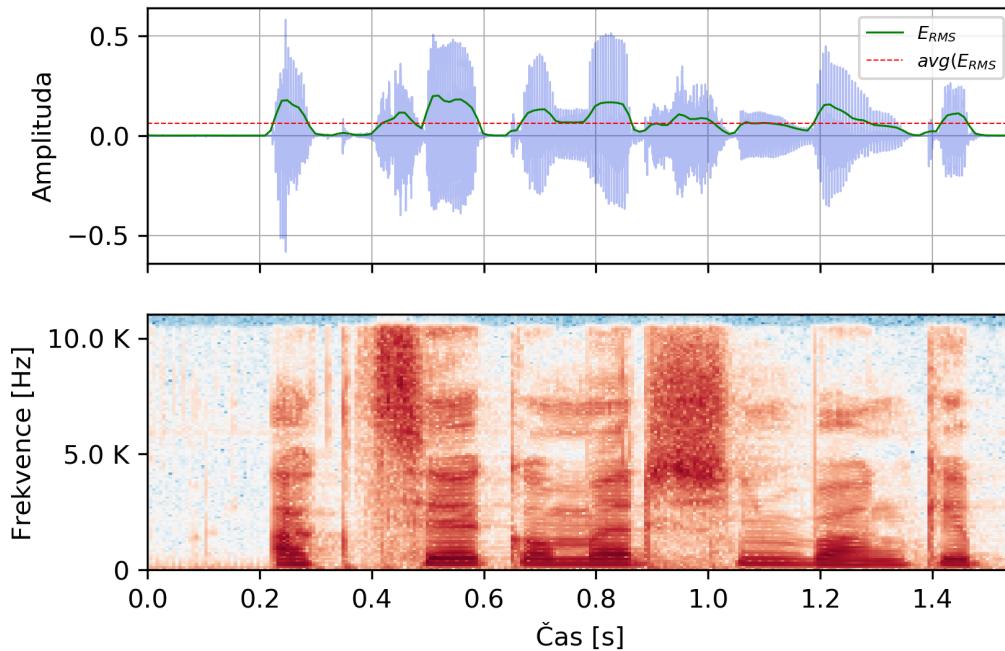
korpusů na KKY při ZČU. Tím pádem je k dispozici v relativně velkém množství příkladů pro zdravé řečníky a také je součástí korpusu EL řeči.

Na obr. 4.1 a 4.2 je zobrazen průběh signálu a spektrogram vybrané promluvy. Už na první pohled je možné zaznamenat určité rozdíly. Prvním takovým je délka promluvy, v případě zdravého řečníka je o celou 1 vteřinu kratší než v případě EL řeči. Tempo řeči je samozřejmě velmi individuální, ale z principu je EL řeč pomalejší. Z průběhu signálu na obr. 4.1 je patrné, že řečník dělá výraznější pauzy mezi jednotlivými slovy promluvy. To může být způsobené například potřebou naplnit jícen vzduchem. Po TL je dýchání realizováno přes tracheu a pokud nebyl voperován shunt (více v 2.2.2), tak je trvale oddělen hrtan a hltan. Přesto, pro produkci některých neznělých fonémů je potřeba exhalovat vzduch z dutiny ústní. Zkušený EL řečník to dělá naprosto automaticky, nicméně „polykání“ vzduchu zabere nějaký čas. Nevyhnutelným důsledkem je pak velmi častý výskyt samovolného říhání v průběhu promluvy⁸.

Dalším důvodem může být je nutnost správné artikulace. Při používání EL je to nezbytné, aby bylo produkované řeči alespoň trochu dobře rozumnět. A pokud se dobře artikuluje, tak není snadné mluvit rychle. Při nahrávání bylo také velmi běžné, že v průběhu promluvy řečník udělal pauzu, aby mohl lépe umístit EL, protože jeho umístění má velký vliv na kvalitu produkované řeči. Nicméně je třeba říci, že tempo není a priory pro ASR systémy problém, protože různá délka fonémů je v relativně snadno modelována, např. v HMM přechodem ze stavu do stejného stavu.

Dalším způsobem jak ukázat rozdíly mezi promluvou zdravého řečníka a řečníka s EL je srovnání ve frekvenční oblasti. Pro větší názornost jsou na obr. 4.3 vedle sebe zobrazeno spektrum ukázková promluva zdravého řečníka (4.3a) a toho s EL (4.3b). Obsah obou promluv je identický a přesto jsou obě spektra odlišná.

⁸Fakt, že je říhání jako neřečová událost běžnou součástí též každé promluvy, vedl k ignorování těchto událostí během anotace.



Obrázek 4.2: Průběh a spektrogram promluvy a vyznačenou energií promluvy.

Prvním markantním rozdílem je mnohem větší zastoupení šumu v úsecích „ticha“ na obr. 4.3b. To je nepochyně způsobně samotným EL, který řečník nevypíná mezi jednotlivými slovy. Na obr. 4.1 je to také zřetelně patrný, zejména na průběhu energie, šum zejména před prvním a druhým slovem promluvy. Zajímavá je přítomnost šumu v cílem frekvenčním spektru, přestože EL produkuje konstantní buzení. Toto buzení je ve spektru, na obr. 4.3b, viditelná jako výrazná souvislá linie v nízkých frekvencích. Přítomnost šumu ve vyšších frekvencích je způsobena umístěním mikrofonu, který je nalepen na pokožku a tím pádem snímá namodulované vibrace, přenášené měkkou tkání. Tento fakt se potvrdil v dalších etapách nahrávání (viz porovnání), kde byl použit studiový mikrofon vzdálený od úst minimálně 15 cm. Nicméně z pohledu použitelnosti nějakého budoucího systému je nezbytné počítat i se situací, kdy mikrofon bude zaznamenávat i vibrace přenášené tkání.

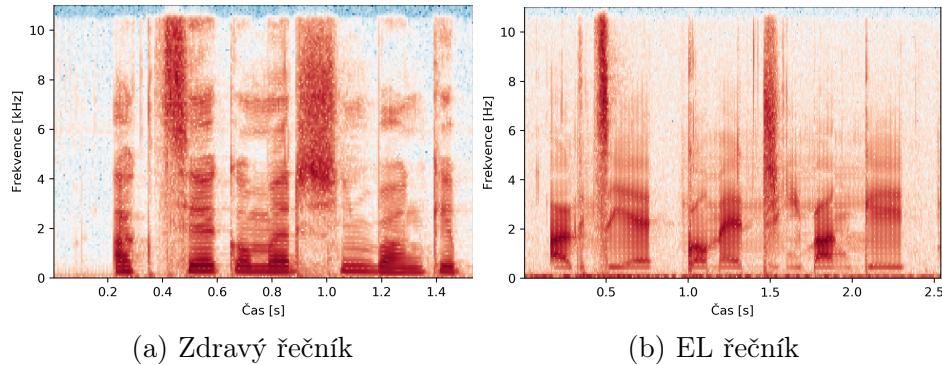
Dalším markantním rozdílem je absence vyšších frekvencí u většiny produkovaných fonémů. Vyjímkou tvoří afrikáty /c/ a /č/, u kterých jsou hlasivky (u zdravého

přidat zmínku o tom, že v dalších etapách to je krajpet jinak

jedince) v klidu a vznikají uvolněním nahromaděného vzduchu v dutině ústní⁹ [19].

V tomto případě není, u řečníka po TL, principiálně tento mechanizmus produkce těchto fonému ovlivněn. Problémem teoreticky může být zdroj vzduchu, jelikož jej z plic není možné dostat do dutiny ústní, ale jak už bylo zmíněno (a spektrogram to potvrzuje) zkušený uživatel EL se dokáže adaptovat.

Absence vyšších frekvencí se dá vysvětlit použitím EL, kde samotný EL má vždy konstantní frekvenci buzení a dále tím, že nedochází k modulaci v ve všech dutinách vokálního traktu. Nicméně nejdůležitější složky, zajišťující srozumitelnost, se vyskytují ve frekvenčním pásmu od 1 kHz do 3 kHz. Vyšší frekvence se a priory podílejí na zabarvení hlasu.



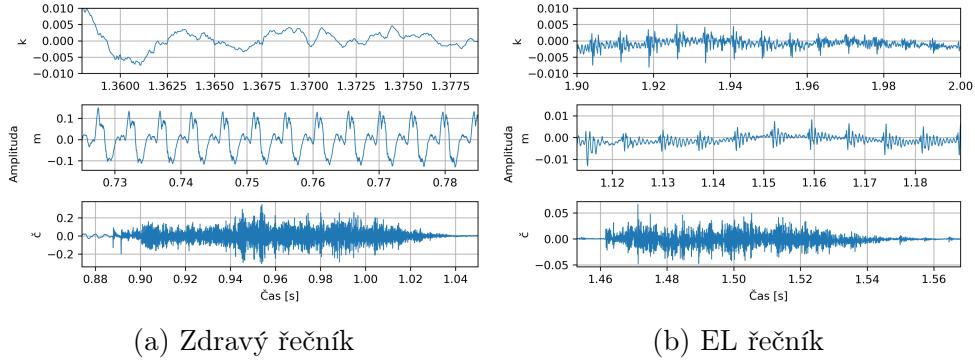
Obrázek 4.3: Spektrogram promluvy „Akcie Komerční banky“ dvou řečníků.

Dalším způsobem jak porovnat řeč zdravého řečníka a tím s EL je pomocí analýzy jednotlivých fonémů. Na obr. 4.4 jsou zobrazeny průběhy amplitudy v čase¹⁰ pro fonémy /k/, /m/ a /č/. V případě /k/ a /m/ (1. a 2. průběh) se jedná o okluzivy, kde v prvním případě se jedná o neznělou plozivu a druhém o znělou plozivu. Tyto fonémy obecně vznikají uzavřením vydechovaného proudu vzduchu, pomocí artikulačních orgánů, což se projeví jako krátká pauza (tzv. okluze). Po té následuje náhlé jednorázové překážky a únik nahromaděného vzduchu, tzv. exploze [19]. Takto popisano to samozřejmě funguje u zdravého jedince, ale u EL řečníka jde principiálně o

⁹Nahromadění vzduchu je realizováno přitisknutím jazyka k přední/zadní části horního patra.

¹⁰Hodnoty času, na obr. 4.4, odpovídají časům výskytu v původní promluvě.

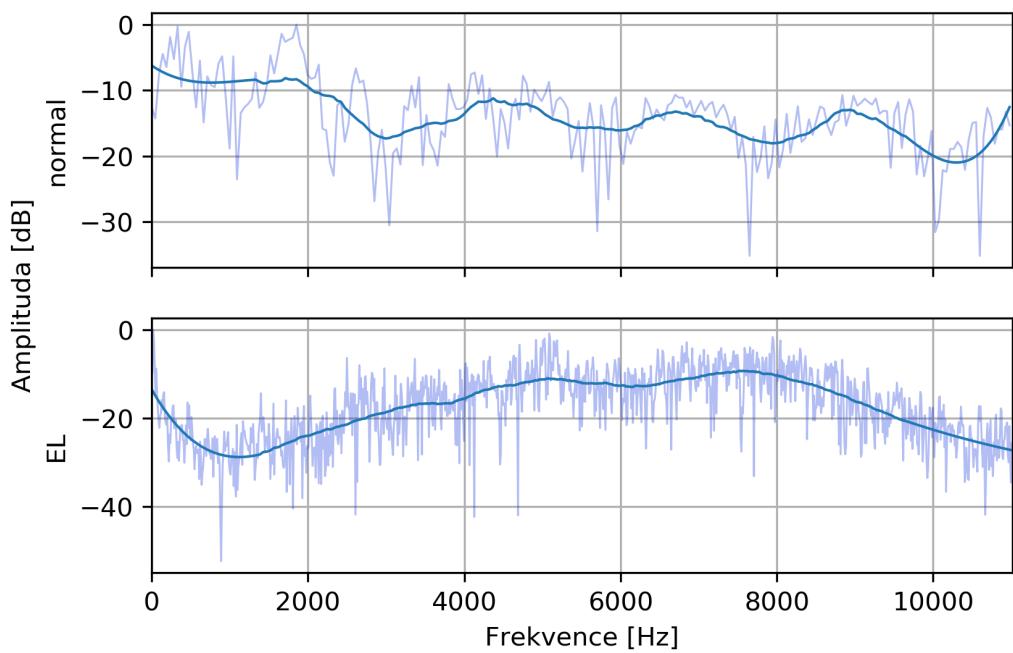
stejný mechanizmus. S tím rozdílem, že vzduch nepochází z plic, ale z hltanu. Dalším rozdílem je samozřejmě absence hlasivek.



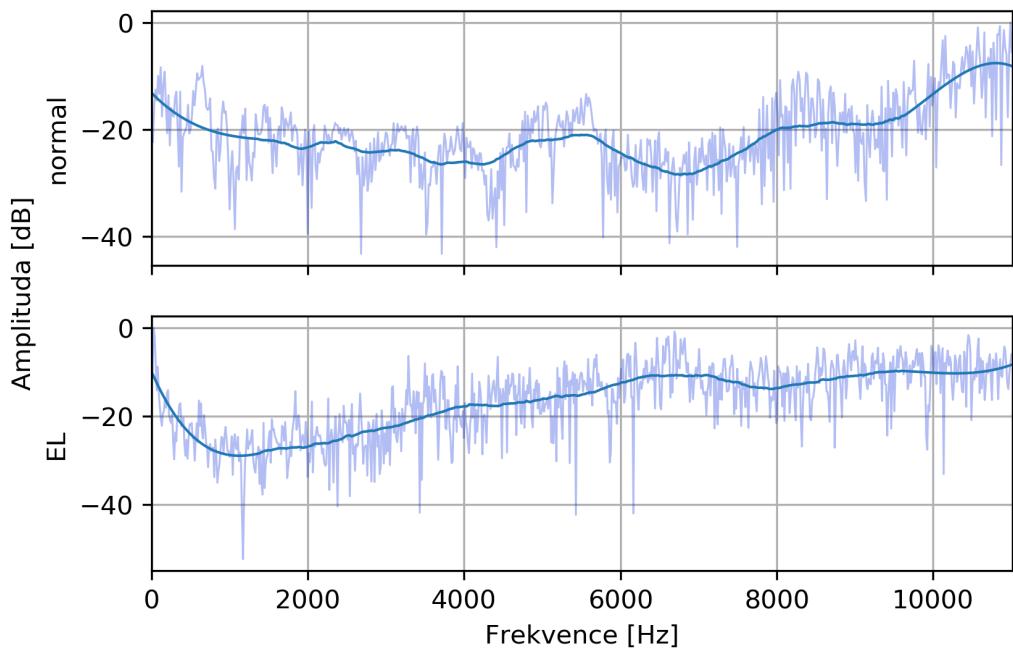
Obrázek 4.4: Ukázky průběhů amplitudy pro fonémy /k/, /m/ a /č/.

Foném /k/ představuje zástupce neznělých fonémů, ty se vyznačují tím, že do jejich produkce nezasahují hlasivky, které jsou v klidu. Zdrojem buzení je tedy šum. Pokud se podíváme na průběh amplitudy v čase u zdravého řečníka (obr. 4.4a), tak zde není vidět žádný periodický signál. Hlasivky jsou tedy opravdu v klidu. Oproti tomu u EL řečníka (obr. 4.4b) je jasně patrné, že je zde přítomno aktivní buzení vytvořené EL. Na obr. 4.5 je pak zobrazeno tzv. amplitudové spektrum, které znázorňuje vývoj amplitudy signálu ve frekvenci pro oba řečníky. V případě zdravého řečníka odpovídá vývoj očekávání tedy, že zde není žádná výrazná frekvence a také, že nedochází k výraznému útlumu. Přestože se v obou případech jedná o stejný foném, tak z časového i frekvenčního průběhu amplitudy je zřejmé, že parametry signálu se u obou řečníku diametrálně liší.

Jako druhý ukázkový foném slouží /m/. Opět se jedná o plozivu, ale v tomto případě o znělou. U těchto fonémů hraje velký vliv hlasivky, protože jsou zdrojem buzení. Z obr. 4.4a je krásně zřetelné buzení ve formě perodického průběhu amplitudy. Narozdíl tomu, u EL řečníka (obr. 4.4b) je také vidět periodický signál, ale úplně jiného průběhu. Svým způsobem dost podobný tomu, který je zřetelný u fonému /k/. Rozdíl je zřetelný i ve frekvenční oblasti (obr. 4.6), kdy u EL řečníka nedochází útlumu ve střední oblasti frekvenčního spektra.

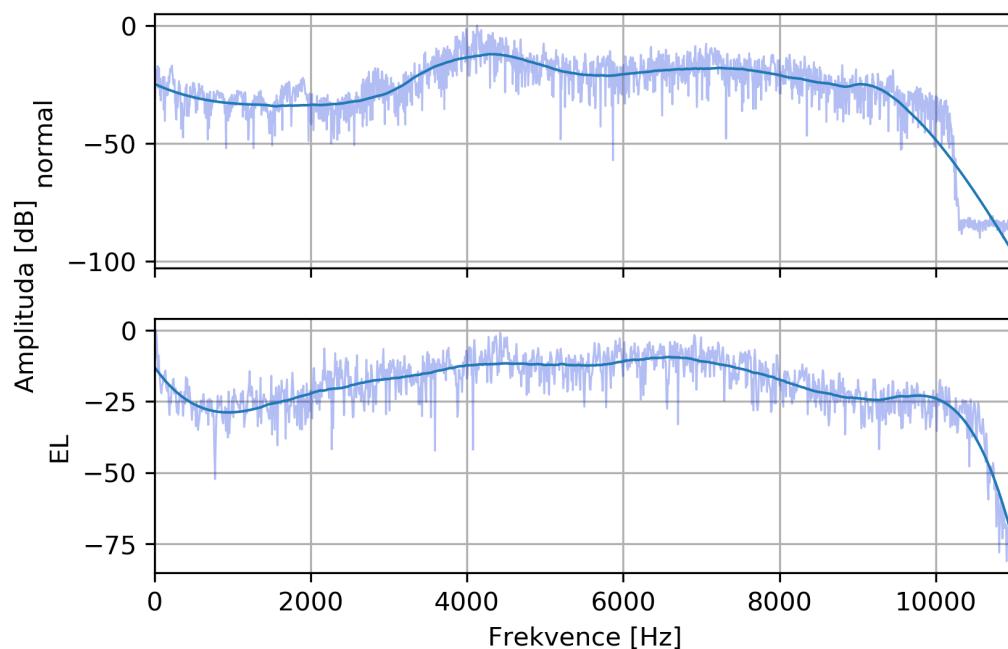


Obrázek 4.5: Vývoj amplitudy fonému */k/* ve frekvenci zdravého (horní) a EL (dolní) řečníka.



Obrázek 4.6: Vývoj amplitudy fonému */m/* ve frekvenci zdravého (horní) a EL (dolní) řečníka.

Posledním úkázkovým fonémem je již zmiňované /č/. Jedná se o neznělý foném, který vzniká přiložením jazyku k zadní části horního patra. Tím je zadržen vzduch v dutině ústní a vzniká krátká pauza. Uvolněním pak dochází k explozi a vytvoření zvuku. Do produkce se nezapojují hlasivky a produkovaný zvuk by měl být dostatečně intenzivní, aby jej (v případě EL řečníka) také neovlivňoval EL. Tím pádem by měl být průběh signálu, u obou řečníků podobný, a to jak v časové, tak i ve frekvenční oblasti. Na obr. 4.4 a 4.7 je pak jasné vidět, že se jedná o platný předpoklad.



Obrázek 4.7: Vývoj amplitudy fonému /č/ ve frekvenci zdravého (horní) a EL (dolní) řečníka.

Z dosud provedené analýzy plyne, že EL řeč je v mnoha charakteristikách odlišná od té produkované zdravým řečníkem. Zejména u porovnání ve frekvenční oblasti (obr. 4.5 a 4.6) je to nejvíce patrné. Tento fakt nepochyně přispívá k tomu, že standardní obecné modely rozpoznávání řeči nedosahují takové přesnosti jako v případě bežné promluvy.

4.1.3 Prvotní experimenty

Z výsledků **TBD** je patrné, že EL doména je diametrálně odlišná od bežné řeči, pro které jsou ASR systémy vytvářeny. Navíc, pokud se vezme v potaz náročnost získání potřebných dat pro natrénování obecného modelu, tak se jako jediná schůdná varianta jeví vytváření individuálních modelů pro každého řečníka. To znamená, že model je trénovaný pouze z dat odpovídající konkretnímu řečníkovi a často i účelu použití. K vytvoření takového modelu je zapotřebí řádově méně dat, při dosažení podobného výkonu. Stinnou stránkou je případná menší robustnost modelu. Čistě logicky tento model bude fungovat pouze s konkrétním řečníkem a ještě jen v situacích, které odpovídají trénovacím datům. U řečníků s EL může navíc hrát velký vliv samotný EL. Již při nahrávání se ukázalo, že jeho pozice může nepříznivě ovlivnit kvalitu řeči. Tento problém by však neměl významně ovlivňovat kvalitu modelu, protože tento fenomén je obsažen v datech. Co se však ukázalo jako potencionálně problematické, je stabilita parametrů produkované řeči v dlouhodobém časovém úseku. Více o tomto problému pak v části **TBD**. K zodpovězení nejdůležitější otázky, jestli takový model vůbec fungovat, stačí získaná data z první etapy nahrávání a ta obsahují řeč s relativně konzistentními parametry.

V rámci ověřování funkčnosti infividuálního modelu je vhodné zkusit různé varianty, aby se určili optimální parametry modelu. Hlavními uvažovanými hyperparametry je vzorkovací frekvence audio nahrávek a počet HMM stavů. Originální pořízené nahrávky mají vzorkovací frekvenci rovnu $44,1kHz$, pro úlohu rozpoznávání je to zbytečně moc, protože nejvíce informace je obsažena ve frekvenčním pásmu do $4kHz$, vyšší frekvence a priory ovlivňují zabarvení hlasu apod. [19] Otázkou je jestli stačí vzorkovací frekvence rovna $8kHz$ nebo lépe $16kHz$, kde je přeci jen více informací. Počet stavů modelu pak ovliňuje množství modelovaných trifónů. Čím více stavů, tím více je modelovaných trifónů. Stinnou stránkou pak je fakt, že čím více stavů, tím více je potřeba trénovacích dat. Množina uvažovaných možností obsahuje 1024, 2048

a 4096 stavů. Jen pro vysvětlení je dobré zmínit, že HMM stav představuje model jedné uvažované akustické jednotky (nebo skupiny jednotek s podobnými parametry). Počet stavů nám tedy říká, kolik takových jednotek model dokáže rozlišit. Čím více stavů, tím více jednotek (menších skupin) je modelováno. Teoreticky tak model s více stavy je lepší. Nicméně k natrénování jednotky je potřeba určité množství dat a tím pádem je pro model s vyšším počtem stavů logicky potřeba větší množství trénovacích dat. Samozřejmě fonetická sada neobsahuje 4096 fonémů, neobsahuje ani 1024 fonémů¹¹. U těchto modelů se pak používá nějaký druh *n-gramové* reprezentace fonémů, nejčastěji pak trifóny.

Celkově je tak natrénováno 6 modelů. K natrénování akustických modelů je použit HTK-Toolkitu v3.4., který je určen k vytváření HMM modelů za pomocí k-means, Viterbiho a Baum-Welsch algoritmu.

Funkce ASR systému lze popsat rovnící

$$\operatorname{argmax}_W p(W|O) = \operatorname{argmax}_W p(O|W) p(W), \quad (4.2)$$

kde O reprezentuje sekvenci akustických příznaků a W výstupní sekvenci znaků¹². $P(O|W)$ je pravděpodobnost generování korektní pozorované sekvence, tedy korektní k akustickému modelu ASR systému. Pravděpodobnost $P(W)$ je a priorní pravděpodobnost konkrétní sekvence znaků W , jinými slovy jazykový model. K získání výsledků je tedy potřeba mít i tento model. Ten však není nijak ovlivněn řečníkem (pouze doménou použití systému) a není jej třeba upravovat pro potřeby řečníka s EL. Cílem experimentu je ověření funkčnosti ASR a nalezení optimálních parametrů akustického modelu. Z tohoto důvodu je potřeba co nejvíce eliminovat vliv jazykového modelu na celkovém výkonu ASR systému. Jak bylo zmíněno, funkcí $p(W)$ je určení nejpravděpodobnější sekvence znaků. Pravděpodobnostní rozložení je získáno z

¹¹Ve skutečnosti obsahuje 42 českých fonémů.

¹²Znakem tu může být myšleno písmeno, případně slovo.

velkého množství trénovacích textů. Toto natrénované rozložení by však velmi ovlivnilo výsledky experimentů, a proto je použít zerogramový monofónový model. Ten se vyznačuje tím, že všechny prvky slovníku mají stejnou pravděpodobnost rovnu $P(w_n) = \frac{1}{N}$, kde N je počet položek ve slovníku. Monofónový model je navíc zvolen z toho důbodu, že fonetická sada je známa a obsahuje malý počet jednotek. Z pohledu jazykového modelu má libovolný výstup z akustického modelu stejnou pravděpodobnost výskytu a tím pádem se jazykový model nijak nepřispívá k celkové kvalitě ASR systému.

Tab. 4.2 znázorňuje dosažené výsledky. Hlavním poznatkem je fakt, že individuální ASR systém může fungovat. Pokud dosažené výsledky porovnáme s výsledky v **TBD**, tak je vidět rapidní nárůst výkonu, $XX.XX$ obecného modelu oproti 78,63 % u nejhoršího individuálního modelu. Ze získaných dat je pak jasně patrné, že použití vzorkovací frekvence rovné $16\ kHz$ s sebou nese významné zlepšení přesnosti o 1,41 % absolutně, tedy téměř 7 % relativně. V dodatečných experimentech se pak ukázalo, že použití vyšší frekvence již přinese žádné nebo zanedbatelné zlepšení.

Počet stavů již pak nehraje, tak zásadní roli na kvalitu akustického modelu jako vzorkovací frekvence. Z testované množiny maximálního počtu stavů dosáhl nejlepšího výsledku model, který měl maximálně 4096 stavů, nicméně oproti modelu s 1024 stavů je nárůst přesnosti pouze 0,4 % absolutně v případě $16\ kHz$ modelů, což není tak významné. Logicky se nabízí otázka, proč nezkusit ještě více stavů? Odpověď na tuto otázku se skrývá ve skutečném počtu stavů modelu s maximálním počtem 4096 stavů. Slovíčko „maximálním“ je zde podstatné. Algoritmus trénování akustického modelu se snaží rozdistribuovat všechny možné akustické jednotky (v tomto případě trifóny) do maximálního počtu stavů. Pokud je méně stavů než jednotek, tak dochází k určité formě shlukování (často může posloužit *k-means* algoritmus). Pokud je dostatek dat k natrénování konkrétního shluku, je tento shluk použit, pokud není dostatečné množství dat, je tento shluk spojen s jiným, který je svými parametry nejblíže. Tím

pádem se mohou stát dvě věci. Je k dispozici dostatek dat k natrénování maximálního počtu stavů a nebo není dostatek dat k natrénování maximálního počtu stavů. U modelu s maximálním počtem 4096 stavů je skutečný počet stavů přibližně 3200, i kdyby se natrénoval model s 8192, tak by se tato hodnota nezměnila. Pro doplnění, monofónový akustický model dosáhl přesnosti 54,49 % pro 8 kHz a 62,30 % pro 16 kHz.

Model	Accuracy	
	8 kHz [%]	16 kHz [%]
HMM 1024	78,63	80,80
HMM 2048	79,55	81,09
HMM 4096	79,79	81,20

Tabulka 4.2: Vliv frekvence na kvalitu modelu.

Jelikož tento experiment byl realizován na přelomu let 2013 a 2014, kdy ještě *ASR* modelům dominovaly *GMM-HMM* modely, byl později zopakován s *DNN-HMM* modely, které dosahují ještě vyšších přesností. Více o *DNN-GMM* v části 4.2.2. Výsledky těchto modelů jsou v tab. 4.3, z nich je vidět, že i v této oblasti neuronové sítě jasně dominují.

Model	Accuracy	
	8 kHz [%]	16 kHz [%]
HMM 1024	77,54	83,98
HMM 2048	79,79	84,59
HMM 4096	80,42	85,23

Tabulka 4.3: Vliv frekvence na kvalitu modelu využívajícího DNN.

4.1.4 Redukce fonetické sady

Při používání EL je přístroj v průběhu promluvy permanentně zapnutý a to i v případě neznělých fonémů. Jejich rozdílný průběh je patrný na obr. 4.4. Nabízí se tak předpoklad, že všechny neznělé fonémy mají podobu znělých fonémů a tím pádem je možné redukovat fonetickou sadu. Teoreticky, pokud jsou všechny neznělé fonémy produkovány jako znělé, a je redukována fonetická sada, tak je snížena perplexita modelu a ten by měl být schopen pracovat s vyšší přesností.

K ověření tohoto předpokladu je potřeba experimentálního ověření. Myšlenka experimentu je jednoduchá. Je potřeba natrénovat několik modelů lišících se pouze tím, jaký fonetický pár (viz tab. 4.4) byl použit pro redukci fonetické sady. V rámci experimentu jsou uvažovány tyto případy:

- *Baseline* - standardní model s plnou fonetickou sadou.
- $/f/ \rightarrow /v/$ - foném $/f/$ je nahrazen fonémem $/v/$.
- $/k/ \rightarrow /g/$ - foném $/k/$ je nahrazen fonémem $/g/$.
- $/s/ + /š/ \rightarrow /z/ + /ž/$ - foném $/s/$ ($/š/$) je nahrazen fonémem $/z/$ ($/ž/$).
- $/t/ + /ť/ \rightarrow /d/ + /đ/$ - foném $/t/$ ($/ť/$) je nahrazen fonémem $/d/$ ($/đ/$).
- *Náhrada všech* - všechny neznělé fonémy jsou nahrazeny znělým ekvivalentem.

Pro porovnání jsou stejné modely vytvořeny i pro zdravého řečníka. U něj by, při libovolné redukci fonetické sady, mělo dojít ke zhoršení oproti *baseline* modelu.

K natrénování akustických modelů byly použity korpusy čítající 5000 vět¹³, což představuje více než 10 hodin řeči pro každého řečníka. Akustická data byla parametrizována pomocí MFCC s 26 filtry a 12 kepstrálními koeficienty a energií. Dále

¹³Pro oba řečníky jsou použity stejné věty pocházející z databáze popsané v [18].

Neznělé fonémy	Znělé fonémy
/f/	/v/
/k/	/g/
/s/	/z/
/š/	/ž/
/t/	/d/
/ť/	/ď/

Tabulka 4.4: Korespondující páry fonémů.

vektor parametrů obsahuje delta a delta-delta příznaky. To dohromady dává vektor 39 příznaků pro každých 10 ms náhrávky [20].

V rámci experimentu byly otestovány dva přístupy vzájemně se lišící řečovou jednotkou. V prvním případě se jednalo o monofónový akustický model a v druhém trifónový. U obou přístupů je řečová jednotka reprezentována třístavovým HMM modelem se spojitou výstupní pravděpodobnostní funkcí pro každý stav. Jelikož je pro češtinu množství trifónů opravdu velké, jsou využity fonetické rozhodovací stromy pro určení trifónů a koresponujících stavů. Jednoduše řečeno jsou vytvořeny shluky trifónů, protože většinou není k dispozici dostatek dat pro natrénování všech variant trifónů. Pro určení optimálních parametrů modelu pro EL byly použity znalosti z části 4.1.3. Pro zdravého řečníka je pro každou část experimentu vytvořeno několik modelů lišící se počtem stavů a gaussovských směsí. Všechny akustické modely jsou natrénovány pomocí HTK-Toolkitu v3.4. Celkem bylo vytvořeno 24 akustických modelů, 12 pro EL řečníka (6 monofónových a 6 trifónových) a 12 pro zdravého řečníka.

Pro otestování modelů byla vytvořena testovací sada čítající 500 vět náhodně vybraných z původních korpusů (pro oba řečníky stejná). Testovací sada tak představuje přibližně 1 hodinu řeči pro každého řečníka. Pro fungování ASR systému je potřeba, kromě akustického, i jazykový model. Ten určuje pravděpodobnost písmene/slova na

základě předchozích pozorování. V rámci tohoto experimentu jsou uvažovány dva jazykové modely

1. *zero gramový jazykový model* - v tomto případě mají všechna slova v modelu stejnou pravděpodobnost $P_r(w_n|w_1, \dots, w_{n-1}) = \frac{1}{N}$, kde N je počet slov ve slovníku. V tomto případě $N = 2885$, jinými slovy perplexita modelu je 2885. Testovací slovník je vytvořen z testovací sady, model tedy naobsahuje OOV¹⁴.
2. *trigramový jazykový model* - u tohoto modelu odpovídá pravděpodobnost následujícího slova $P_r(w_n|w_1, \dots, w_{n-1}) = p(w_n|w_{n-2}, w_{n-1})$. K získání $p(w_n|w_{n-2}, w_{n-1})$ posloužil SRILM Toolkit s Kneser-Ney vyhlazováním¹⁵ [21], které se podle [22] ukázalo jako optimální pro tyto typy modelů. Jako trénovací data byly použity texty z novinových článků, webových stránek a přepisů televizních pořadů. Celkem model obsahuje 360K nejvíce frekventovaných slov. OOV bylo 3,8% a perplexita 3380.

V kombinaci s vytvořenými akustickými modely to představuje 4 dílčí experimenty. Jen pro doplnění je nutné poznamenat, že přesnost modelů je vyhodnocována na slovech.

Tab. 4.5 a 4.6 zobrazují výsledky¹⁶ pro monofónový akustický model a zero gramový jazykový model, resp. trigramový jazykový model. V obou případech je vidět očekávané chování přesnosti modelu u zdravého řečníka. Ke konečné podobě fonetické sady se dospělo po dlouholetém výzkumu a počet fonémů je tak optimální. Redukcí fonetické sady je omezena komplexita modelu a tím pádem dochází ke zhoršení přesnosti. Překvapující může být horší výsledky u zdravého řečníka v tab. 4.6.

¹⁴Out-of-vocabulary (OOV) - slova, která nejsou obsažena ve slovníku jazykového modelu.

¹⁵Vyhazování slouží k vyřešení problému s OOV, kdy trénovací data neobsahovala OOV, a proto není k dispozici $p(w_n|w_{n-2}, w_{n-1})$.

¹⁶V tomto případě jsou výsledky udávány ve formě přesnosti, protože se zde využívá HTK oproti Kaldi v ostatních experimentech.

Toto chování může být vysvětleno vyšší perplexitou trigramového jazykového modelu v kombinaci s relativně jednoduchým monofónovým akustickým modelem.

U EL řečníka je vidět dílčí zlepšení u 2 modelů (tab. 4.5), resp. 1 modelu v případě trigramového modelu (tab. 4.6). Ve většině případech však redukce fonetické sady vedla ke zhoršení přesnosti. U EL řečníka došlo ke zlepšení při použití trigramového jazykového modelu, to nasvědčuje tomu, že monofónový akustický model není úplně ideální pro odhad sekvence fonémů.

Model	Zdravý [%]	EL [%]
Baseline	91,35	83,05
/f/ → /v/	89,96	83,05
/k/ → /g/	90,68	83,10
/s/+/š/ → /z/+/ž/	88,77	83,71
/t/+/ť/ → /d/+/ď/	90,05	82,47
Náhrada všech	86,58	82,78

Tabulka 4.5: Vliv redukce fonetické sady na přesnost ASR systému s monofóním akustickým a zerogramovým jazykovým modelem pro zdravého a EL řečníka.

Model	Zdravý [%]	EL [%]
Baseline	87,47	84,92
/f/ → /v/	87,42	84,51
/k/ → /g/	86,36	85,50
/s/+/š/ → /z/+/ž/	84,81	84,75
/t/+/ť/ → /d/+/ď/	86,38	84,38
Náhrada všech	83,77	84,34

Tabulka 4.6: Vliv redukce fonetické sady na přesnost ASR systému s monofóním akustickým a trigramovým jazykovým modelem obsahujícím 360k slov pro zdravého a EL řečníka.

V tab. 4.7 a 4.8 jsou pak vypsány výsledky pro trifónový akustický model se zerogramovým resp. trigramovým jazykovým modelem. Stejně jako u předchozích dvou

experimentů, tak i zde je vidět, že redukce fonetické sady vede u zdravého řečníka vždy ke zhoršní přesnosti modelu. Také je tu možné vydedukovat, že trifónový akustický model dosahuje výrazně lepších výsledků než monofónní model. Zhoršení u EL řečníka v tab. 4.7 je s největší pravděpodobností způsobeno fonetickými stromy, protože není dostatek dat pro všechny možné varianty trifónů. Tím pádem model pro určité trifóny vrací špatné sekvence znaků. Zerogramového jazykový model to pak nedokáže zachránit, protože všechny slova mají stejnou pravděpodobnost $P_r(w_n|w_1, \dots, w_{n-1}) = \frac{1}{2885}$. Tím pádem může dojít k rozpoznávání špatného slova a nižší celkové přesnosti. Tuto domněnkou potvrzuje rapidní zlepšení v případě trigramového jazykového modelu (tab. 4.8), kde již jazykový model významně přispívá k přesnosti modelu.

U obou experimentů s trifónovým jazykovým modelem došlo ke zlepšení u dvou modelů (tab. 4.7 a 4.8), ale stejně jako v případě monofónového modelu vedla ve většině případů redukce fonetické sady ke zhoršení.

Model	Zdravý [%]	EL [%]
Baseline	92,66	82,60
/f/ → /v/	92,41	82,23
/k/ → /g/	92,57	83,30
/s/+/š/ → /z/+/ž/	92,28	83,28
/t/+/ť/ → /d/+/ď/	92,28	82,13
Náhrada všech	91,03	82,18

Tabulka 4.7: Vliv redukce fonetické sady na přesnost ASR systému s trifónovým akustickým a zerogramovým jazykovým modelem pro zdravého a EL řečníka.

Ze získaných výsledků je možné usoudit, že redukce fonetické sady může vést ke zlepšení přesnosti. Nicméně předpoklad, že všechny neznělé fonémy jsou shodné se svými znělými ekvivalenty se nepotvrdila. Zároveň není možné úplně říci, že je možné, např. dvojici /s/ a /š/, za každých okolností převést na znělou variantu a dosáhnout tím lepších výsledků. Při hlubší analýze výsledků se ukázalo, že velmi

Model	Zdravý [%]	EL [%]
Baseline	95,80	87,65
/f/ → /v/	95,46	87,51
/k/ → /g/	95,55	88,38
/s/+/š/ → /z/+/ž/	95,07	88,31
/t/+/ť/ → /d/+/ď/	95,39	87,60
Náhrada všech	94,53	86,97

Tabulka 4.8: Vliv redukce fonetické sady na přesnost ASR systému s trifónovým akustickým a trigramovým jazykovým modelem s 360k slov pro zdravého a EL řečníka.

záleží na kontextu daného fónemu, protože jeho podobu velmi ovlivňují fonémy v bezprostředním okolí. Řeč představuje spojitou formu signálu a při vyslovování různých slov obsahujícím stejný foném s odlišným okolím dochází i třeba k odchylkám v artikulaci, např. *hrad* vs. *hod*. Toto pozorování ověřil i dodatečný experiment, ve kterém se u náhrady /s/ za /z/ vynechal trifón *b-s+t*, který je nápríklad ve slově *obstát*. Díky vynechání tohoto trifónu byla výsledná nejlepší přesnost u trifónového akustického modelu 83,39 % v případě zerogramového jazykového modelu a 88,37 % v případě trigramového modelu. Přestože se jedná o marginální zlepšení, tak ho bylo docíleno jedním trifónem. Nicméně určení toho jaké trifóny vynechat z nahrazování není triviální úloha.

Zajímavý je také rozdíl mezi přesností modelu pro zdravého a EL řečníka. Přestože se v obou případech jedná o individuální modely šité „na míru“ řečníkovi, tak průměrný rozdíl je 6,24 % absolutně a 40,38 % relativně. To značí, že je potřeba se zabývat myšlenkou jak upravit akustický model, aby dosahoval lepších výsledků a v ideálním případě dosahoval podobných výkonů jako modely pro zdravé řečníky.

Naopak očekávaným výsledkem bylo zhoršená přesnosti pro zdravého řečníka ve všech případech redukce fonetické sady. Dále se potvrdilo, že komplexnější trifónový model dosahuje ve většině případů lepších výsledků. To je nepochybně způsobeno tím,

že každý foném máme modelován pomocí více HMM stavů, protože se bere v potaz i jeho okolí, kdežto pro monofónový model nikoli.

4.2 Porovnání člověk vs. stroj

Z experimentů provedených v části 4.1 vyplynula potřeba rozšířit korpus řečových dat. V části 4.1.4 se ukázalo, že v určitých případech jsou neznělé fonémy produkovaný jako znělé. Pro lepší porozumění tohoto jevu je nezbytné, aby řecový korpus obsahoval co možná nejvíce promluv obsahující slova s odlišným významem, ale lišící se pouze ve znělosti jednoho fonému.

Tato část se zaměřuje na získání takovýchto slov a experimentů s nimi. Hlavním experimentem je porovnání schopností člověka a stroje tato slova od sebe odlišit. Na základě poznatků z tohoto experimentu jsou navrženy úpravy, které mají sloužit k zlepšení systémů rozpoznávání řeči.

4.2.1 Rozšíření řečového korpusu

Před samotným nahráváním bylo nezbytné vybrat co možná nejvíce dvojic slov, které se liší významem a ve znělosti právě jednoho fonému. Příkladem může být dvojice slov *kosa + koza* nebo *přibít + přibít*. Algoritmus výběru slov je následující:

1. načtení dat (slovník, párové fonémy)
2. shluknutí všech slov vedoucích ke stejné transkripcii
3. zkombinování všech transkripcí do dvojic
4. nalezení dvojic transkripcí, které se liší právě ve znělosti jednoho fonému¹⁷
5. výběr dvojic slov na základě vybraných transkripcí

¹⁷Konkrétně algoritmus vzájemně porovná obě slova a najde rozdílné fonémy. Pokud tyto rozdíly odpovídají některé z dvojic párových fonémů, tak je dvojice přijata.

Vstupem je tedy slovník obsahující slova a jejich fonetický přepis, dále pak dvojice fonémů (znělý + neznělý). Jako slovník posloužil seznam slov s fonetickými přepisy pocházející z jazykového modelu obsahující 1,2 milionu slov. Pomocí výše zmíněného algoritmu se podařilo nalézt 160 párů slov lišících se znělostí právě jednoho fonému, celkem tedy 320 slov. Ke každému nalezenému slovu byla následně vybrána minimálně jedna věta obsahující toto slovo (ale nikoli druhé slovo z dvojice), těchto vět je pak 418. Příklad vybraných vět je níže

Zkoušel jsem to několikrát, ale pokaždě padla kosa na kámen.

Do basy nemusí, vlk žere, koza žije.

Vybraná slova a věty jsou základem pro druhou etapu nahrávání, které se uskutečnilo během dvou sezení v červenci roku 2016. Jedná se tedy o relativně velký časový odstup od 1. etapy. Nahrávání se zhostil stejný řečník jako v případě té první (viz část 4.1.1). Samotné nahrávání bylo rozděleno do dvou samostatných sezení, mající mezi sebou týdenní rozestup. Oproti první etapě probíhalo nahrávání v odhlučněné nahrávací komoře za pomocí profesionálního nahrávacího zařízení. Mikrofon byl od úst řečníka vzdálen přibližně 15 cm, protože byl použit studiový mikrofon, který kvůli své velikosti už z podstaty není možné přiložit přímo na tvář jako v případě první série nahrávání. K nahrávání byl použit speciální software, který kontroloval zda každá nahrávka splňuje určité parametry. Každá nahrávka musí mít na svém začátku a konci minimálně 0,5 s ticha a zároveň celá nahrávka nesmí být příliš tichá a zároveň přebuzená (kontrolováno pomocí energie). Pokud nahrávka nesplňovala definované parametry, tak byla zamítnuta a řečník musel promluvu zopakovat.

V části 4.1.1 je zmíněno, že je nezbytné provést anotaci nahrávek, aby mohl být korpus kompletní. Samotná anotace je navíc relativně zdlouhavý proces, a proto je dobré pořídit přesné promluvy vybraných slov a vět. K tomu slouží další z funkcí nahrávacího softwaru, který řečníkovi vždy ukáže text, který je potřeba vyslovit. Společně s audio záznamem je pak uložen i tento text. K dispozici je tedy nahrávka

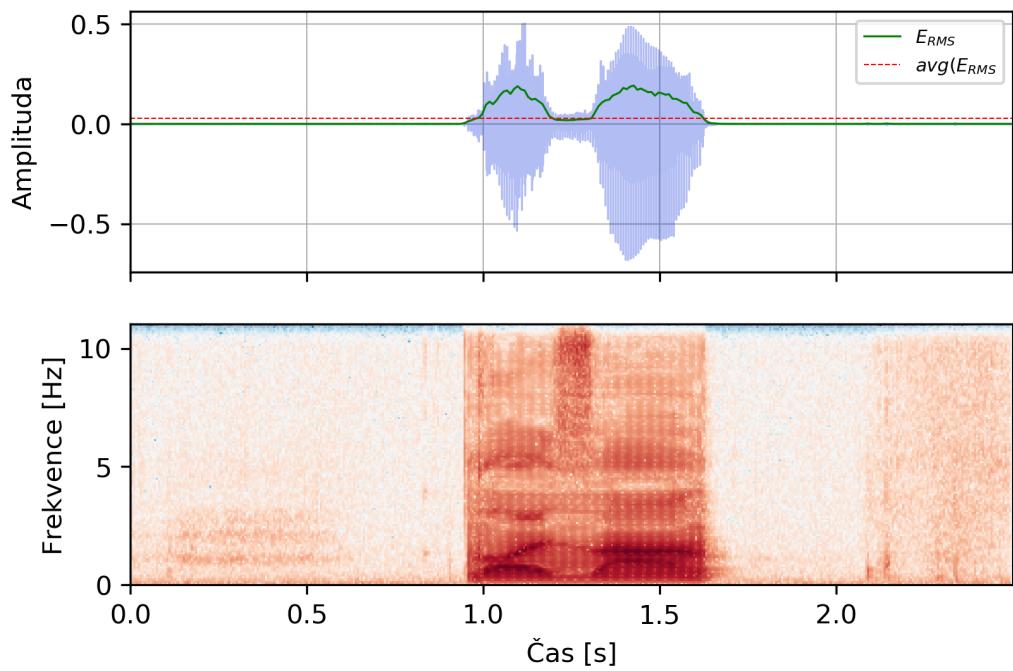
a její „přepis“. Nicméně samotný řečník často může udělat chybu aniž by si toho všiml (např. záměna podobných slov apod.) a software nijak nekontroluje co bylo ve skutečnosti vysloveno. Z tohoto důvodu je nahrávání přítomen operátor, který poslouchá co bylo řečeno a v případě potřeby zamítné nahrávku. Řečník následně musí promluvu opakovat dokud nahrávka neodpovídá požadovaným parametry a zároveň je její obsah správný.

Na obr. 4.8 a 4.9 jsou ukázky audio záznamu slova „kosa“ a věty „Zkoušel jsem to několikrát, ale pokaždé padla kosa na kámen.“. Pokud se nahrávky porovnají s daty získanými v první etapě (obr. 4.1), tak hlavním rozdílem je vyšší kvalita nahrávek, zejména vyšší amplituda. Ze zobrazených spektrogramů je zřejmé, že šum je přítomen v podobném spektru a intenzitě jako u předchozích nahrávek. Rozdíl je zejména v nižších frekvencích řeči, které jsou na spektrogramu výraznější. Přestože se jedná o stejněho řečníka, tak zaznamenaná řeč nemá úplně identické parametry. Hlavním důvodem bude nepochybně změna nahrávací aparatury a procesu nahrávání. Nezanedbatelný vliv bude mít i relativní nestálost prametrů EL řeči, zvlášť v delším časovém období. Kvalita a parametry EL řeči jsou totiž velmi závislé na typu a pozici elektrolarynxu, ten se v době mezi nahráváním změnil.

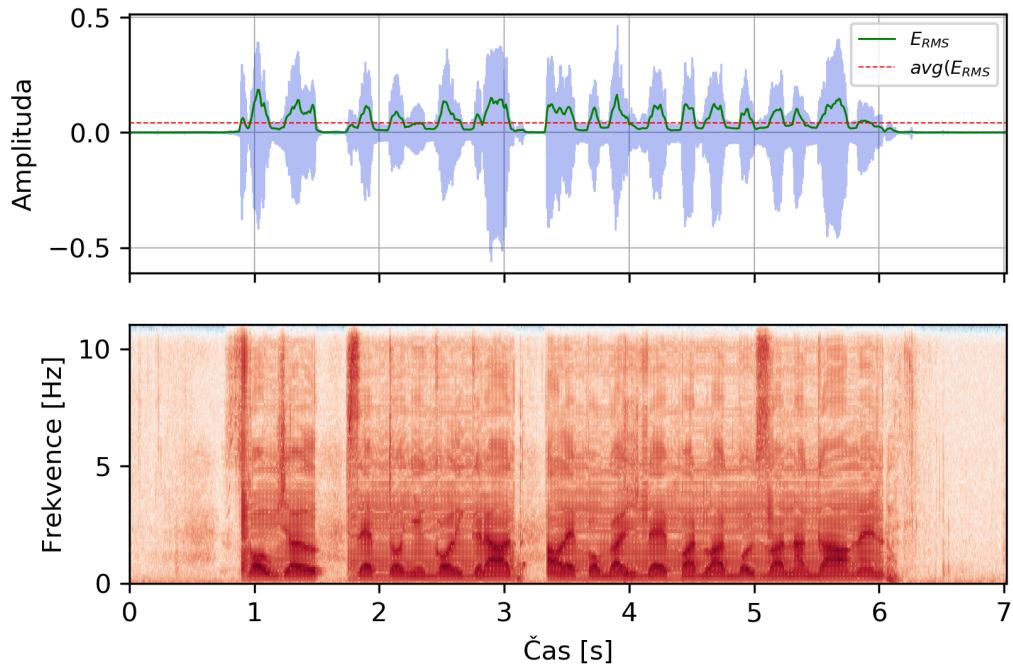
Tab. 4.9 přibližuje souhrnné parametry nahrávek pořízených v 2. etapě nahrávání. Celkem se pořídilo přibližně 2 hodiny řeči (každá nahrávka obsahuje 0,5 s ticha na začátku a konci). Z toho přibližně jen 10 % představují slova. Společně s novými daty tak korpus obsahuje téměř 14 hodin audio záznamů.

Nahrávání	Délka /HH:MM:SS/	Počet slov	Počet vět	Počet souborů
2016.07 - 2016.07	2:13:56	320	420	740

Tabulka 4.9: Informace o korpusu nahrávek z 2. etapy nahraevání.



Obrázek 4.8: Průběh a spektrogram slova „kosa“ s společně s vyznačenou energií EL promluvy.



Obrázek 4.9: Průběh a spektrogram promluvy obsahující slovo „kosa“ a vyznačenou energií EL promluvy.

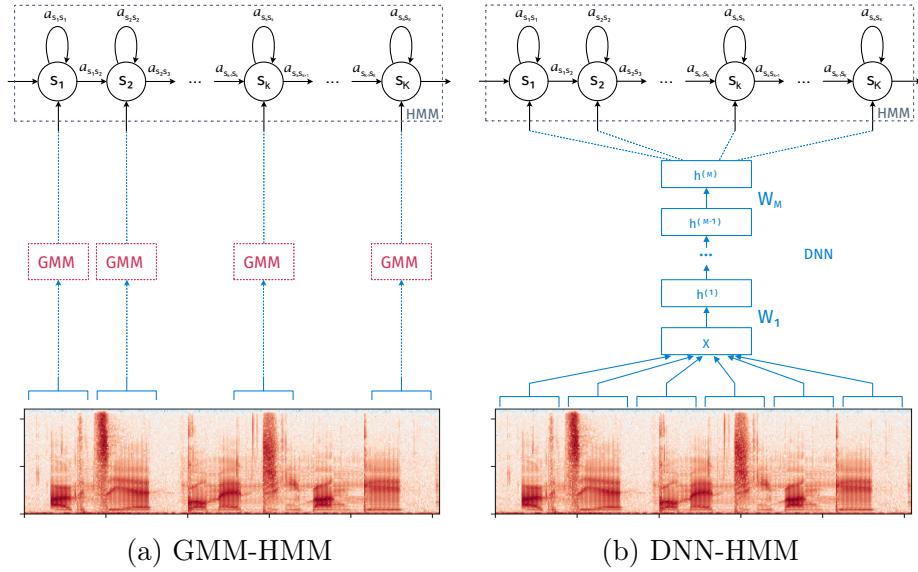
4.2.2 Vliv nových dat na kvalitě modelů

Mezi lety 2012 a 2016 zaznamenalo rozpoznávání řeči překotný vývoj používaných technologií. Do té doby byly state-of-the-art modely postaveny na kombinaci HMM a „gaussovských směsí“ GMM. U těchto modelů má každý HMM stav jinou směs, viz obr. 4.10a. Pravděpodobnost přechodu mezi stavy HMM pak určuje tyto směsi. Jejich parametry jsou získány na základě trénování. S příchodem open source frameworku Kaldi [23] a rozmachem GPU výpočtů se začaly objevovat modely využívající hluboké neuronové sítě (DNN).

Rozpoznávání řeči je možné si představit jako převod jedné sekvence (akustických parametrů) do jiné sekvence (znaků). Pro tento typ úloh se a priory hodí rekurentní neuronové sítě (RNN), ale jejich slabinou je enormní výpočetní náročnost i mimo trénovací fázi a také potřeba enormního množství dat pokud má být vytvořen end-to-end¹⁸ systém [24]. Vytvoření čistě RNN end-to-end ASR systému je nesmírně nákladné (data, HW, atd.), tak se v současné době převážně využívá kombinace HMM modelu, který je také zástupcem rodiny sequence-to-sequence modelů, a DNN. Hlavním rozdílem oproti modelům s GMM je v tom, že pro všechny stavy HMM se trénuje pouze jedna neuronová síť, pomocí které jsou určovány přechody mezi stavy, viz obr. 4.10b. Navíc tím, že tato neuronová síť určuje „pouze“ přechody mezi jednotlivými stavy HMM, tak může být tato síť řádově menší a jednodušší, než kdyby se jednalo o end-to-end neuronovou síť.

S novými daty je možné natrénovat modely a ověřit, zda je s nimi systém schopen pracovat. Oproti 4.1.3 je použit framework Kaldi, který se stal standardem pro vytváření akustických modelů. Samotný framework se skládá z velkého množství utilit, která každá plní určitý „jednoduchý“ úkol v procesu vytváření modelu. Kompletní proces vytváření modelu se tak sestává v postupném spouštění těchto utilit v přesně

¹⁸End-to-end systémem je ve většině případů myšlen systém, do kterého vstupuje audio (audio příznaky) a vystupuje z něj sekvence znaků.



Obrázek 4.10: Znázornění odlišného principu *GMM-HMM* a *DNN-HMM*.

definovaném pořadí. Autoři frameworku připravili nepřeberné množství skriptů, které slouží k vytvoření různých modelů. Všechny modely pro EL řeč vycházejí ze skriptů pro natrénování modelů z Wall Street Journal (WSJ) korpusu, který nejčastěji jako jakýsi benchmark ASR systémů. Skripty jsou jen drobně upraveny, aby výsledný model odpovídal EL doméně a bylo jej vůbec možné vytvořit.

Přestože DNN nahradily GMM v HMM, tak k jejich natrénování je nezbytné nejprve natrénovat *GMM-HMM* model, který slouží k prvotnímu zarovnání (určení hranic jednotlivých fonémů v rámci audio náhrávky). Toto zarovnání slouží jako startovní bod pro neuronovou síť. Tím, že je trénována pouze jedna síť, tak je k dispozici řádově více dat¹⁹ k jejímu natrénování, na druhou stranu má tato síť mnohem více parametrů než všechny GMM směsi dohromady a tak je potřeba dbát na velikost sítě. Nicméně pro standardní WSJ DNN (6 vrstev, každá s 1024, 2048 nebo 4096 neuronů) je dat dostatek.

Přestože vývoj výpočetních GPU postupuje závratnou rychlosí, tak natrénovaní standardního *DNN-HMM* modelu trvá o poznání déle než *GMM-HMM*. Pro ověření

¹⁹V případě *GMM-HMM* má každý stav své GMM a tím pádem, čím více stavů, tím méně trénovacích dat pro každou směs.

zda je možné vytvořit model ze všech dat, která jsou k dispozici poslouží i *GMM-HMM* model, protože ten slouží jako startovní bod pro *DNN-HMM*. Pokud tyto modely neposkytnou DNN, alespoň trochu „dobre“ počáteční podmínky, tak sofistikovanější DNN nemusí pomoci.

Pro potřeby ověřovacího experimentu posloužily jako základ Kaldi WSJ skripty. Jako první je vytvořen monofónový akustický model používající Perceptual Linear Prediction (PLP) s 12 kepstrálními, delta a delta-delta koeficienty. Tento monofónový model je speciální případ kontextově závislých modelů, bez levého a pravého (fonémového) kontextu. Následně jsou natrénovány trifónové modely. Stejně jako v experimentech provedených v části 4.1.3, tak i zde jsou použity rozhodovací stromy, protože počet všech variant trifónů je příliš velký.

V části 4.1.3 byl korpus rozdelen na trénovací a testovací sadu. Po rozšíření korpusu bylo rozdelení dat z 1. etapy ponecháno a nová data rozdělena mezi trénovací a testovací sadu. Všechny nahrané věty v 2. etapě jsou použity v trénovací a všechna slova naopak v testovací sadě. Toto rozdelení je logické, protože důvodem rozšíření korpusu byla snaha ověřit funkčnost ASR systémů na slovech, která mají odlišný význam, ale liší se pouze znělostí jednoho fonému. Jelikož z výsledku v části 4.1.4 vyplývá, že určité spektrum trifónů je možné reprezentovat pouze pomocí znělých variant, tak při použití nahraných slov bude teoreticky možné lépe prozkoumat tuto otázku.

Po otestování výše popsaného modelu byl opět použit monofónový zerogramový jazykový model tak, aby co nejméně ovlivňoval dosažené výsledky. Na kompletní testovací sadě bylo dosaženo přesnosti 54,96 % a v případě, že testovací sada obsahovala pouze nově nahraná slova, tak dokonce jen 42,97 %. Což je významné zhoršení oproti výsledkům dosažených v 4.1.3, kde bylo dosaženo více něž 80 % přesnosti.

Pro ověření, že není chyba v procesu trénování (přeci jen se změnil framework) poslouží křížový test, kdy pomocí stejného procesu jsou natrénovány modely z původ-

ních (1. etapa) a nových (2. etapa) dat a křížově otestovány na kompletní, původní a jen nové části testovací sady. Výsledky tohoto testu jsou v tab. 4.10. Z tabulky je jasné patrné, že pokud je model natrénován a otestován pomocí dat ze stejné etapy, tak je dosaženo podobných výsledků jako v 4.1.3. Trénovací proces je tedy „správný“.

Model	Accuracy	
	1. etapa [%]	2. etapa [%]
1. etapa	76,64	19,24
2. etapa	15,63	82,97

Tabulka 4.10: Křížový test modelů natrénovaných a otestovaných na datech z 1. a 2. etapy.

Z dosažených výsledků tedy vyplývá, že nová data jsou příliš odlišná od původních dat a v parametrickém prostoru příliš vzdálena těm původním. Zároveň je těchto dat relativně malé množství, aby se mohly modely plně adaptovat. Na rozdíl v datech se můžeme koukat jako na změnu kanálu, která je příčinou těchto změn, protože řečník je stejný. V předchozím textu bylo zmíněno, že v rámci 2. etapy došlo ke změně nahrávací procedury a také elektrolarynxu. Tím byl pozměněn kanál a logicky výsledná zaznamenaná řeč má jiné parametry než ta v 1. etapě. Mezi další prvky, které mohou způsobit změnu kanálu může být prostředí, tedy jestli je řeč produkována uvnitř nějaké místonosti, či venku, jestli je na pozadí přítomen šum atd. K tomu, aby bylo možné použít všechna dostupná data, je potřeba eliminovat tento vliv kanálu. K jeho eliminaci je možné využít CMN, což je zkratka anglických slov Cepstral Mean Normalisation. Principem této metody je odstranení vlivu kanálu na základě střední hodnoty kepstrálních koeficientů, viz dále.

Zaznamenaný signál je možné popsat jako

$$y[n] = x[n] \otimes h[n], \quad (4.3)$$

kde $x[n]$ představuje vstupní signál, tedy řeč, a $h[n]$ odezva kanálu na jednotkový impulz. Zaznamenaný signál je jejich lineární konvolucí. Ve frekvenční oblasti je pak rovnice 4.3 zapsaná následovně:

$$Y[f] = X[f] \cdot H[f] \quad (4.4)$$

V této oblasti se z konvuluce stalo násobení, což značně zjednoduší situaci. K odstranění vlivu kanálu je, ale ještě potřeba převést hodnoty do kepstrálná oblasti. To je realizováno pomocí logaritmu spektra

$$Y[q] = \log(Y[f]) = \log(X[f] \cdot H[f]) = X[q] + H[q], \quad (4.5)$$

kde q představuje kepstrální koeficient. V kepstrální oblasti je vliv kanálu aditivní složkou výsledného záznamu. Problémem však je, že konkrétní hodnota vlivu kanálu je neznáma, protože k dispozici je pouze výsledný ovlivněný signál. Předpokládejme však, že vliv kanálu je stacionární²⁰, tak poté je možné každý frame nahrávky i zapsat jako

$$Y_i[q] = H[q] + X_i[q], \quad (4.6)$$

kde $Y_i[q]$ představuje i frame kepstra q nahrávky a $X_i[q]$ představuje i frame kepstra q neovlivněné řeči. Z této rovnice je pak možné vypočítat střední hodnotu

$$\frac{1}{N} \sum_i Y_i[q] = H[q] + \frac{1}{N} \sum_i X_i[q]. \quad (4.7)$$

Vliv kanálu je pak možné eliminovat odečtením střední hodnoty kepstra q od aktuální hodnoty kepstra $Y_i[q]$

²⁰Jedná se sice o silný, ale logický předpoklad. Pokud se vztáhne k pořízenému řečovému korpusu, tak v rámci jedné etapy nahrávání, je proces nahrávání neměnný, tzn. je použita stejná aparatura a k nahrávání dochází vždy ve stejné místnosti.

$$\begin{aligned}
R_i [q] &= Y_i [q] - \frac{1}{N} \sum_j Y_j [q] \\
&= H [q] + X_i [q] - \left(H [q] + \frac{1}{N} \sum_j X_j [q] \right) \\
&= X_i [q] - \frac{1}{N} \sum_j X_j [q]
\end{aligned} \tag{4.8}$$

S pomocí rovnice 4.8 je možné odfiltrovat vliv kanálu a teoreticky tak získat hodnoty kepstrálních koeficientů odpovídající nezkreslené řeči. Otázkou je, přes jaký úsek počítat střední hodnotu. Je možné ji počítat přes posuvné okénko fixní délky, přes jednotlivé nahrávky, nebo dokonce přes všechny nahrávky konkrétní etapy. Pokud totiž bude úsek, přes který je počítána průměrná hodnota, krátký, tak se může stát, že vypočtená střední hodnota nebude odpovídat skutečné střední hodnotě umožňující eliminaci vlivu kanálu. V tomto případě, kdy nahrávky dělí velký časový úsek a i proces nahrávání byl změněn, je toto potřeba odexperimentovat.

Pro zjištění jaká možnost je optimální je použit stejná trénovací procesdura jako v předešlých experimentech s novými daty. Jediný rozdíl je v datech na kterých bylo aplikováno CMN. Celkem byly uvažovány dva experimenty, a to

- CMN počítáno pro každou nahrávku,
- CMN počítáno pro celou etapu,

algoritmus CMN implementovaný na datech byl implementován na katedře kybernetiky Fakulty aplikovaných věd.

V tab. 4.11 jsou výsledky experimentu s cmn počítaném přes jednotlivé nahrávky. Z dosažených výsledků je zřejmé, že pokud se CMN počítá přes jednotlivé nahrávky, tak je oproti výsledkům v tab. 4.10 dosaženo určitého zlepšení, zvláště pokud je model natrénován na datech z 1. etapy a otestován na datech z 2. etapy, ale výsledky nejsou

zdaleka tak dobré, jako v případě, že je model natrénován a otestován na datech ze stejné sady. Vliv tu také může hrát fakt, že zejména nahrávky izolovaných slov jsou relativně krátké a vypočtené střední hodnoty, tak nabývají odličných hodnot.

Model	Accuracy	
	1. etapa [%]	2. etapa [%]
1. etapa	76,63	46,50
2. etapa	27,43	82,72

Tabulka 4.11: Křížový test modelů natrénovaných a otestovaných na datech z 1. a 2. etapy s CMN přes jednotlivé soubory.

Dalším experimentem tedy je s daty, kde bylo CMN vypočteno ze všech nahrávek konkrétní etapy. V tab. 4.12 je vydět markantní zlepšení výsledků. Pokud byl model natrénován na datech z 1. etapy a test byl proveden na datech z libovolné etapy, tak dosažené výsledky jsou velmi podobné. Nejhoršího výsledku je dosaženo, pokud je model natrénován na datech z 2. etapy a otestován na těch z té 1. V tomto případě hraje velký vliv, že model je natrénován z relativně malého množství dat (pouhé 2 hodiny). Pokud je tedy CMN počítáno přes všechny nahrávky v etapě, tak je dosaženo významného zlepšení a vliv kanálu je v podstatě eliminován. Pro doplnění je dobré zmínit, že pokud je model natrénován ze všech trénovacích dat (1. a 2. etapa) a otestován pomocí kompletní testovací sady, tak je dosažená přesnost s monofónovým zero gramovým jazykovým modelem rovna 77,69 %, což je výsledek přibližující se hodnotám dosaženým v prvních experimentech v části 4.1.3.

Model	Accuracy	
	1. etapa [%]	2. etapa [%]
1. etapa	77,84	75,92
2. etapa	60,39	82,64

Tabulka 4.12: Křížový test modelů natrénovaných a otestovaných na datech z 1. a 2. etapy s CMN přes všechny nahrávky v etapě.

Z výsledků v tab. 4.11 je možné odvodit, že pokud se CMN počítá přes posuvné okénko fixní délky, tak dosažené výsledky nejsou zrovna dobré. Což se i experimentálně potvrdilo, když výsledná přesnost dosáhla hodnoty 56,51 %, pokud jsou použita všechna data. Nicméně framework Kaldi umožňuje aplikování CMVN, což je Cepstral mean and variance normalization. Oproti standardními CMN je uvažována i variance v kepstrální oblasti. Technicky je pravá část rovnice 4.8 ještě podělena vypočtenou variancí daného kepstrálního koeficientu q . Takže pokud je použito Kaldi CMVN, tak výsledná přesnost, na modelu trénovaném a testovaném na všech datech, dosáhla hodnoty 76,15 %. Tento výsledek je srovnatelný s modelem využívající CMN přes všechny nahrávky v dané etapě.

Po zjištění vhodného použití CMN pro odfiltrování vlivu kanálu je dalším krokem natrénování neuronové sítě. V předchozím textu bylo zmíněno, že neuronová síť jako počáteční podmínky používá zarovnání získané pomocí GMM. Počáteční zarovnání je získáno díky natrénovaným modelům s CMN přes všechny nahrávky. Trénovaná neuronová síť je typu fully connected feedforward síť s 6 vrstvami (5 skrytých vrstev). Postupně je natrénována síť s 1024, 2048 a 4096 neurony v každé vrstvě, výstupní vrstva je typu softmax s dimenzí rovnou počtu HMM stavů. Jazykový model je stejně jako u všech předchozích experimentů monofónový zerogramový. Tab. 4.13 ukazuje dosažené výsledky všech natrénovaných variant. Nejlepší přesnosti dosáhl model s 4096 neurony v každé vrstvě, ale rozdíl oproti ostatním variantám není velký. Oproti nejlepšímu GMM modelu DNN síť přidala dalších 6,97 % absolutně.

Počet neuronů	Accuracy [%]
1024	84,26
2048	84,51
4096	84,66

Tabulka 4.13: Dosažená přesnost neuronové sítě s monofónovým zerogramovým jazykovým modelem.

4.2.3 Poslechový test

4.2.4 Výsledky porovnání

- popsat důvody proč potřebujeme další nahrávky (slova, která se liší znělostí)
- popsat algoritmus výberu slov/vět k nahrávání
- napsat něco o tom, že mezi nahrávánimi byl velký časový rozestup a taky se změnila technika nahrávání
- problém taky s tím, že první sada nahrávek je mnohem větší (10h) než ta nová (cca 30 min) a modely tak nefungovali na nových datech v testovací sade
- použití neuronovek (Kaldi)
- popis a výsledky experimentu „člověk vs. stroj“

4.3 Protahování na příýnacích

- problém se znělostí (systém moc nefunguje pokud je promluva krátká)
- popsat důvody pro protažení
- popis a výsledky experimentů na uměle protažených datech na příznacích (není použitelné reálně)
- aktualizace experimentu „člověk vs. stroj“

4.4 Modely pracující s protaženými daty

- reálné (neceločíselné) protažení na audiu (použitelné reálně)
- algoritmus protažení

1. natrénovat model na původních nahrávkách
 2. získat co možná nejpřesnější zarovnání
 3. podle zarovnání protáhnout inkriminované fonemy
 4. natrénovat nový model
- vysvětlit proč je získání zarovnání kritické
 - přiblížit možnosti jak vytvořit model, který bere v potaz i délku
 1. změna topologie modelu
 2. aplikace rescoringu
 - výsledky model na „reálných“ protažených datech
 - aktualizace experimentu „člověk vs. stroj“

Kapitola 5

Trenažér

Idea o trenažéru, který by mluvčího naučil protahovat. Otázkou je jestli to nedat jen jako sekci do předchozí kapitoly, případně jako součást rozsáhlnejšího závěru.

Kapitola 6

Závěr

Seznam použité literatury

- [1] Slavíček, Aleš. *Operace hrtanu*. Praha: Nakladatelství TRITON, s.r.o., 2000, s. 53. ISBN: 80-7254-130-7.
- [2] Škvárová, Jana. „Úloha ošetřovatelské péče při zvládání psychických a sociálních obtíží u nemocných po tracheostomii po totální laryngektomii“. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2010.
- [3] Gussenbauer, Carl a Billroth, Theodor. *Über die erste durch Th. Billroth am Menschen ausgeführte Kehlkopf Extirpation und die Anwendung des künstlichen Kehlkopfes*. Sittenfeld, 1874.
- [4] Kramp, Burkhard a Dommerich, Steffen. „Tracheostomy cannulas and voice prosthesis.“ In: *GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery* 8 (led. 2009), Doc05. ISSN: 1865-1011. DOI: [10.3205/cto000057](https://doi.org/10.3205/cto000057).
- [5] Šebová-Šedenková, Irina. „Možnosti rehabilitácie hlasu po laryngektómii (Historický prehľad a súčasné trendy)“. In: *Choroby hlavy a krku (Head and Neck Diseases)* 1 (2006), s. 44–50. ISSN: 1210-0447.
- [6] Seeman, M. „Speech and voice without larynx“. In: *Cas Lek Cas* 41 (1922), s. 369–72.
- [7] Brown, Dale H. et al. „Postlaryngectomy Voice Rehabilitation: State of the Art at the Millennium“. In: *World Journal of Surgery* 27.7 (čvc 2003), s. 824–831. ISSN: 0364-2313. DOI: [10.1007/s00268-003-7107-4](https://doi.org/10.1007/s00268-003-7107-4).

- [8] Hradecká, Zuzana. „Fyziologie lidského hlasového ústrojí“. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2007, s. 1–105.
- [9] Kikuchi, Yoshinobu a Kasuya, Hideki. „Development and evaluation of pitch adjustable electrolarynx“. In: *Speech Prosody 2004, International ...* (2004), s. 761–764.
- [10] Uemi, Norihiro et al. „Design of a new electrolarynx having a pitch control function“. In: *Proceedings of 1994 3rd IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*. IEEE, 1994, s. 198–203. ISBN: 0-7803-2002-6. DOI: [10.1109/ROMAN.1994.365931](https://doi.org/10.1109/ROMAN.1994.365931).
- [11] Goldstein, Ehab a et al. „Design and implementation of a hands-free electro-larynx device controlled by neck strap muscle electromyographic activity.“ In: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 51.2 (ún. 2004), s. 325–32. ISSN: 0018-9294. DOI: [10.1109/TBME.2003.820373](https://doi.org/10.1109/TBME.2003.820373).
- [12] Liu, Hanjun a Ng, Manwa L. „Electrolarynx in voice rehabilitation.“ In: *Auris, nasus, larynx* 34.3 (zář. 2007), s. 327–32. ISSN: 0385-8146. DOI: [10.1016/j.anl.2006.11.010](https://doi.org/10.1016/j.anl.2006.11.010).
- [13] Leunisse, C et al. „Biofilm formation and design features of indwelling silicone rubber tracheoesophageal voice prostheses—an electron microscopical study.“ In: *Journal of biomedical materials research* 58.5 (led. 2001), s. 556–63. ISSN: 0021-9304. DOI: [10.1002/jbm.1054](https://doi.org/10.1002/jbm.1054).
- [14] Slavíček, Aleš. „Možnosti rehabilitace pacientů po onkologických výkonech v oblasti hlavy a krku : Hlavní téma: Onkologie v otorinolaryngologii“. In: *Postgraduální medicína : odborný časopis pro lékaře* 4.9 (2002), s. 1029–1035. ISSN: 1212-4184.
- [15] Saito, Hitoshi et al. „Tracheoesophageal shunt method with omohyoid muscle loop for voice restoration.“ In: *Archives of otolaryngology–head & neck surgery*

129.3 (břez. 2003), s. 321–3. ISSN: 0886-4470. DOI: [10.1001/archotol.129.3.321](https://doi.org/10.1001/archotol.129.3.321).

- [16] Narula, Tony et al. *Laryngeal transplantation: working party final report*. London: The Royal College of Surgeons of England, 2011, s. 15.
- [17] Strome, M et al. „Laryngeal transplantation and 40-month follow-up.“ In: *The New England journal of medicine* 344.22 (květ. 2001), s. 1676–9. ISSN: 0028-4793. DOI: [10.1056/NEJM200105313442204](https://doi.org/10.1056/NEJM200105313442204).
- [18] Radová, Vlasta a Psutka, Josef. „UWB_S01 corpus - a czech read-speech corpus“. In: led. 2000, s. 732–735.
- [19] Psutka, Josef et al. *Mluvíme s počítačem česky*. Prague: Academia, 2006, s. 752. ISBN: 80-200-1309-1.
- [20] V., Psutka Josef, Šmíd, L. a Pražák, A. „Searching for a robust MFCC-based parameterization for ASR application“. In: Lisabon: INSTICC PRESS, 2007, s. 196–199. ISBN: 978-989-8111-13-5.
- [21] Stolcke, Andreas. „SRILM-an extensible language modeling toolkit“. In: *Seventh international conference on spoken language processing*. 2002.
- [22] Pražák, Aleš et al. „Efficient combination of N-gram language models and recognition grammars in real-time LVCSR decoder“. In: *2008 9th International Conference on Signal Processing*. IEEE. 2008, s. 587–591.
- [23] Povey, Daniel et al. „The Kaldi Speech Recognition Toolkit“. In: *IEEE 2011 Workshop on Automatic Speech Recognition and Understanding*. IEEE Catalog No.: CFP11SRW-USB. Hilton Waikoloa Village, Big Island, Hawaii, US: IEEE Signal Processing Society, pros. 2011.
- [24] Hannun, Awni Y. et al. „Deep Speech: Scaling up end-to-end speech recognition“. In: *CoRR* abs/1412.5567 (2014). arXiv: [1412.5567](https://arxiv.org/abs/1412.5567).