



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**SIMULACE ZPRACOVÁNÍ ZVUKU KOCHLEÁRNÍM
IMPLANTÁTEM**

SIMULATION OF COCHLEAR IMPLANT SOUND PROCESSING

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Veronika Fabíková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

BRNO 2016



Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Veronika Fabíková

ID: 146188

Ročník: 2

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Simulace zpracování zvuku kochleárním implantátem

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem a možnostmi rehabilitace sluchu pomocí kochleárních implantátů. Zejména se zaměřte na technickou stránku řečových procesorů a konkrétně na používané metody zpracování zvukového signálu. 2) Proveďte literární rešerši z této oblasti a zaměřte se zejména na aktuálně používané strategie kódování zvuku. 3) Navrhněte metodiku simulace vybraných kódovacích strategií a navržené postupy implementujte v programovém prostředí MATLAB. 4) K vytvořeným programovým funkcím udělejte přehledné grafické uživatelské rozhraní. 5) Implementované metody vhodně otestujte a proveďte diskusi dosažených výsledků. 6) K vytvořenému softwaru sepište přehledný návod k obsluze.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] WOUTERS, J., et al. Sound coding in cochlear implants: from electric pulses to hearing. IEEE Signal Processing Magazine. 2015, 32(2): 67-80.

[2] RISS, D., et al. Envelope versus fine structure speech coding strategy: a crossover study. Otol. Neurotol. 2011, 32(7): 1094-1101.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 20.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

Konzultant diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá zpracováním zvuku kochleárním implantátem. V práci je popsán princip a možnosti rehabilitace sluchu pomocí kochleárních implantátů, důraz je kladen na vysvětlení technického principu řečových procesorů, zvláště pak na aktuálně používané kódovací strategie. Dále je uveden popis metodiky simulace vybraných strategií. V závěru práce jsou získané výstupy vzájemně porovnány a dosažené výsledky diskutovány.

KLÍČOVÁ SLOVA

Kochleární implantát, řečový procesor, kódovací strategie, CIS, ACE, FSP, simulace

ABSTRACT

This diploma thesis deals with topic of cochlear implants (CI), especially with elaborating of sound signal with audio processors. In this work, principles and possibilities of rehabilitation of hearing with cochlear implants are described. In the thesis, there are principles of audio processors and modern coding strategies explained. The processes of simulation of selected strategies are stated. In the last chapter, there are the results of the simulations tested and discussed.

KEYWORDS

Cochlear implant, audio processor, coding strategies, CIS, ACE, FSP, simulation

FABÍKOVÁ, Veronika *Simulace zpracování zvuku kochleárním implantátem*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2016. 56 s. Vedoucí práce byl Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Simulace zpracování zvuku kochleárním implantátem“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu své diplomové práce Ing. Janu Odstrčilíkovi, Ph.D. za odborné vedení, trpělivost, ochotu, konzultace a cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat svým nejbližším za veškerou podporu, které se mi od nich dostalo.

Brno

.....

podpis autorky

OBSAH

Úvod	10
1 Základní problematika sluchu	11
1.1 Anatomie sluchového ústrojí	11
1.2 Sluchové poruchy	13
2 Kochleární implantáty	15
2.1 Stručná historie kochleárních implantátů	15
2.2 Chirurgický zákrok a následná rehabilitace	16
2.3 Stavba a princip kochleárního implantátu	16
3 KRÁTKÝ ÚVOD DO TEORIE POTŘEBNÉ K POCHOPENÍ ŘEČOVÝCH STRATEGIÍ	18
3.1 Formanty	18
3.2 Hilbertova transformace	18
3.3 Použití virtuálních kanálů	19
4 METODY ZPRACOVÁNÍ ZVUKU ŘEČOVÝM PROCESOREM – KÓDOVACÍ STRATEGIE	21
4.1 Strategie F0/F2 a F0/F1/F2	22
4.2 Strategie MPEAK	23
4.3 Strategie CIS	24
4.4 Strategie ACE	25
4.5 Strategie HiRes 120	26
4.6 Strategie FSP	27
4.7 Další strategie	29
4.8 Rozložení frekvenčních pásem banky filtrů u KI	29
5 SIMULACE KÓDOVACÍCH STRATEGIÍ V PROGRAMOVÉM PROSTŘEDÍ MATLAB	32
5.1 Funkce zvuk	32
5.2 Funkce nacistani	34
5.3 Funkce sCIS	35
5.4 Funkce sACE	36
5.5 Funkce sFSP	37
6 FUNKCE SIMULACE – GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ	40
6.1 Volba vstupní nahrávky	40

6.2	Volba strategie a počtu pásem, spuštění simulace	41
6.3	Srovnání zvukových stop	42
7	TESTOVÁNÍ A VYHODNOCENÍ ZÍSKANÝCH VÝSLEDKŮ	44
7.1	Porovnání získaných spektrogramů	44
7.2	Metodika testování kódovacích strategií	46
7.3	Vyhodnocení výsledků testování	47
7.4	Shrnutí výsledků testování	49
8	Závěr	51
	Literatura	52
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	56

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Stavba vnitřního ucha [6]	13
2.1	Schéma vnější a vnitřní části kochleárního implantátu [14]	17
3.1	Rozložení původního signálu na obálku a jemnou strukturu [20]	19
3.2	Ukázka stimulace – princip virtuálních kanálů [23]	20
4.1	Dělení řečových strategií [24]	22
4.2	Blokové schéma strategie MPEAK [26]	23
4.3	Blokové schéma strategie CIS [26]	25
4.4	Schéma strategie ACE [22]	26
4.5	Blokové schéma strategie HiRes 120 [22]	27
4.6	Schéma zpracování zvuku prvními třemi kanály u strategie FSP [29]	28
4.7	Ukázka CSSS [30]	29
5.1	Blokové schéma funkce zvuk	34
5.2	Blokové schéma funkce sCIS	36
5.3	Blokové schéma funkce sACE	37
5.4	Blokové schéma funkce sFSP	39
6.1	Náhled celého vytvořeného GUI	40
6.2	Volba vstupního zvukového záznamu	41
6.3	Volba kódovací strategie a počtu frekvenčních pásem	41
6.4	Průběhy zvukových záznamů a jejich spektrogramy	42
6.5	Přehraní zvuků	42
6.6	Možnost uložení rekonstruovaného zvukového záznamu	43
6.7	Příklad chybové hlášky	43
7.1	Spektrogram původního zvuku a zvuků získaných ze simulovaných strategií (výchozím signálem bylo slovo <i>zajíc</i>)	44
7.2	Spektrogram původního zvuku a zvuků získaných ze simulovaných strategií (výchozím signálem byl úryvek ze symfonie <i>Z nového světa</i>)	45
7.3	Hodnocení strategií pro slova nižších frekvencí	48
7.4	Hodnocení strategií pro slova vyšších frekvencí	49
7.5	Srovnání hodnocení slov obou skupin	50

SEZNAM TABULEK

4.1	Popis pásem banky filtrů – 4 pásma	30
4.2	Popis pásem banky filtrů – 8 pásem	30
4.3	Popis pásem banky filtrů – 12 pásem	31
7.1	Použitá slova pro testování řečových strategií KI	47

ÚVOD

Kochleární implantáty jsou zařízení, pomocí kterých lze v některých případech nahradit neslyšícím pacientům sluch. Jejich hlavní myšlenka spočívá v zastoupení funkce poškozených vláskových buněk vnitřního ucha, tedy smyslových buněk sluchu u zdravého jedince. Zásadní podmínkou pro úspěšné nahrazení sluchu pomocí kochleárního implantátu však je funkčnost sluchového nervu.

Cílem této práce je seznámení se s principem zpracování zvuku řečovým procesorem kochleárního implantátu a toto zpracování simulovat v programovém prostředí MATLAB. V práci jsou vedle úvodních informací ke kochleárním implantátům podrobně rozebrány jedny z prvních používaných kódovacích strategií, strategie používané v kochleárních implantátech po většinu doby jejich existence i moderní, aktuálně používané kódovací strategie předních výrobců kochleárních implantátů.

Pro simulaci v programovém prostředí MATLAB byly realizovány strategie CIS (*Continuous Interleaved Sampling*), ACE (*Advanced Combinational Encoder*) a FSP (*Fine Structure Processing*), a to pro čtyři, osm a dvanáct frekvenčních pásem. Pro jednodušší přístup k ovládní simulace bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní, ke kterému byl v práci vytvořen podrobný popis, sloužící jako návod k obsluze.

Výstupy strategií byly nakonec vzájemně porovnány na základě hodnocení a postřehů zdravých dobrovolníků.

1 ZÁKLADNÍ PROBLEMATIKA SLUCHU

Cílem této kapitoly je uvedení čtenáře do problematiky lidského sluchového aparátu z hlediska anatomie a fyziologie. Dále jsou uvedeny základní typy sluchových onemocnění, s důrazem na poruchy řešitelné pomocí kochleárního implantátu.

1.1 Anatomie sluchového ústrojí

Sluchový systém dělíme na dvě části, a to část centrální a periferní. Jako periferní část jsou označovány oblasti zevního (*auris externa*), středního (*auris media*) a vnitřního ucha (*auris interna*), centrální část sluchu je reprezentována sluchovými drahami a sluchovým centrem v mozku. [1]

Zevní ucho tvoří chrupavčitý boltec (*auricula*) spolu se zevním zvukovodem (*meatus acusticus externus*). Funkcí boltce je zachycení zvuku (přestože v porovnání s jinými živočichy je lidský boltec schopen zachytit jen velmi malé množství zvuku). Zvuk je nejlépe slyšitelný v případě, že přichází pod úhlem patnácti stupňů od interaurální osy. Hlavní funkcí zevního zvukovodu je pak dovést zvuk až na bubínek (*membrana tympani*). K tomu má zvukovod za úkol chránit střední a vnitřní ucho před traumatem či infekcemi z okolí. [2]

Bubínek tvoří hranici mezi zevním a středním uchem. Jedná se o vazivovou blánu, na kterou navazuje systém tří středoušních kůstek, a to kladívka (*malleus*), kovádky (*incus*) a třmínku (*stapes*). Střední ucho je umístěno ve spánkové kosti (*os temporale*), středoušní kůstky jsou z jedné strany napojeny na bubínek, z druhé strany na oválné okénko (*fenestra vestibuli ovalis*). To je již řazeno do struktury vnitřního ucha.

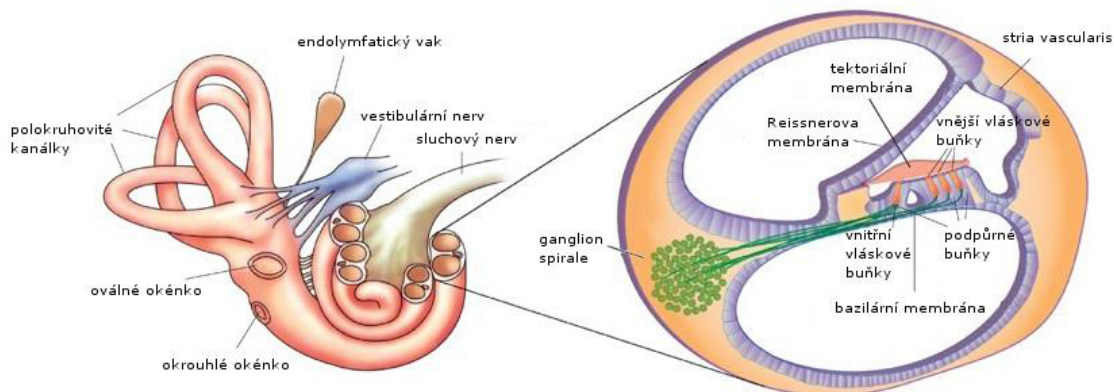
Středoušní systém má za úkol převést akustickou vibraci z vnějšího do vnitřního ucha. Dochází zde k přeměně vlnění – malý tlak a velká amplituda zvukové vlny ve vzduchu jsou převedeny na velký tlak (21krát větší) a naopak malou amplitudu vlnění, jež se pak šíří perilymfou vnitřního ucha. Při průchodu středoušním mechanismem je signál zesílen až o 60 dB [1][2][3]. Důležitou funkcí středního ucha je ochrana vnitřního ucha před hlukem nebo přímým traumatem. Při překročení prahu nepříjemného poslechu dojde ke stažení třmínkového svalu. Tím se zvýší tuhost řetězce středoušních kůstek a nedojde k tak velkému zesílení. Tento jev se nazývá stapediální reflex.

Vnitřní ucho, obsahující kromě mechanismu zpracování zvuku i polokruhové kanálky (centrum vestibulárního systému), se nachází ve spánkové kosti, konkrétně v takzvaném kostěném labyrintu (*labyrinthus osseus*). Pro zpracování zvuku je klíčovým místem stočený kanálek se dvěma a půl závity, zvaný hlemýžď (*cochlea*).

Uprostřed hlemýžďe je umístěna kochleární přepážka, která jej rozděluje na dvě části – *scala vestibuli* a *scala tympani*. Obě části jsou naplněny perilymfou (tekutina, jež se svým složením velice blíží mozkomíšnímu moku). Na vrcholu hlemýžďe se nachází otvor zvaný *helicotrema*, který propojuje obě části hlemýžďe. V hlemýžďi je mezi *scala vestibuli* a *scala tympani* umístěna ještě třetí struktura, označovaná jako blanitý hlemýžď (*scala media*, zvaný též *ductus cochlearis*), který je vyplněný endolymfou. Endolymfa má jako jediná mimobuněčná tekutina iontové složení velmi podobné intracelulární tekutině.

Blanitý hlemýžď je od *scala vestibuli* oddělen pomocí tzv. Reissnerovy membrány, od *scala tympani* jej dělí tzv. bazilární membrána. Na té je umístěn Cortiho orgán. Cortiho orgán je zásadní místo pro lidský sluch – dochází zde k převodu zvukového vlnění na elektrický signál, který je následně veden VIII. hlavovým nervem do mozku. Cortiho orgán obsahuje dva typy buněk – buňky nosné a smyslové. Nosné buňky tvoří oporu pro smyslové buňky, ukotvují je na bazilární membránu. Vlásoková ukončení smyslových buněk (*stereocilie*) jsou však umístěna v protější struktuře (*lamina reticularis*). Při šíření vlnění vnitřním uchem dochází v místě maximálního akustického tlaku k největšímu vyklenutí bazilární membrány. Díky tomu se změní její vzdálenost k tektonální membráně, na kterou jsou napojeny vnější vláskové buňky. Dojde k vychýlení stereocilií, tím se otevrou iontové kanály a do vláskových buněk proniknou kationty (především draslíkové).[2]

Vzruch je pak aferentně veden do VIII. hlavového nervu. Stereocilie mohou být ohnuty dvěma směry – k *lamina spiralis*, nebo ke *stria vascularis*. V závislosti na směru ohnutí dochází k depolarizaci, nebo naopak hyperpolarizaci vláskových buněk. Vláškové buňky jsou rozděleny na zevní a vnitřní pomocí tzv. Cortiho tunelu. Ten vzniká nakloněním řad vláskových buněk k sobě. Máme tři řady zevních a jednu řadu vnitřních vláskových buněk. Vnitřní a vnější vláskové buňky se od sebe kromě počtu (3 500 vnitřních vláskových buněk a 12 000 vnějších vláskových buněk, vnější vláskové buňky mohou mít i více stereocilií) liší i tím, že zevní buňky mají také eferentní nervová vlákna. Popsanou strukturu vnitřního ucha lze vidět na obrázku 1.1. [1, 3, 4, 5]



Obr. 1.1: Stavba vnitřního ucha [6]

1.2 Sluchové poruchy

Poruchy sluchu se dělí na dvě základní skupiny, a to skupinu převodních (konduktivních) vad a skupinu vad percepčních.

Jako převodní poruchy jsou míněny vady vedení zvuku v zevním, nebo častěji středním uchu. Tyto poruchy mohou být způsobeny traumatem, zánětem či vrozenou vývojovou vadou (například rozštěpové vady v obličeji) [4].

Takto postižené ucho ztrácí svoji zesilovací schopnost, dále může docházet ke zkreslování zvuku. Často vzniká tzv. okluzní efekt, kdy jsou nesprávně zesíleny hluboké frekvence, především zvuky vlastního hlasu. Okluzní efekt se projevuje v případech přítomnosti tekutiny ve středním uchu či zacpání ucha ušním mazem. [2]

Percepční poruchy dělíme dle jejich umístění na kochleární a suprakochleární. U kochleárních vad je problém umístěn ve vnitřním uchu, tedy při převodu zvukové vlny na vzruch. Sluchový nerv je však v pořádku, takže u těchto poškození je velmi účinná léčba pomocí kochleárního implantátu. Ke ztrátě sluchu dochází fyziologicky postupně během života odumíráním vláskových buněk (*presbyacosis*). Toto odumírání může být zrychleno především zvýšeným pobytem jedince v hlučném prostředí či zánětem ve vnitřním uchu (serozní labyrintitida, hnisavá labyrintitida, meningitida a jiné). Ztrátu sluchu může způsobit také Ménièreova choroba, postihující i vestibulární část vnitřního ucha. Jejím příčiněním může dojít nejprve k přechodné a následně i trvalé ztrátě sluchu.

Náchylnější jsou i jedinci s genetickými predispozicemi. Častá je mutace některého z genů ovlivňujících konexiny. Konexiny jsou bílkoviny membrány, která oddě-

luje perilymfu od endolymfy a tím zajišťuje iontovou rovnováhu. V případě ztráty této rovnováhy nemůže docházet ke správné stimulaci sluchového nervu. [5]

Také během těhotenství může dojít ke vzniku malformace vnitřního ucha. Zejména v prvním trimestru může dojít k narušení vývinu blanitého a kostního labyrintu, což vede ke znemožnění správné funkce vnitřního ucha a tím ke ztrátě sluchu. [7]

Jako suprakochleární vady jsou označovány poruchy sluchového nervu. Ten lze poškodit opět prodělaným traumatem či zánětem, sluchový nerv může být porušen též nádorovým onemocněním. Takto postižené pacienty však není možné pomocí kochleárního implantátu léčit. [4]

Někdy je uváděna třetí skupina sluchových poruch, která je kombinací konduktivních a percepčních vad. Takovéto vady je třeba řešit individuálně podle konkrétních poškození a možností léčby. [8]

2 KOCHLEÁRNÍ IMPLANTÁTY

Kochleární implantáty jsou zařízení umožňující náhradu sluchu pacientům, kteří o sluch přišli z důvodu porušené funkce vnitřního ucha. Jejich základní myšlenkou je zastoupení funkce vláskových buněk vnitřního ucha. Zcela zásadní podmínkou pro vhodnost léčby pomocí kochleárních implantátů je funkčnost sluchového nervu. Bez něj nemá implantace smysl.

Tato kapitola je věnována historii vývoje kochleárních implantátů, popisu procesu léčby, jejich struktuře a bližšímu principu, jak implantáty fungují.

2.1 Stručná historie kochleárních implantátů

První snahy o obnovu sluchu pomocí elektrické stimulace sluchového nervu proběhly již během padesátých a šedesátých let minulého století [9]. K úplně první stimulaci pomocí implantované elektrody došlo roku 1957. U pacienta sice nebylo zcela obnoveno porozumění řeči, ale byl schopen rozeznávat různé druhy zvuků. Tento kochleární implantát pacientovi ulehčil odezírání, postupem času dokonce pacient i rozeznával některá slova. [10]

Na vývoji implantátů pracovaly skupiny výzkumníků na více místech světa. Asi nejznámější byla australská skupina vedená prof. Clarkem, dále lze zmínit například rakouský tým s profesory Hochmairovými, kteří roku 1977 jako první vyvinuli multikanálový mikroelektronický kochleární implantát. [10, 11]

Na trhu se první kochleární implantát objevil roku 1982. Jednalo se o implantát Nucleus, vyrobený australskou firmou Cochlear. [10]

V Rakousku byla roku 1989 založena firma MED-EL, která roku 1991 přišla na trh s prvním závěsným řečovým procesorem na světě [11]. Třetí největší výrobce kochleárních implantátů, firma Advanced Bionics, byla založena roku 1993. [12]

Všechny tři zmíněné firmy pracují na neustálém vývoji kochleárních implantátů a snaží se dosáhnout kromě čím dál lepší rekonstrukce zvuku i jistého komfortu v běžném životě pacientů. Jako příklady lze uvést úpravy implantátů tak, aby s nimi bylo možné přijít do styku s vodou (ulehčení zejména pro rodiče malých pacientů), zmenšování implantované části tak, aby při implantaci docházelo jen k minimálním úpravám lebky. Dalším významným bodem je práce firem na implantátech, které umožňují vyšetření magnetickou rezonancí. [13, 2]

2.2 Chirurgický zákrok a následná rehabilitace

Po rozhodnutí o léčbě pomocí kochleárního implantátu přichází na řadu implantace. Při operaci je potřeba vytvořit přístup do hlemýždě vnitřního ucha. Nejčastěji se po provedení mastoidektomie (odstranění části spánkové kosti) otevře vchod do bubínkové dutiny mezi nervy *chorda tympani* a *canalis n. facialis*, odkud se elektrody vsunou do hlemýždě přes membránu okrouhlého okénka nebo pomocí malé dírky vytvořené do kosti bazálního závitu. [2]

Po implantaci a několikátýdenní pauze (obvykle čtyři až šest týdnů), kdy se čeká, až se tkáň po operaci zahojí, začíná proces vlastní rehabilitace. Pacientovi je předán audio procesor, který je při každé návštěvě nastavujícího audiologa lehce přenastaven – vytváří se tzv. poslechové mapy, což je nastavení prahů intenzit pro každou elektrodu. Nastavují se dva prahy, a to sluchový práh (označovaný jako HT či T-level, označení je odvozeno od anglického *Hearing Threshold*) a práh maximálního ještě příjemného poslechu (MCL či C-level, z anglického *Maximum Comfortable Level*). Tyto dva prahy tvoří hranice oblasti, kde kochleární implantát stimuluje sluchový nerv. Prahy je možné nastavovat buď objektivními metodami (což však není vždy proveditelné), nebo subjektivně, kdy pacient audiologovi říká, kdy ještě slyší, kdy už neslyší, kdy je ještě schopen vydržet intenzitu zvuku a kdy už je to pro něj neúnosné. Proces nastavování je u každého pacienta individuální, u každého pacienta velmi záleží kromě fyziologického stavu ucha i na jeho schopnosti spolupráce, využívání implantátu v běžném životě (někteří pacienti mohou implantát odmítat, přivykání jim trvá delší dobu), schopnostech komunikace před implantací a mnoha dalších aspektech. Někteří pacienti jsou spokojeni a schopni komunikace například po druhém nastavování, u jiných se hledá optimální nastavení i několik let.

Po vyladění poslechových map má pacient zpravidla mapu pro běžnou komunikaci a k ní speciální mapy pro telefonování, poslech televize či jiné situace. Obvykle nabízí řečový procesor až čtyři varianty řečových map. Nastavování map zpravidla závisí na přáních pacienta a jeho domluvě s ošetřujícím audiologem.

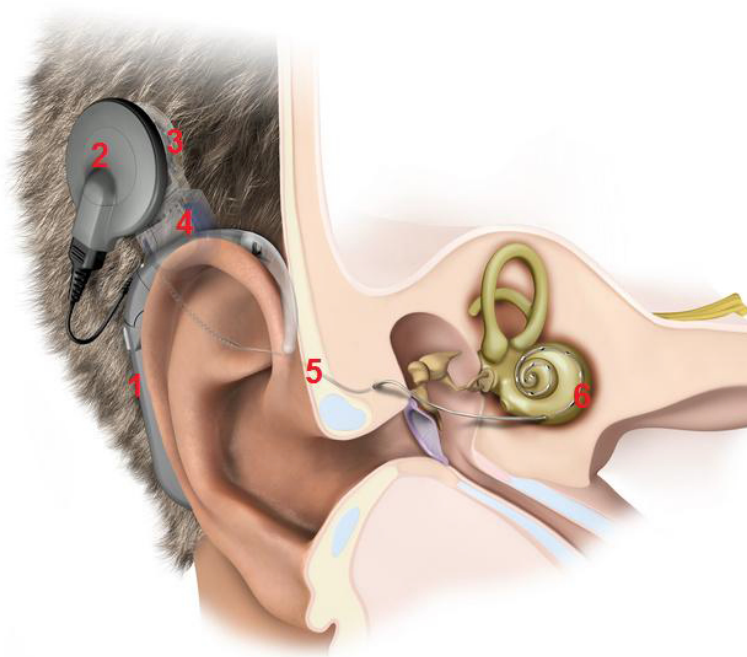
2.3 Stavba a princip kochleárního implantátu

Kochleární implantát obsahuje dvě základní části – vnější část, někdy též označovanou jako audio procesor, a vnitřní implantovanou část. Součástí vnější části je mikrofon, řečový procesor, bateriové napájení a vysílací cívka. Implantovaná část obsahuje přijímací cívku, dekodér signálu a systém stimulačních elektrod. [5, 14]

Firmy se neustále snaží o vylepšování svých implantátů, zmenšuje se jak implantovaná část, tak i audio procesor. Ze začátku se používaly velké procesory připevněné

k pásku pacienta. Procesor pak musel být drátově spojen s vysílací cívkou, umístěnou na pacientově hlavě. Dnes se nejběžněji používají procesory velmi podobné závěsným sluchadlům s krátkým drátkem k vysílací cívce. Firma MED-EL nedávno vyvinula procesor RONDO, který je připevněný pomocí magnetu na hlavě nad přijímací cívkou. Výhodami tohoto řešení je menší nápadnost procesoru či snadnější nošení případných brýlí. [7, 15]

Na začátku je zvuk nasnímaný mikrofonem (obr. 2.1, č. 1) získaný signál je digitalizován a zpracován řečovým procesorem (obr. 2.1, č. 1) tak, aby bylo zachováno co největší množství informace (ideálně veškeré informace) o časových a spektrálních charakteristikách signálu. Zachované množství informace závisí na typu použité kódovací strategie (více v kapitole 3). Zpracovaný signál je následně přes vysílací cívkou (obr. 2.1, č. 2) bezdrátově poslán do přijímací cívky (obr. 2.1, č. 3) v implantované části. Signál pak pokračuje do dekodéru implantátu (obr. 2.1, č. 4), kde je převeden na elektrické stimulační impulzy. Ty jsou pak drátovým vedením (obr. 2.1, č. 5) posílány do stimulačních elektrod (obr. 2.1, č. 6), které těmito impulzy stimulují sluchový nerv [14]. Kochleární implantát tak nahrazuje celou periferní část sluchového systému.



Obr. 2.1: Schéma vnější a vnitřní části kochleárního implantátu [14]

3 KRÁTKÝ ÚVOD DO TEORIE POTŘEBNÉ K POCHOPENÍ ŘEČOVÝCH STRATEGIÍ

Pro vypracování této diplomové práce bylo nezbytné porozumět problematice řečových kódovacích strategií používaných v kochleárních implantátech. Aby však mohly být strategie správně pochopeny, jsou v této kapitole předem vysvětleny některé pojmy a postupy tak, aby pak v následující kapitole 4 mohl čtenář snadněji pochopit princip konkrétních řečových strategií.

3.1 Formanty

Pojem formant značí frekvenční pásmo v akustickém spektru, kde dochází k navýšení zvukové energie řeči [5]. Roku 1960 byl formant definován jako spektrální pík zvukového spektra [5]. Jako F0 je označován formant základního hlasu, nejbližší vyšší formant jako F1, další pak F2 [17]. Formanty F0 a F1 odpovídají rezonování v dutině hrdelní, formant F2 pak v dutině ústní [17, 5]. Formanty jsou stěžejní pro porozumění řeči.

3.2 Hilbertova transformace

Hilbertova transformace je (stejně jako například Fourierova transformace) matematický postup umožňující převedení signálu do takové podoby, ve které budeme mít zjednodušenou nějakou další analýzu signálu.

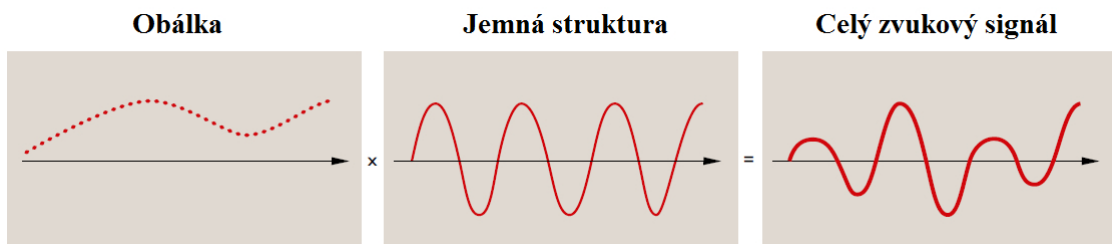
Zpravidla dochází k tvorbě tzv. analytického signálu z původního signálu. Analytický signál je signál v oboru komplexních čísel, jeho reálnou složku tvoří signál původní, imaginární složka je zjištěna právě pomocí Hilbertovy transformace [18]. Analytický signál je z reálného (tedy původního) signálu získán tak, že ze spektra reálného signálu je vybrána jen část pro kladné frekvence. Tato část spektra je následně zdvojnásobena a pomocí Fourierovy transformace je získané spektrum převedeno do časové oblasti, tedy je získán analytický signál [19]. Popsaný postup lze napsat rovnicí (3.1)

$$S_+(\omega) = 2 \cdot U(\omega) \cdot S(\omega) \Leftrightarrow s_+(t) \quad (3.1)$$

Jako $S_+(\omega)$ je označeno spektrum analytického signálu, jako $S(\omega)$ spektrum reálného signálu a $s_+(t)$ je vypočtený analytický signál. $U(\omega)$ značí funkci jednotkového skoku ve frekvenční oblasti dle rozdělení uvedeného v rovnici (3.2). Písmeno ω vyjadřuje frekvenci, písmeno t čas. [19]

$$U(\omega) = \begin{cases} 1, & \text{pro } \omega > 0 \\ \frac{1}{2}, & \text{pro } \omega = 0 \\ 0, & \text{pro } \omega < 0 \end{cases} \quad (3.2)$$

Signál je možné pomocí Hilbertovy transformace rozložit na dvě části, konkrétně na obálku (*Temporal Envelope*) a jemnou strukturu (*Temporal Fine Structure*) [20]. Obálka signálu je definována jako absolutní hodnota analytického signálu [18], prakticky se jedná o pomalou změnu amplitudy řečového signálu [21]. Oproti tomu jemná struktura představuje rychlé oscilace okolo střední frekvence signálu (princip znázorněn na obr. 3.1). [21]



Obr. 3.1: Rozložení původního signálu na obálku a jemnou strukturu [20]

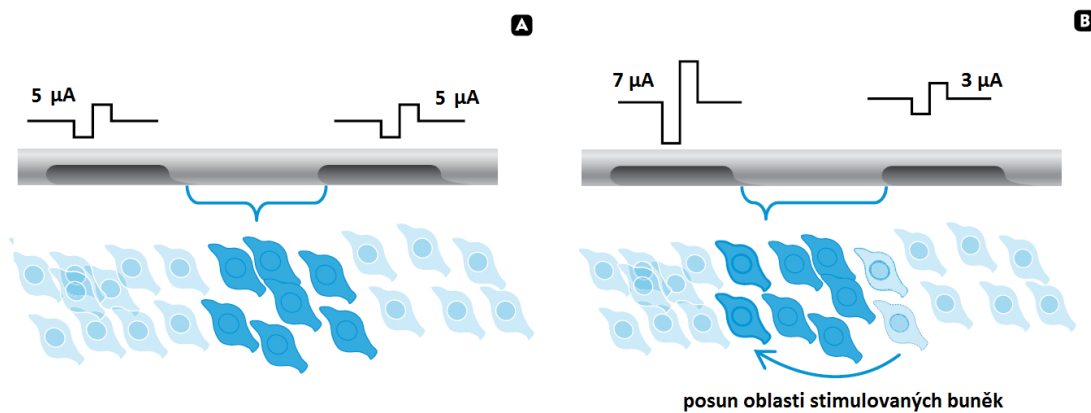
3.3 Použití virtuálních kanálů

Technologie virtuálních kanálů se začala používat z důvodu omezených možností reálných, fixních kanálů. Jak je uvedeno v [22], sluchový nerv obsahuje kolem 30 000 vláken, což je obrovské množství kombinací stimulace. Oproti tomu klasický kochleární implantát má pouze 22 párů elektrod. Vzhledem k tomu, že jsme omezení v rozmístění elektrod v hlemýždi (elektrody jsou jako pevná součást kochleárního implantátu stále na jednom místě a není možnost změny), je zde zároveň i omezení možností stimulace. Elektrody tak mohou stimulovat jen malé množství specifických vláken nervu, čímž dochází ke ztrátě spousty užitečných informací ze signálu. [22]

Teoretickým, avšak technicky neproveditelným řešením by bylo zvýšit množství elektrod v implantátu. Byla však vymyšlena možnost využití tzv. virtuálních kanálů, což je technika využívající řízení proudu pro kontrolu jednotlivých elektrických interakcí.

Princip této techniky je takový, že při vhodné současné stimulaci dvou sousedních elektrod vznikne mezi těmito elektrodami virtuální (nazývaný též zprostředkovaný) kanál, který je schopen vyvolat jiné frekvence než původní reálné elektrody. Díky

tomu je možné stimulovat větší oblast nervových vláken (znázorněno na obr. 3.2) a tím získat větší frekvenční pokrytí při elektrické stimulaci nervu.[23]



Obr. 3.2: Ukázka stimulace – princip virtuálních kanálů [23]

4 METODY ZPRACOVÁNÍ ZVUKU ŘEČOVÝM PROCESOREM – KÓDOVACÍ STRATEGIE

Tato kapitola je věnována hlavnímu tématu této práce, tedy řečovým kódovacím strategiím.

Kódovací strategie mají zásadní roli pro funkčnost kochleárních implantátů. V podstatě se jedná o způsoby převedení zvukového signálu na sérii elektrických stimulačních impulzů. Těmito impulzy pak elektrody implantátu stimulují sluchový nerv.

Dle T. M. Charlese a spol. [22] by kódovací strategie měla definovat počet kanálů pro přenos původního spektra zvuku, počet elektrod potřebných pro aktivaci každého kanálu a plán pro aktivaci dané sekvence elektrod. Jinak řečeno, strategie by měla určovat jednotlivá frekvenční pásma a pravidla pro rozložení a následné zpracování zvukového signálu a definovat, které elektrody (a jak) daný kanál aktivuje.

Jak lze vidět i na uvedeném schématu na obrázku 4.1, řečové strategie lze primárně rozdělit na ty, které využívají pouze „hrubý obrys“ (anglicky *Coarse features*) zvukového signálu (tedy obálky signálu) a na strategie, které do zpracování zvuku zapojují i jeho jemné struktury (anglicky *Fine features*, *Fine structures*). Ty vyjadřují rychlé změny signálu (tedy informace o vyšších frekvencích obsažených v signálu). [24]

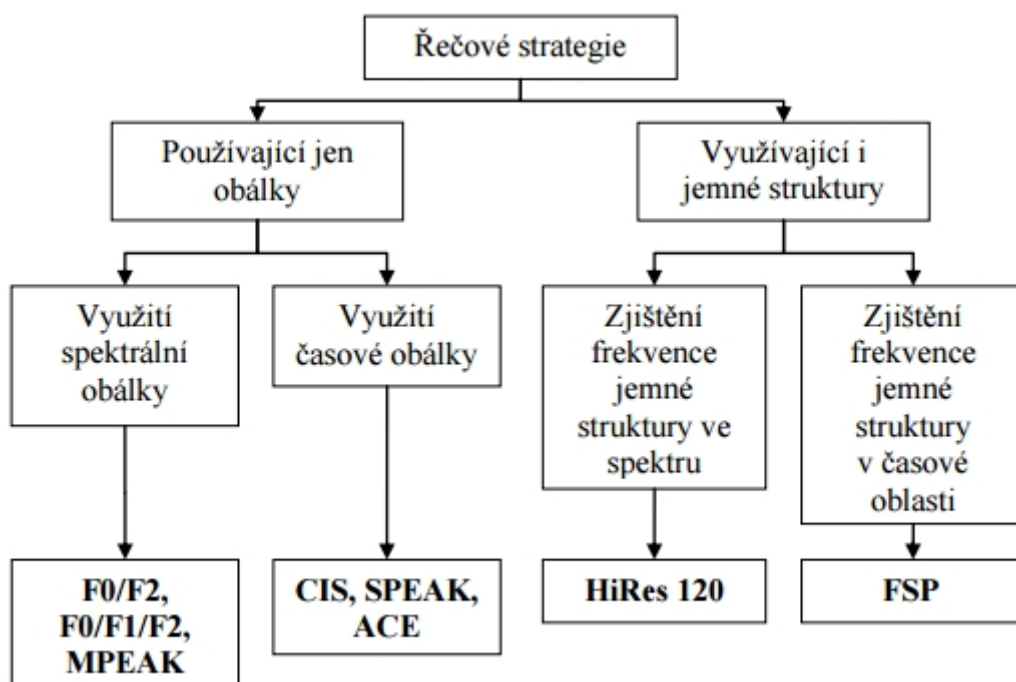
Skupinu využívající pro analýzu obálky lze dále rozdělit na dvě podskupiny podle způsobu určení místa stimulace sluchového nervu. První způsob vychází z předpokladu, že ke stimulaci nervu dochází úměrně vůči času vstupního signálu (zvuku). Druhý přístup se řídí principem rozložení frekvencí v hlemýždi vnitřního ucha, tedy že nejvyšší frekvence jsou zpracovány u báze hlemýždě a s klesající velikostí frekvence se zpracování zvuku posunuje k apexu hlemýždě. Zpracováním zvuku je myšlena stimulace vláskových buněk v dané oblasti hlemýždě). [25]

První přístup byl využíván pro zakódování základní frekvence F_0 ve strategiích F_0/F_2 , $F_0/F_1/F_2$ a MPEAK. Jedná se o nejstarší kódovací strategie [25]. Bližší princip zmíněných strategií lze najít v podkapitolách 4.1 a 4.2.

Ve výše uvedených kódovacích strategiích byl využíván i druhý přístup, když se podle spektra formantů F_1 a F_2 rozhodovalo o stimulaci jednotlivými elektrodami v hlemýždi [25]. Velký rozmach využívání tohoto principu však nastal až s příchodem metod CIS a ACE [25], které jsou blíže popsány v podkapitolách 4.3 a 4.4. Tyto strategie jsou úspěšně používány přes 20 let a i moderní kódovací strategie z nich přinejmenším vychází. [20]

V dnešní době začíná převládat trend využívání i dalších informací zvukového signálu, zmíněných jemných struktur (druhá skupina kódovacích strategií). Ty se

ukazují jako stěžejní pro vnímání hudby a lokalizaci zvuku [20]. Problematika je podrobněji rozebrána v podkapitolách 4.5 a 4.6.



Obr. 4.1: Dělení řečových strategií [24]

4.1 Strategie F0/F2 a F0/F1/F2

Jedná se o vůbec první strategie, které byly použity v kochleárních implantátech, a to firmou Cochlear v implantátech Nucleus a Nucleus WSP (*Wearable Speech Processor*).

U strategie F0/F2 byly analýzou detekovány základní frekvence signálu (respektive základní formant hlasu člověka, značen jako F0) a druhý formant (F2) [26]. Amplituda F2 byla následně zpracována (zjišťování obálky tohoto signálu a aplikace dalších filtrů) a výsledný signál byl převeden do konkrétní elektrody implantátu. Určení elektrody a množství pulzů elektrody záviselo na F0. Lze tedy říci, že základní frekvence F0 určovala místo a rychlost stimulace, kdežto druhý formant vyjadřoval vlastní obsah signálu. [26]

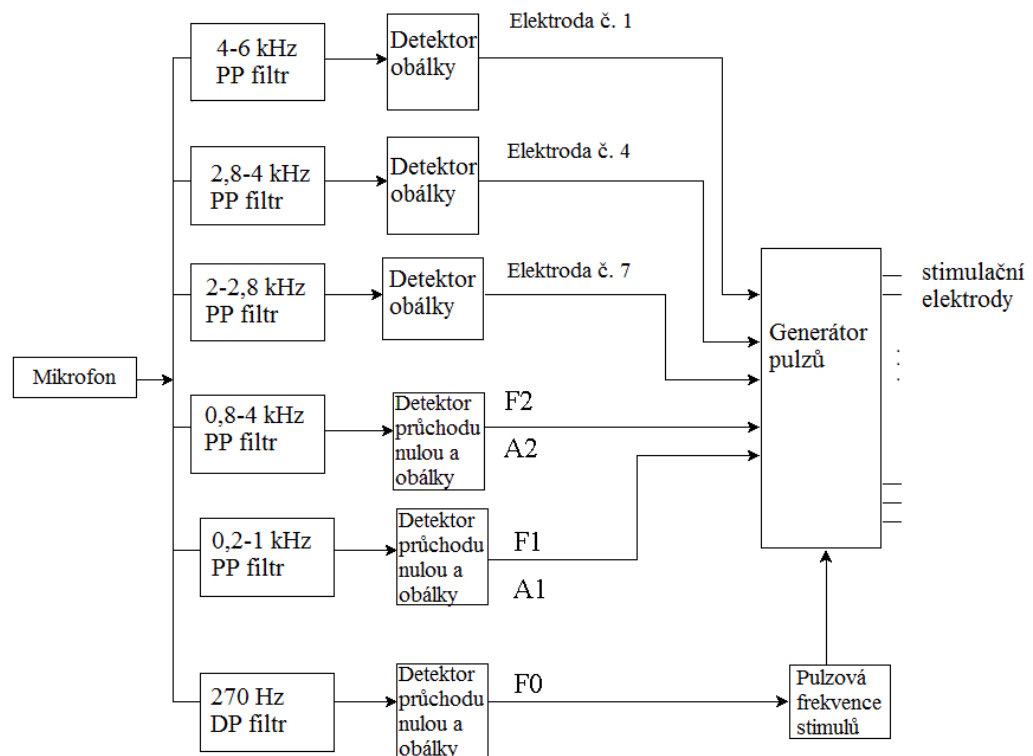
Jak se nabízí již z názvu, do strategie F0/F1/F2 byly přidány filtry pro určení frekvence prvního formantu (F1), tedy rezonování z oblasti dutiny hrdelní. Zde již procesor vybral pro stimulaci dvě elektrody, jednu pro stimulaci signálem z F1, druhou pro stimulaci signálem z F2. U kochleárního implantátu s dvaceti elektrodami

bylo pro frekvence F1 určeno pět elektrod nejbližších k apexu hlemýždě (tedy hlubší tóny s nízkými frekvencemi), zbylých patnáct elektrod bylo k dispozici pro signál F2. Stejně jako u strategie F0/F2, i zde probíhala stimulace podle F0. [26]

Přidání zpracování prvního formantu vedlo k dvojnásobně větší úspěšnosti v porozumění řeči, nicméně stále byly špatně rozeznávané souhlásky, jelikož ty obsahují velké množství vysokých frekvencí. [26]

4.2 Strategie MPEAK

Strategie MPEAK (zkratka pro název MULTIPLEAK) byla rozšířením výše zmiňované strategie F0/F1/F2. Opět byly detekovány první a druhý formant signálu a vypočteny jejich obálky, nicméně druhý formant byl detekován na omezenějším frekvenčním rozsahu (800-4000 Hz). Vyšší frekvence byly rozděleny do dalších tří pásmových filtrů (rozsahy uvedeny na obr. 4.2). Výsledkem přidání těchto tří filtrů bylo zlepšení reprezentace signálu F2 a především zlepšení identifikace vyšších frek-



Obr. 4.2: Blokové schéma strategie MPEAK [26]

vencí, což umožnilo lepší rozpoznávání souhlásek v řeči. Stimulace opět probíhala podle základní frekvence F0. [26]

4.3 Strategie CIS

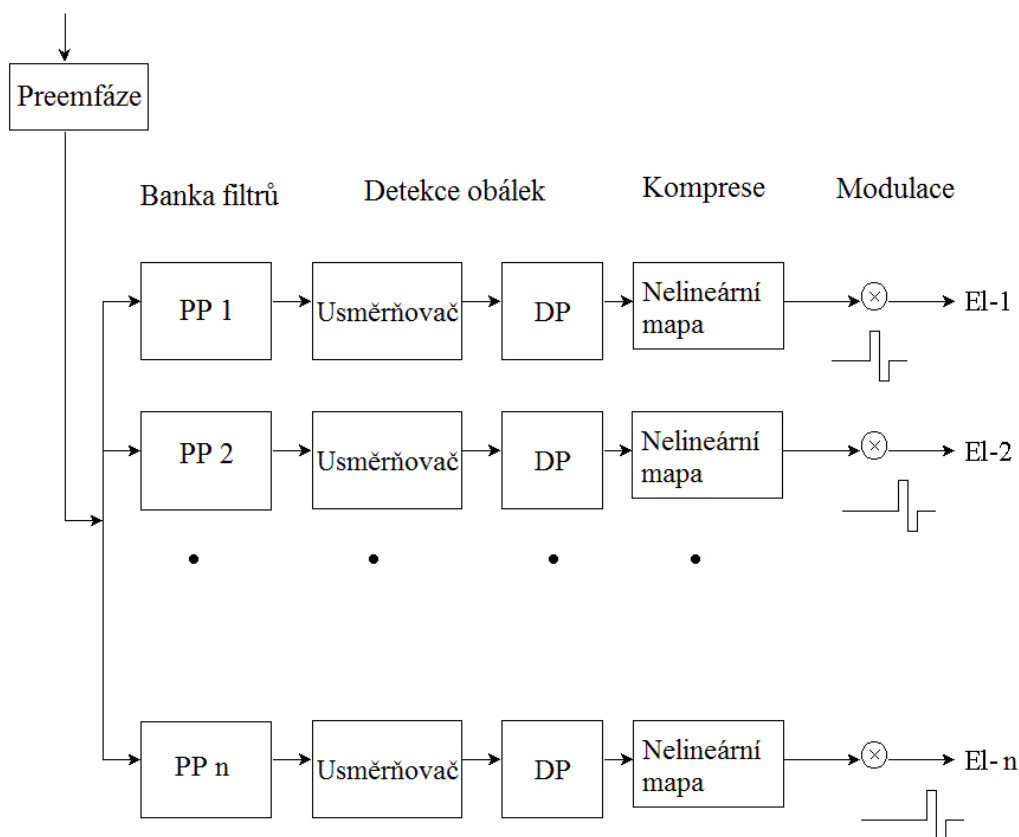
Strategie CIS (*Continuous Interleaved Sampling*) byla vyvinuta roku 1991 a v podstatě dvacet let tvořila základ kódovacích strategií většiny výrobců. Ještě v roce 2012 ji Charles T. M. Choi a Yi-Hsuan Lee v článku [22] uvedli jako kódovací strategii, která je používána většinou výrobců kochleárních implantátů.

Tato metoda stimuluje sluchový nerv pomocí nesouběžných pulzů. Bifazické impulzy se tak nepřekrývají, v jednu chvíli je stimulována právě jedna elektroda [26]. Blokové schéma strategie CIS je uvedeno na obr 4.3.

Na vstupní signál je aplikována preemfáze. Jejím úkolem je zdůraznit vyšší frekvence v signálu. Preemfáze je následována bankou filtrů (pásmových propustí – PP). Pro každé pásmo je pomocí filtru typu dolní propust (DP) zjištěna obálka signálu. Tu získáváme dvoucestným usměrněním signálu dané propusti a následným odstraněním frekvencí vyšších než 200 (případně 400) Hz [22, 26]. Výsledné signály ze všech pásem jsou následně komprimovány a převedeny do vnitřní části kochleárního implantátu, kde dochází k vlastní stimulaci nervu. U strategie CIS je každé elektrodě přiřazen jeden PP filtr, který jediný má vliv na impulzy určené této elektrodě. Bifazické pulzy posílané na elektrody implantátu se odvíjí od amplitud obálek signálů jednotlivých pásem.

CIS lze zařadit mezi takzvané N-of-M strategie, u kterých je pro rekonstrukci řeči využito „N“ nejlepších z celkového počtu „M“ kanálů. Strategie CIS je však specifická v tom, že se hodnoty „N“ a „M“ shodují, tedy že jsou pro rekonstrukci zvuku využity všechny kanály implantátu. [25]

Jak bylo zmíněno výše, stimulační pulzy se nepřekrývají, což má velmi pozitivní vliv na srozumitelnost řeči. Většinou platí, že s rostoucí stimulační pulzní frekvencí roste i srozumitelnost. [26]

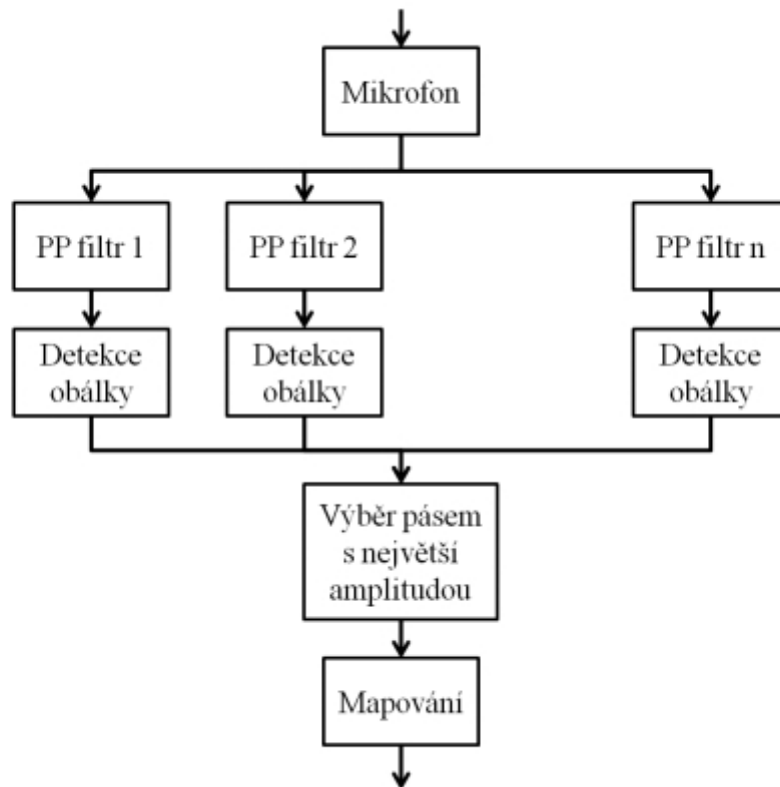


Obr. 4.3: Blokové schéma strategie CIS [26]

4.4 Strategie ACE

Stejně jako předchozí uvedená metoda CIS patří i strategie ACE (*Advanced Combinational Encoder*) mezi takzvané N-of-M strategie. Rozdíl oproti strategii CIS spočívá v myšlence, že u této metody se na stimulaci sluchového nervu podílí jen předem určený počet kanálů, které byly ve spektru nejsilnější, tedy kanály s největší amplitudou. Je tak kladen důraz na více výrazné složky signálu. [25]

Zvukový signál je na začátku procesu poslán do banky filtrů a rozdělen dle předem určených frekvenčních pásem. V každém pásmu je zjištěna obálka propuštěného signálu. Každé pásmo je přiřazeno k jedné elektrodě a představuje 1 kanál [25]. Pro zjištění obálek je vybrán určitý počet pásem (množství závisí na nastavujícím audiologovi), která měla největší amplitudu (lze vidět na obr. 4.4). Následuje stimulace elektrodami, které odpovídají vybraným kanálům. [22]



Obr. 4.4: Schéma strategie ACE [22]

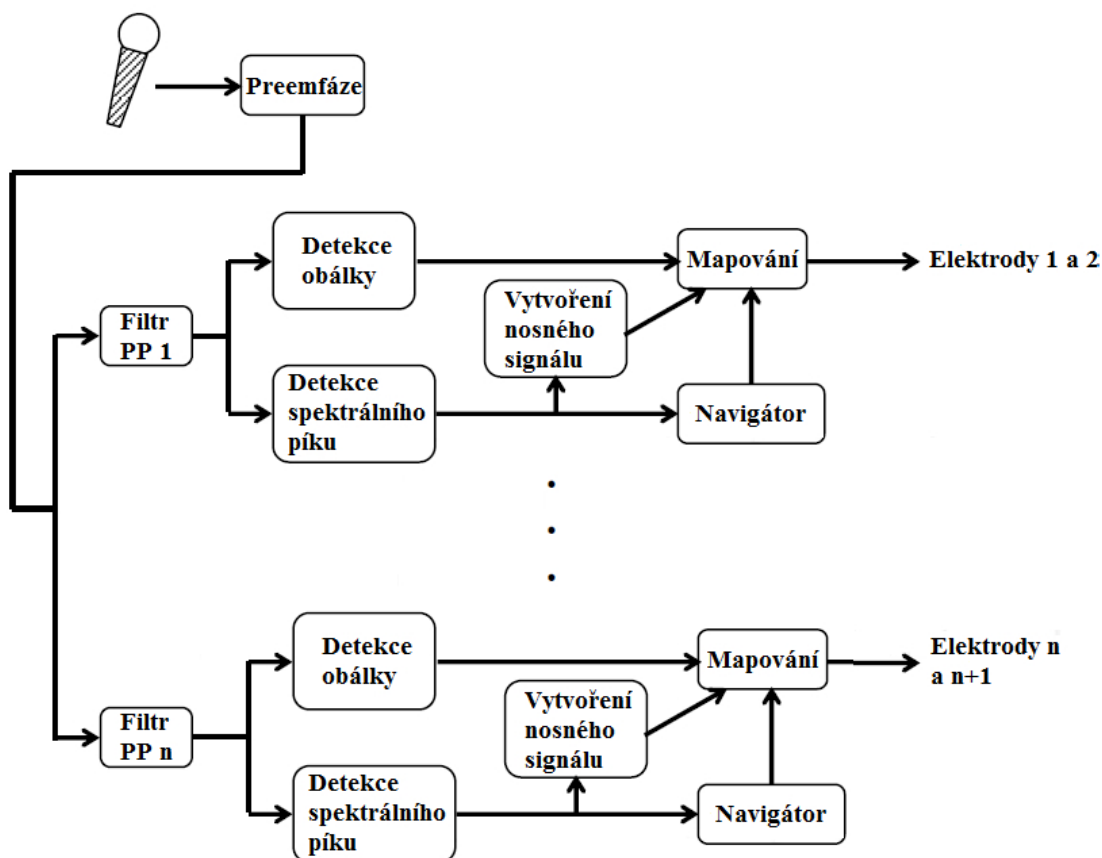
4.5 Strategie HiRes 120

Strategie HiRes 120 byla první komerční kódovací strategií, která využívá virtuální kanály. Je to nejpoužívanější strategie u firmy Advanced Bionics. [23]

Po zaznamenání prochází signál nejprve preemfází. Po této úpravě signálu přichází na řadu, stejně jako u ostatních strategií, banka filtrů. Ta signál rozdělí na takový počet částí, kolik je stimulačních elektrod v implantátu [27]. Stejně jako u předchozích strategií, i zde jsou zjištěny obálky jednotlivých pásem signálu, navíc však je pro každé pásmo nalezen nejvyšší spektrální pík, tedy nejsilnější frekvence daného pásma. Identifikace spektrálních píků je důvodem zařazení HiRes 120 mezi strategie využívající i jemné struktury signálu (obr. 4.1). Frekvence spektrálních píků jsou využity pro vytvoření nosného signálu. Dle [28] je nosný signál odvozen ze všech ostatních frekvenčních pásem, která se nepodílí na tvorbě aktuální obálky. Získaná modulace je následně zkombinována s informacemi z obálky daného pásma. Výstup

je navzorkován podle pulzů dodávaných do stimulačních elektrod. Typická frekvence pulzů pro všechny elektrody se pohybuje kolem 2 000 pulzů za sekundu. [28]

Blok Navigátor na obrázku 4.5 má vyjadřovat zjišťování informací pro využití virtuálních kanálů [28] (princip virtuálních kanálů je blíže popsán v podkapitole 3.3). Při n elektrodách v implantátu je možné vytvořit $n-1$ párů elektrod (vždy sousední elektrody), pomocí kterých může virtuální kanál vzniknout. Celkové schéma strategie HiRes 120 lze vidět na obrázku 4.5.

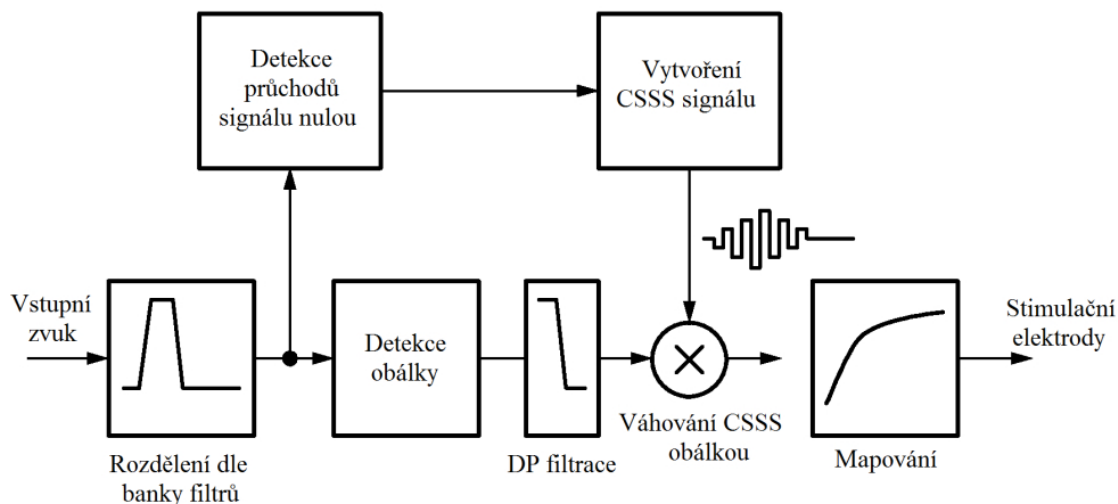


Obr. 4.5: Blokové schéma strategie HiRes 120 [22]

4.6 Strategie FSP

Jak upozorňuje již nezkrácený název, strategie FSP (*Fine Structure Processing*) využívá pro rekonstrukci i jemné struktury zvukového signálu. Jde o strategii vyvinutou a používanou firmou MED-EL, způsob rekonstrukce signálu je nazýván jako FineHearing [20]. Schéma strategie FSP lze vidět na obrázku 4.6.

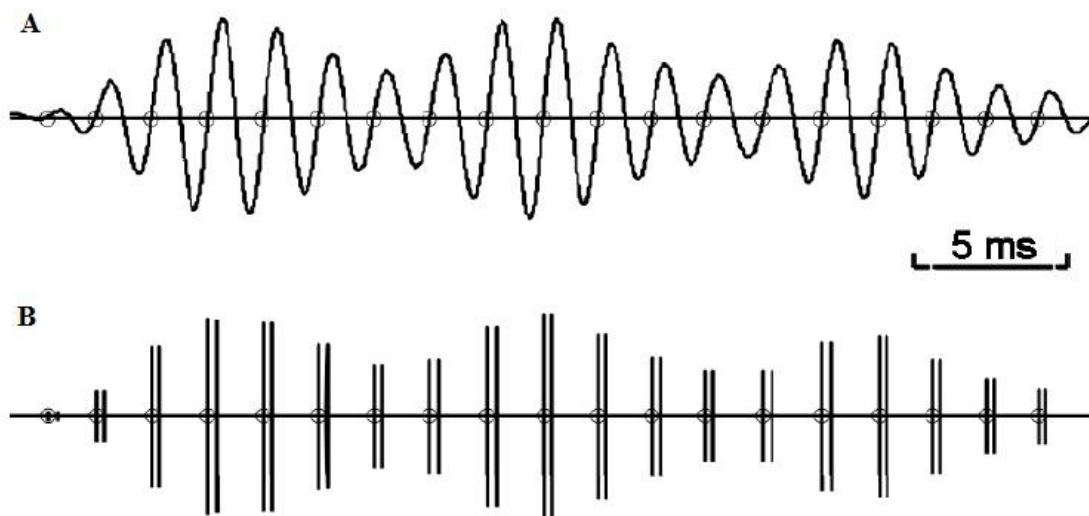
Technologie FineHearing využívá jemné struktury pro nižší a střední frekvence (tedy pro první dva až tři kanály implantátu), kde jsou přidány k obálkovému signálu pomocí signálové sekvence CSSS (*Channel Specific Sampling Sequences*). Takto je označována stimulační sekvence pomocí vysokofrekvenčních bifazických pulzů (typicky 5 000 pulzů za sekundu pro jeden kanál). [20]



Obr. 4.6: Schéma zpracování zvuku prvními třemi kanály u strategie FSP [29]

Výsledný signál jako kombinace obálky a CSSS tak obsahuje průběh obálky pomocí velikostí amplitudy pulzů a zároveň průběh jemné struktury signálu, která je reprezentována umístěním vždy prvního pulzu. Tento princip je znázorněn na obrázku 4.7. V části A je vidět původní signál s detekovanými průchody nulou (průchody jsou vyznačené kolečky), v části B jsou znázorněny odpovídající impulzy s velikostí danou obálkou signálu.

Ve strategii FSP je CSSS využíváno typicky pro 2-3 nejnižší kanály (záleží na rozložení pásem v bance filtrů), tedy pro frekvence do 300 či 500 Hz [30]. Pro ostatní kanály jsou u FineHearing zjištěny jen průběhy obálek. Při stimulaci dochází k využití dříve zmíněných virtuálních kanálů. [20, 30]



Obr. 4.7: Ukázka CSSS [30]

Ve výzkumech uvedených v [20] bylo dokázáno, že informace z obálky signálu jsou důležité pro porozumění řeči, zatímco informace obsažené v jemné struktuře signálu jsou zásadní pro dobrou lokalizaci zvuku, poslech hudby a pro porozumění více melodickým jazykům (vietnamština, mandarínská čínština apod.) [30].

4.7 Další strategie

Všichni výrobci kochleárních implantátů samozřejmě nezůstávají jen u vyvinutých strategií, ale snaží se je zlepšovat a vyvíjet nové. Jako příklad lze uvést strategie FS4 a FS4-p od firmy MED-EL, nebo strategii IFS (*Instantaneous-Frequency-Stimulation*) od firmy Advanced Bionics.

Strategie FS4 se od FSP liší počtem kanálů, ve kterých je využita informace z jemných struktur signálu (jsou používány čtyři kanály namísto tří), FS4-p navíc ještě možnostmi současné stimulace vybraných kanálů (na stimulaci místa se nepodílí jen dvě sousední elektrody, ale i další v okolí) [31] Strategie IFS je velmi podobná strategii FSP (princip IFS je uveden v [32]), ale je vyvíjena jinou společností.

4.8 Rozložení frekvenčních pásem banky filtrů u KI

Jak vyplývá z popisů kódovacích strategií v předchozích podkapitolách, u všech řečových strategií je aplikováno rozdělení signálu pomocí banky filtrů do určitého

počtu frekvenčních pásem. Rozdělení je voleno tak, aby co nejvíce odpovídalo rozložení zpracování frekvencí v hlemýždi zdravého vnitřního ucha. Existuje více způsobů a každý výrobce využívá své vlastní rozdělení. Typicky se využívá například logaritmické rozložení frekvencí v pásmech, dalším příkladem je lineární rozložení do 1000 Hz a logaritmické rozložení až od této hodnoty výše. [22] Bohužel frekvenční pásma jednotlivých filtrů nejsou příliš zveřejňována. Z nastudovaných článků pouze v [26] uvádí P. Loizou rozložení frekvencí, a to pro banku filtrů obsahující pouhá čtyři pásma. Tato pásma byla využita v praktické implementaci strategií, rozložení frekvencí do čtyř pásem je uvedeno v tab. 4.1.

Tab. 4.1: Popis pásem banky filtrů – 4 pásma

Pásma	Střední frekvence [Hz]	Šířka pásma [Hz]
1	400	600
2	1050	700
3	1850	900
4	3650	2700

Ostatní rozdělení frekvencí do banky filtrů aplikovaná v rámci této práce (tedy pro osm a dvanáct pásem) byla zjištěna z programu MAESTRO, což je software rakouského výrobce KI (firma MED-EL) sloužící k nastavování řečových procesorů po implantaci. Tato rozdělení lze najít v tabulkách tab. 4.2 a tab. 4.3.

Tab. 4.2: Popis pásem banky filtrů – 8 pásem

Pásma	Střední frekvence [Hz]	Šířka pásma [Hz]
1	384	265
2	692	331
3	1064	431
4	1528	516
5	2109	645
6	2844	805
7	3740	1006
8	4871	1257

Tab. 4.3: Popis pásem banky filtrů – 12 pásem

Pásmo	Střední frekvence [Hz]	Šířka pásma [Hz]
1	159	179
2	343	188
3	539	205
4	757	232
5	1010	275
6	1318	341
7	1712	447
8	2244	616
9	2990	877
10	4039	1222
11	5459	1617
12	7383	2233

5 SIMULACE KÓDOVACÍCH STRATEGIÍ V PROGRAMOVÉM PROSTŘEDÍ MATLAB

V rámci řešení této diplomové práce byly prakticky implementovány zkoumané řečové strategie CIS, ACE a FSP. Pro simulaci zpracování zvuku kochleárním implantátem byla v programovém prostředí MATLAB vytvořena funkce `zvuk`. Pro větší přehlednost kódu byly vytvořeny další funkce, které hlavní funkce `zvuk` využívá a které řeší dílčí úkoly. Těmi jsou načtení zvukového záznamu (funkce `nacitani`) a funkce pro simulaci zpracování zvuku jednotlivými strategiemi (funkce `sCIS`, `sACE` a `sFSP`). Všechny funkce budou blíže popsány v následujících podkapitolách.

Pro příjemnější manipulaci s vytvořeným programem bylo vytvořeno i grafické uživatelské rozhraní (funkce `Simulace`), které bude popsáno v kapitole 6.

5.1 Funkce `zvuk`

Funkce `zvuk` slouží pro vlastní simulaci zpracování zvuku kochleárním implantátem. Funkce je sestavena dle blokového schématu uvedeného na obrázku 5.1.

Jejími vstupy jsou název načítaného souboru se zvukovou nahrávkou – proměnná `soubor`, obsahující název vstupní zvukové nahrávky, dále název zvolené strategie zpracování (proměnná `strategie`) a počet pásem banky filtrů (proměnná `filtru`). Proměnné `soubor` a `strategie` jsou typu `string`, pokud by uživatel spouštěl funkci bez uživatelského rozhraní, je nutné konkrétní požadované názvy zadat. Do proměnné `soubor` se zadává název nahrávky, ten musí být napsán včetně koncovky určující její formát. Není-li nahrávka ve stejné složce, je nutné mít v proměnné `soubor` uvedenou celou cestu k souboru. Do proměnné `strategie` je ukládán název řečové strategie, která má být pro simulaci využita. Proměnná `filtru` je typu `integer`, může nabývat hodnot 4, 8 nebo 12. Pro tyto hodnoty bylo v odborné literatuře [26] či softwaru výrobce implantátů MED-EL (program MAESTRO) nalezeno a následně použito konkrétní rozložení frekvencí jednotlivých pásem banky filtrů.

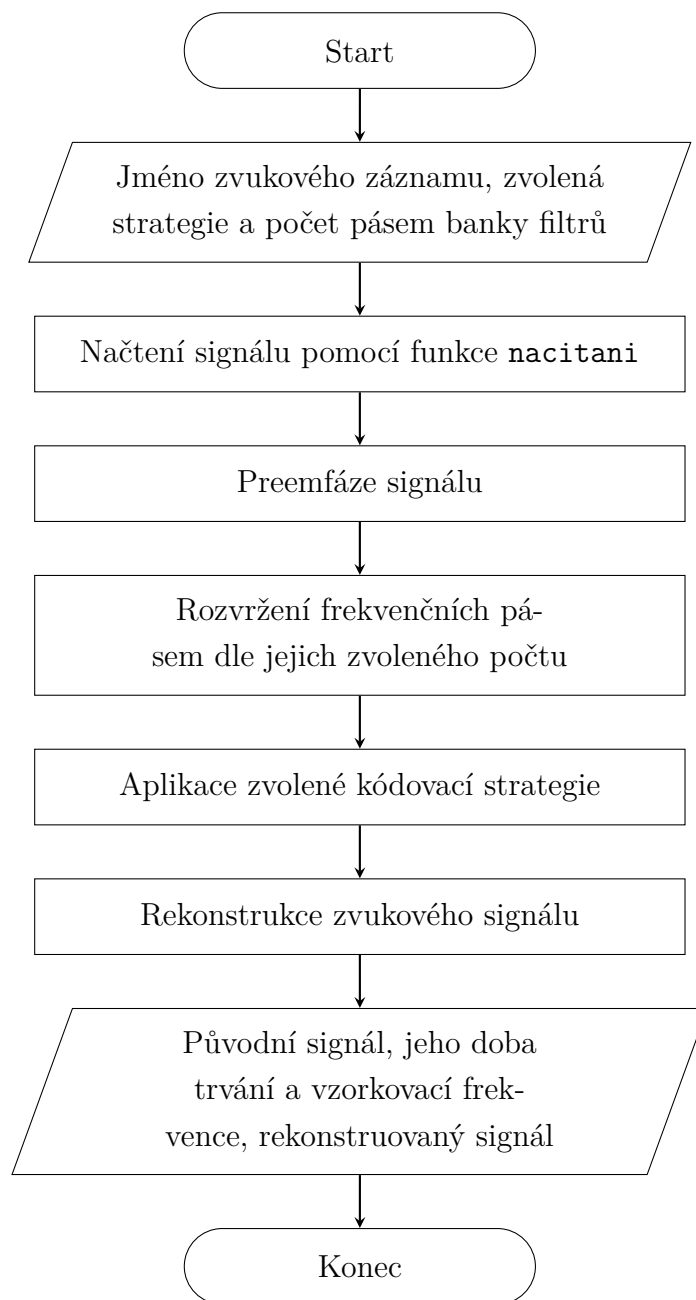
Funkce má čtyři výstupy, a to vzorkovací frekvenci signálu `Fvz`, vstupní signál `Vstup` (vektor hodnot původního zvuku), zvuk znázorňující provedenou simulaci zpracování implantátem (proměnná `simul`) a proměnnou `cas`, která je využívána při vykreslení průběhu zvukového signálu v čase a při aplikaci strategie FSP.

Po zavolání funkce `zvuk` je nejdříve pomocí funkce `nacitani` načtena zvuková nahrávka, která má být zpracovávána. Ta je za účelem provedení preemfáze signálu filtrována pomocí Butterworthova filtru typu horní propust s mezní frekvencí 1200 Hz (mezní frekvence byla zvolena dle [33]).

Dále je podle zvoleného počtu filtrů banky vybráno rozložení jednotlivých pásem (tedy je definována střední frekvence a velikost každého pásma), které je v dalším kroku použito při aplikaci funkcí konkrétních kódovacích strategií (popsány v kapitolách 5.3, 5.4 a 5.5). Po aplikaci zvolené strategie zpracování je signál pro potřeby simulace rekonstruován. Zpětná rekonstrukce je realizována podle postupu uvedeného v [34]. Obálka každého pásma je násobena harmonickou funkcí, jejíž frekvence je určena střední frekvencí daného pásma banky filtrů, ze kterého byla příslušná obálka získána. Posledním krokem rekonstrukce je sečtení signálů ze všech pásem banky filtrů dohromady. Pro lepší názornost celé rekonstrukce je uveden vzorec (5.1), vyjadřující popsany postup:

$$s(t) = \sum_{k=1}^N A_k(t) \cdot \sin(2\pi \cdot f_k \cdot t) \quad (5.1)$$

V uvedeném vzorci je $s(t)$ rekonstruovaný signál t -tého vzorku signálu, $A_k(t)$ představuje amplitudu obálky k -tého pásma banky filtrů (k je tedy počet pásem banky). Jako f_k je označena příslušná střední frekvence propustného pásma banky. V reálném kochleárním implantátu by místo sečtení došlo k převodu signálů na jednotlivé pulzy, rozložené do příslušných elektrod implantátu. To však nebylo pro účely této práce vhodné, jelikož zde bylo cílem simulovat zvuk pro ucho zdravého posluchače, jehož sluchový aparát si celkový signál rozkládá sám (bližší vysvětlení principu fungování vnitřního ucha bylo uvedeno v kapitole 1.1).



Obr. 5.1: Blokové schéma funkce *zvuk*

5.2 Funkce *nacistani*

Účelem funkce *nacistani* je načtení vybraného zvukového souboru a zjištění základních informací vstupního signálu. Tyto informace jsou pak přivedeny na výstup, neboť je s nimi pak dále hojně pracováno v hlavní funkci *zvuk*. Výstupy funkce *nacistani* jsou vlastní průběh zvukového signálu (proměnná *zvuk*), jeho vzorkovací

frekvence Fvz , velikost (tj. počet vzorků, označeno jako proměnná $delka$) a proměnná cas , která je následně využívána například pro vykreslení zvukového záznamu v čase.

Vstupní proměnná $soubor$ je typu `string`, výstupní proměnné Fvz a $delka$ jsou typu `double`, ostatní výstupní proměnné jsou vektory obsahující číselné hodnoty rovněž datového typu `double`.

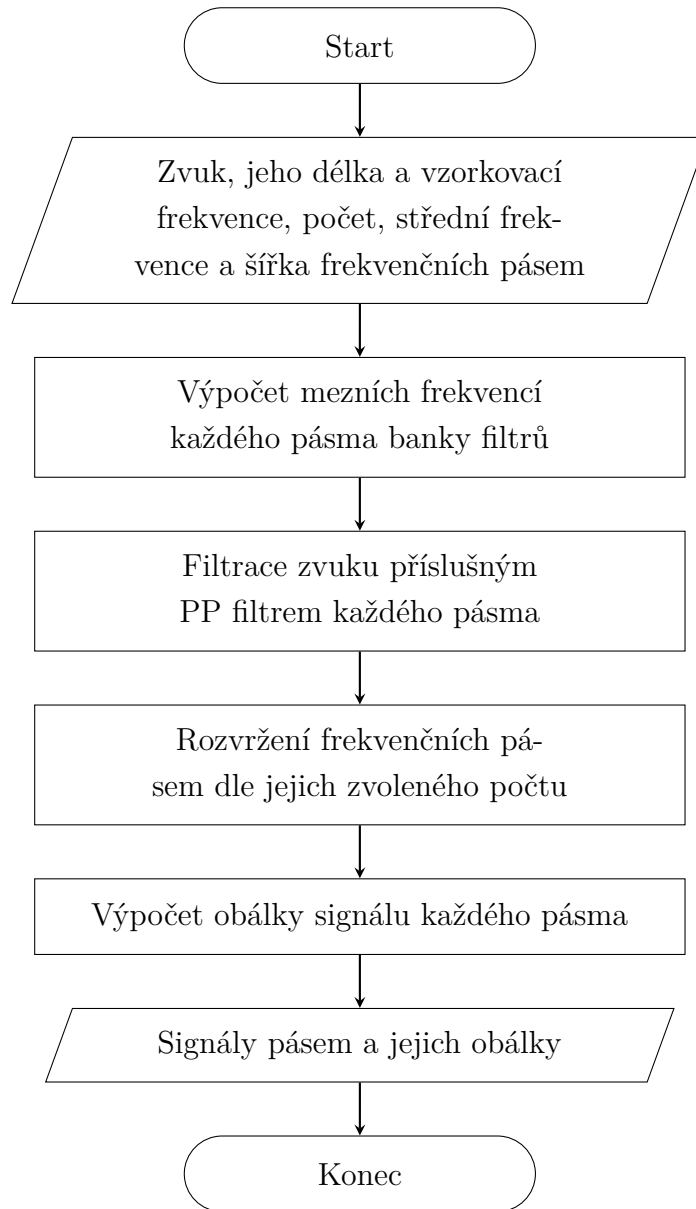
5.3 Funkce `sCIS`

Funkce `sCIS` slouží pro simulaci zpracování vstupního zvukového signálu kochleárním implantátem podle kódovací strategie CIS, jejíž princip byl vysvětlen v kapitole 4.3.

Vstupními proměnnými do funkce jsou původní signál (ve funkci označen jako $vstup$), dále jeho velikost (proměnná $delka$), počet filtrů, jejich frekvenční pásmové rozložení a střední frekvence (proměnné $filtru$, $pasma$ a $stredni_f$). Poslední vstupní proměnnou je vzorkovací frekvence signálu značená Fvz .

Preemfáze proběhla již v hlavní funkci `zvuk`, tudíž funkce `sCIS` pokračuje v simulaci od tohoto bodu. Na základě vstupních proměnných je signál rozdělen do jednotlivých pásem banky filtrů (popis pásem je uveden v tabulkách 4.1, 4.2 a 4.3. Rozdělení je provedeno pomocí Butterworthových filtrů, realizovaných jako pásmové propusti (mezní frekvence jednotlivých pásem jsou určeny proměnnou $pasma$). V každém pásmu pak dochází k filtraci absolutní hodnoty daného signálu filtrem typu dolní propust s mezní frekvencí 200 Hz (hodnota zvolena dle [35]). Tímto způsobem jsou zjištěny tzv. obálky jednotlivých částí signálu.

Výstupy funkce `sCIS` jsou matice ob a Y . Do matice Y je uložen vstupní signál rozdělený do jednotlivých pásem banky filtrů, matice ob obsahuje obálky signálů z pásem banky. Princip vytvořené funkce `sCIS` je znázorněn na obrázku 5.2.



Obr. 5.2: Blokové schéma funkce `sCIS`

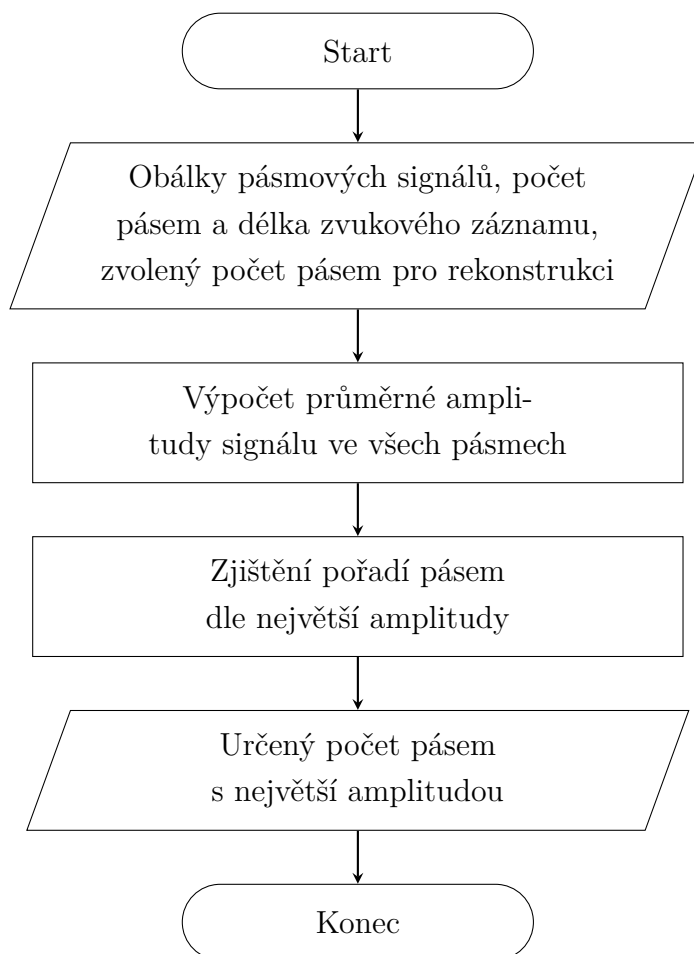
5.4 Funkce `sACE`

Funkce `sACE` slouží pro simulaci zpracování vstupního zvukového signálu kochleárním implantátem podle kódovací strategie ACE. Princip této strategie byl vysvětlen v kapitole 4.4.

Vstupy do této funkce jsou proměnné `ob`, `filtru`, `delka` a `n`. Hodnoty proměnných `filtru` a `delka` jsou známé z hlavní funkce, proměnná `ob` z využití funkce `sCIS`. Proměnná `n` je typu `integer`, definuje počet nejlepších pásem, která se mají podílet na

rekonstrukci signálu. Tento počet si volí uživatel, proměnná může nabývat hodnot z intervalu $\langle 1, \text{filtru} \rangle$. V případě, že byl zvolen maximální možný počet pásem (tedy počet pásem v bance filtrů), výstup funkce `sACE` by byl shodný s výstupem funkce `sCIS`. Funkce `sACE` je znázorněna blokovým schématem na obr. 5.3.

Ve funkci je pro každé frekvenční pásmo zjištěna průměrná velikost amplitudy signálu. Tyto hodnoty jsou následně seřazeny a na výstup funkce jsou přivedeny obálky n signálů s největší amplitudou.



Obr. 5.3: Blokové schéma funkce `sACE`

5.5 Funkce `sFSP`

Funkce `sFSP` simuluje zpracování zvukového signálu kochleárním implantátem pomocí kódovací strategie FSP, jejíž princip byl vysvětlen v kapitole 4.6.

Tato funkce má čtyři vstupy, a to rozložený vstupní signál (proměnná Y), v proměnné ob uložené obálky jednotlivých pásem, vzorkovací frekvenci v proměnné Fvz

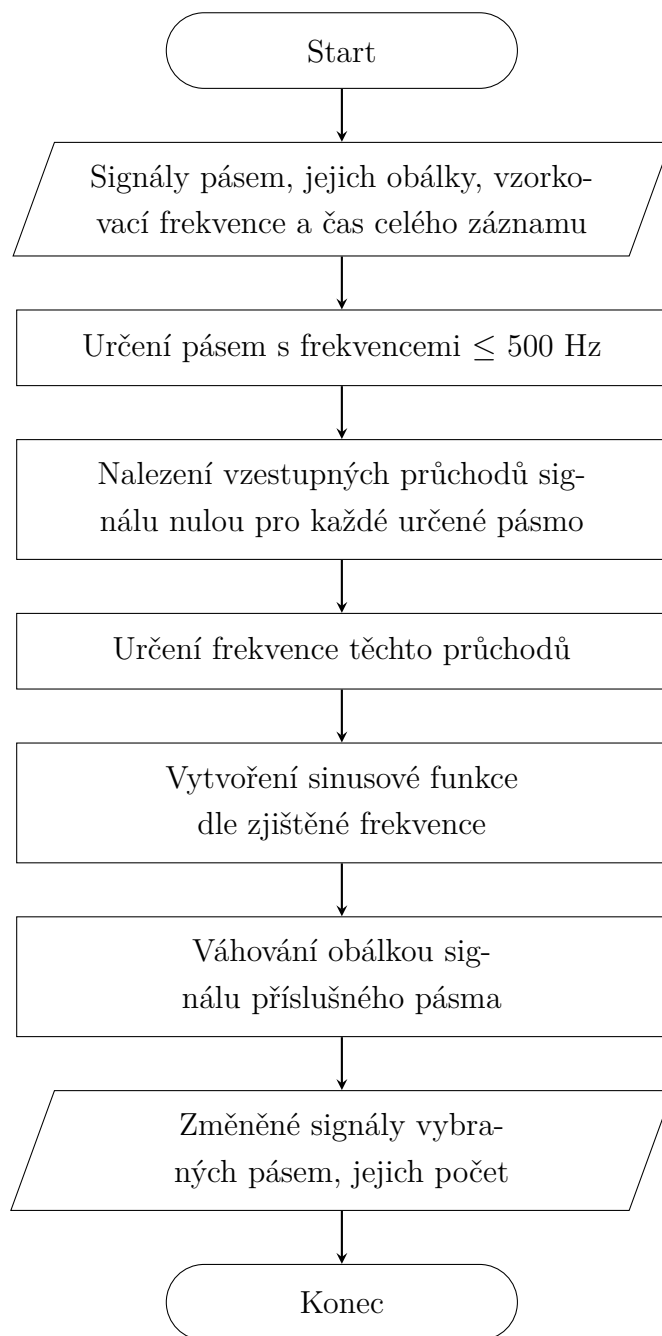
a proměnnou cas s časovým určením jednotlivých vzorků zvukového signálu. Vstupní proměnné Fvz a cas jsou známé z funkce `nacitani`, proměnné Y a ob z funkce `sCIS`.

Jak bylo popsáno v [30], pro dvě až tři pásma s nejnižšími frekvencemi (do 300 až 500 Hz) je v této strategii využívána kromě obálky signálu i informace o průchodu signálu nulovou hodnotou. Proto je prvním krokem funkce `sFSP` určení počtu pásem, ve kterých budou tyto průchody detekovány. Počet je zvolen podle množství pásem banky filtrů.

Průchody signálu daných pásem nulovou hodnotou byly zjištěny dle následujícího postupu. Byly vynásobeny sousední hodnoty signálu poté zjištěny indexy míst, kde byl součin menší či roven nule. Z těchto indexů byly dále vybrány pouze ty, u kterých byla první hodnota menší než druhá hodnota signálu. Tím bylo zajištěno, že se jedná o vzestupný průchod signálu nulou (reálná strategie vyhledává pouze vzestupné průchody).

Vydělením počtu detekovaných průchodů celkovým časem zvukové nahrávky je získána frekvence průchodů nulou. Ta je využita pro vytvoření harmonického signálu, který je následně váhován (násoben) příslušnou obálkou daného pásma.

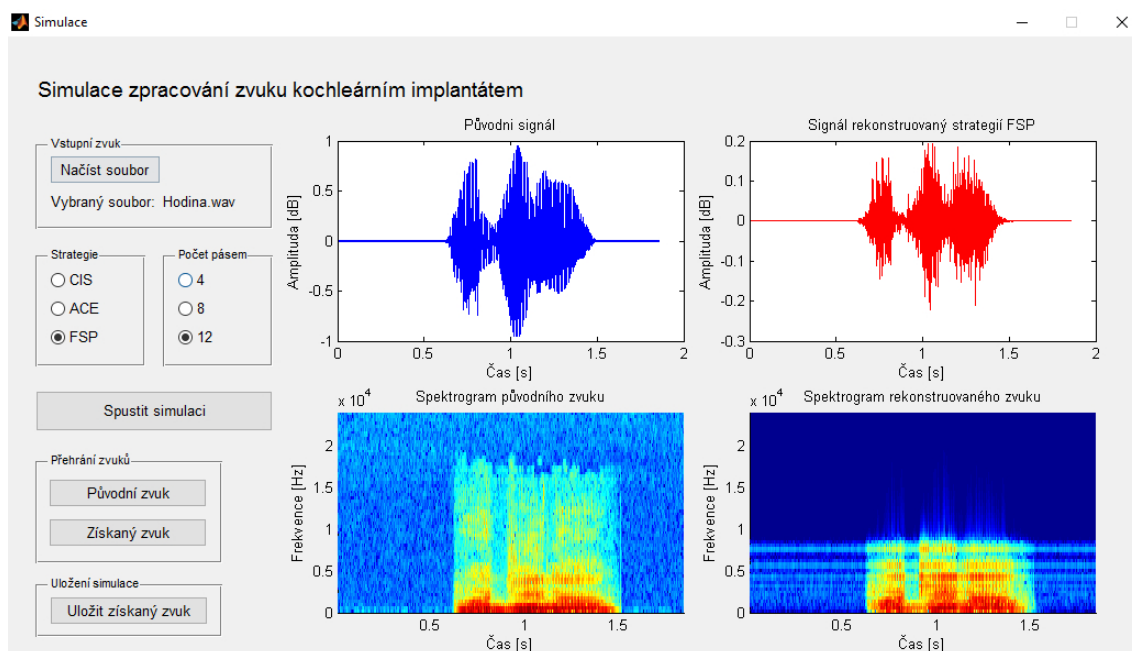
Výstupem funkce `sFSP` je proměnná Yn , což je matice obsahující rekonstruované signály. Výše popsaný postup simulace strategie FSP je znázorněn na vytvořeném blokovém schématu funkce `sFSP` na obrázku 5.4. Po celkové rekonstrukci signálu ve funkci `zvuk` nahrazuje matice Yn hodnoty příslušných kanálů, u kterých má být využita popsaná detekce jemných struktur signálu.



Obr. 5.4: Blokové schéma funkce sFSP

6 FUNKCE SIMULACE – GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ

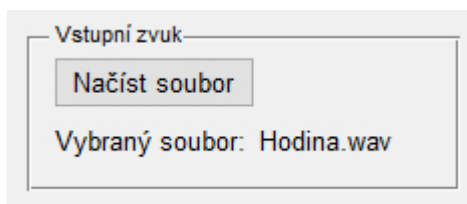
Pro jednoduchý přístup k simulaci práce kochleárního implantátu byl v programovém prostředí MATLAB vytvořen program `Simulace` (náhled grafického uživatelského rozhraní lze vidět na obrázku 6.1). Program byl tvořen tak, aby jej uživatel mohl intuitivně ovládat. V případě, že by uživatel neovládal program postupně a některý zásadní krok přeskočil, vytvořené chybové hlásky jej upozorní na vynechané kroky a on se tak může vrátit, dodatečně zvolit parametry simulace a spustit ji znovu. V levé části programu jsou umístěny ovládací prvky pro uživatele, zbylý prostor je věnován vykreslení výsledků odpovídajících zvolenému nastavení simulace. Jednotlivé prvky ovládání jsou popsány v následujících podkapitolách.



Obr. 6.1: Náhled celého vytvořeného GUI

6.1 Volba vstupní nahrávky

V první řadě musí uživatel načíst soubor se zvukovou nahrávkou. Tu lze zvolit po kliknutí na tlačítko *Načíst soubor*. Po výběru se název souboru zobrazí v textu pod tlačítkem, takže má uživatel přehled, který soubor vybral – ukázka na obrázku 6.2.



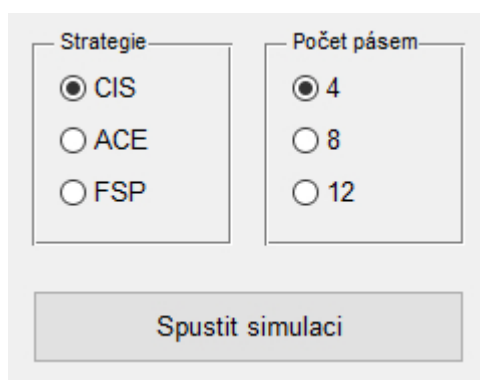
Obr. 6.2: Volba vstupního zvukového záznamu

6.2 Volba strategie a počtu pásem, spuštění simulace

Druhou částí s možností volby uživatele je výběr kódovací strategie a počtu frekvenčních pásem, tedy hlavní parametry pro vlastní simulaci zpracování zvuku. K dispozici je výběr ze tří strategií – strategie CIS, strategie ACE a strategie FSP, a ze tří možností počtu frekvenčních pásem v bance filtrů. Pro jiné počty nebylo nalezeno rozložení frekvenčních pásem. Celkem má uživatel k dispozici devět variant nastavení implantátu. Jako výchozí varianta je nastavena strategie CIS se čtyřmi frekvenčními pásmy (lze vidět na obrázku 6.3).

Po zvolení vstupního zvukového záznamu a výběru strategie a počtu pásem uživatel klikne na tlačítko *Spustit simulaci*. Tím je spuštěna funkce *zvuk*, která byla popsána v kapitole 5.1 a která provádí vlastní simulaci zpracování zvuku kochleárním implantátem.

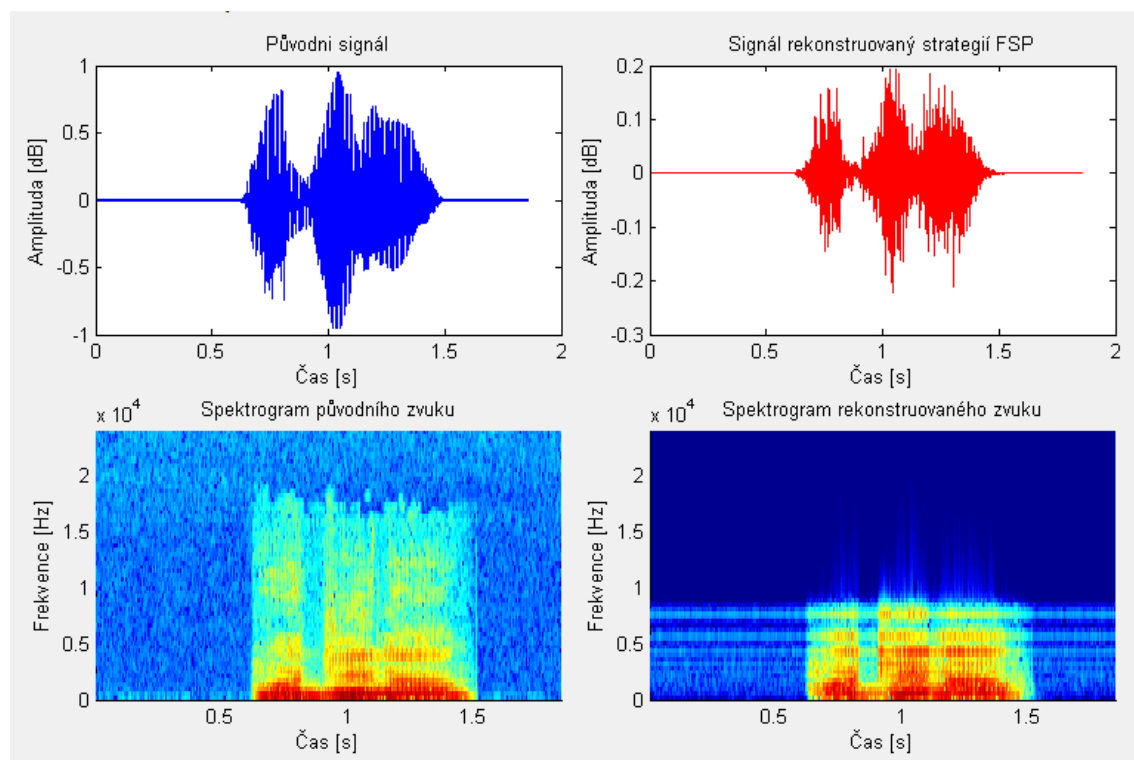
Pokud by uživatel stiskl tlačítko před výběrem zvukové nahrávky, objeví se mu chybová hláška a simulace nebude provedena.



Obr. 6.3: Volba kódovací strategie a počtu frekvenčních pásem

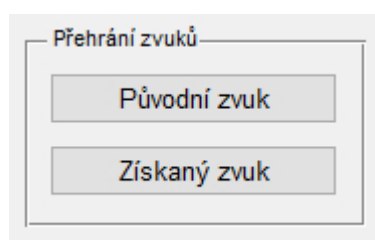
6.3 Srovnání zvukových stop

Po provedení simulace se uživateli objeví ve čtyřech oknech (ukázka na obrázku 6.4) postupně průběh původního signálu v čase (levý horní graf, signál zobrazen modře), pod ním jeho spektrogram. Následně je vpravo nahoře červeně vykreslen průběh rekonstruovaného zvuku po simulaci zpracování implantátem a pod ním jeho spektrogram.



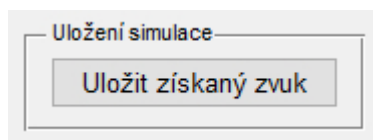
Obr. 6.4: Průběhy zvukových záznamů a jejich spektrogramy

Zároveň má uživatel pomocí oblasti *Přehrání zvuků* (zobrazena na obrázku 6.5) možnost srovnat původní nahrávku s její rekonstruovanou variantou. Po kliknutí na jednotlivá tlačítka se přehraje odpovídající zvukový záznam.



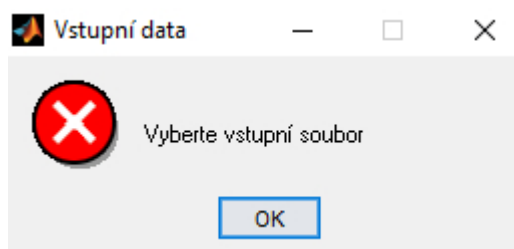
Obr. 6.5: Přehrání zvuků

Pro případ, že by si chtěl uživatel uložit rekonstruovaný zvuk, je k dispozici tlačítko *Uložit získaný zvuk* (náhled na obrázku 6.6). Po stisknutí uvedeného tlačítka uživatel uvede název souboru pro uložení signálu. Záznam bude uložen ve formátu WAV.



Obr. 6.6: Možnost uložení rekonstruovaného zvukového záznamu

V případě, že uživatel stiskne kterékoli ze tří výše uvedených tlačítek, aniž by předtím provedl volbu vstupního zvukového záznamu či stiskl tlačítko pro provedení simulace, zobrazí se mu odpovídající chybová hláška, ze které jistě pochopí, kterou část vynechal a co má ještě napravit pro správný chod programu. Ukázkou chybové hlášky lze vidět na obrázku 6.7.



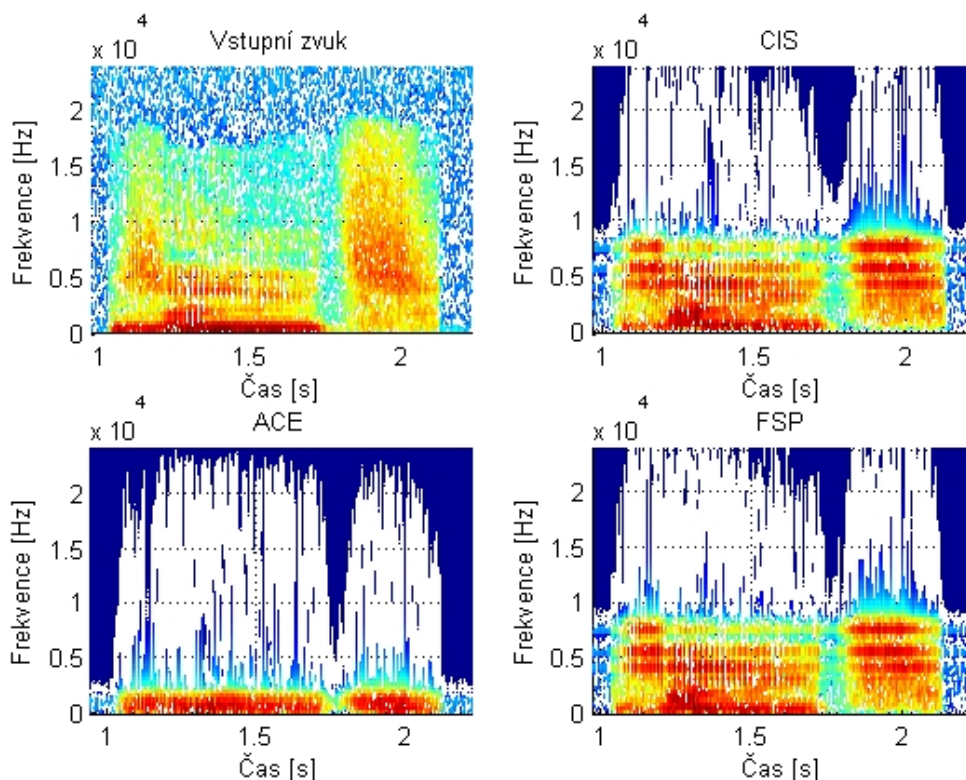
Obr. 6.7: Příklad chybové hlášky

7 TESTOVÁNÍ A VYHODNOCENÍ ZÍSKANÝCH VÝSLEDKŮ

Jak bylo v předchozích kapitolách popsáno, v rámci této práce byl vytvořen program, ve kterém lze simulovat zpracování zvuku pomocí tří kódovacích strategií, jež se u kochleárních implantátů využívají. Strategie byly vzájemně porovnány pro různé vstupní nahrávky. V této kapitole je popsána metodika jejich srovnání, dále jsou zde uvedeny a diskutovány výsledky zmíněného srovnání.

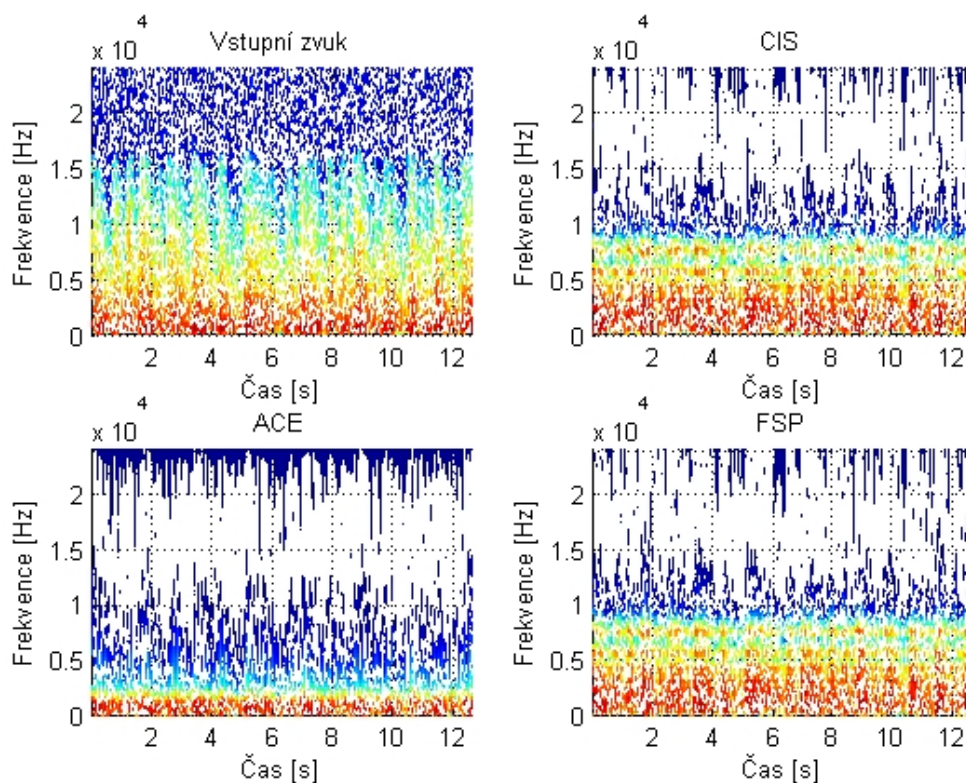
7.1 Porovnání získaných spektrogramů

Pro vizuální porovnání výsledných signálů z jednotlivých strategií s původním signálem byly vykresleny jejich spektrogramy (obr. 7.1 a 7.2). Na uvedených obrázcích jsou patrné výrazné změny mezi spektrogramy původního a všech rekonstruovaných signálů.



Obr. 7.1: Spektrogram původního zvuku a zvuků získaných ze simulovaných strategií (výchozím signálem bylo slovo zajíc)

Jasně lze vidět u všech tří strategií úbytek vyšších frekvencí a naopak nárůst frekvencí odpovídajících oblastem pásmových filtrů (především u metod CIS a FSP). Tento vliv je možné vidět jako vodorovné linie. Nárůst frekvencí je méně patrný u strategie ACE, kde bylo k rekonstrukci použito jen zvolené množství nejsilnějších frekvenčních pásem. To je i důvod menšího množství frekvencí v signálu, nejvyšší amplituda byla naměřena zřejmě pro nejnižší frekvenční pásma.



Obr. 7.2: Spektrogram původního zvuku a zvuků získaných ze simulovaných strategií (výchozím signálem byl úryvek ze symfonie Z nového světa)

U zpracování řeči i hudební ukázky je znát úbytek vysokých frekvencí v signálu. Zatímco však u řeči zůstala její hlavní funkce (tedy srozumitelnost) převážně zachována, u hudební ukázky lze snadno identifikovat pouze rytmus. Výška tónů (a tím celá melodie) je rozpoznatelná jen se značnými obtížemi. Bližší hodnocení srozumitelnosti je popsáno v podkapitole 7.3.

7.2 Metodika testování kódovacích strategií

Pro srovnání simulovaných řečových kódovacích strategií byla využita vybraná slova z nahrávek z [36]. Slova byla volena dle níže uvedeného principu. Celkem byl test realizován na 15 dobrovolnících.

Testování simulované řeči nabízelo k porovnání několik parametrů. Prvním (a asi nejdůležitějším) byla obecně srozumitelnost u jednotlivých strategií. Dobrovolníkům byl přehrán vždy soubor slov rekonstruovaných dle konkrétní řečové strategie. Jako první byla pouštěna strategie ACE, po ní strategie CIS a FSP. Pořadí CIS a FSP bylo měněno, aby se předešlo možnosti, že by se dobrovolníkům zdála vždy poslední ukázka nejlepší. Testovaní dobrovolníci měli za úkol napsat slovo, které z nahrávky slyší, jaké slovo jim nahrávka nejvíce připomíná. Zároveň měli jednotlivá slova ohodnotit na stupnici od jedné do pěti, jak moc si jsou jisti tím, že slyšeli dobře (1 – jsem si zcela jist, 5 – nerozuměl jsem). Výstupy pro srovnání strategií byly realizovány při použití rozložení původního signálu na 12 frekvenčních pásem. U strategie ACE bylo voleno jako výstupních 5 pásem s největší amplitudou.

Druhým aspektem byla otázka, zda lze u řečových strategií najít rozdíl mezi slovy obsahujícími více hlásek vyšších frekvencí a slovy s hláskami nižších frekvencí. Při výběru slov bylo vycházeno z knihy [37], kde jsou jako příklady uvedeny jako samohlásky nižších frekvencí písmena „u“ a „o“, ze souhlásek pak převládají hluboké tóny u písmen „p“ a „b“. Naopak vyšších frekvencí by měla dosahovat písmena „e“ a „i“ ze samohlásek, u souhlásek se jedná především o písmena „s“, „c“, případně „š“ a „č“. Vybraná testovací slova pro porovnání strategií jsou uvedena v tabulce 7.1.

V odborné literatuře je často uváděno, že strategie FSP by měla být schopna (na rozdíl od jiných strategií, především ve srovnání s CIS) dobře rekonstruovat pacientům i hudbu. Posledním bodem testování tak byly ukázky známých hudebních děl. Úkolem dobrovolníků bylo pokusit se možností rozpoznat, o jakou hudební skladbu se jedná, porovnat mezi sebou nahrávky z různých strategií a zaznamenat případné zachycené rozdíly. Jako zkušební ukázky hudby byly vybrány úvod skladby Pro Elišku od Ludwiga van Beethovena, předehra k písni Hallelujah a známý motiv z 9. symfonie Antonína Dvořáka. Hudební ukázky byly převzaty z [38, 39, 40].

U hudebních ukázek byl vždy přehrán jeden druh nahrávky, zpracovaný strategiemi v pořadí ACE, CIS a FSP. Cílem zde bylo porovnat jednotlivé nahrávky, jak která zní, která je nejpříjemnější, nejzřetelnější apod.

Jako další parametr byl zkoumán vliv počtu frekvenčních pásem na kvalitu výstupního zvuku. Pro každou strategii byly získány tři varianty zpracování slova – s využitím čtyř, osmi a dvanácti frekvenčních pásem v bance filtrů. K testování bylo použito jedno slovo obsahující spíše písmena nižších frekvencí (slovo „úkol“)

a jedno slovo s písmeny vyšších frekvencí (slovo „zajíc“). Testované osoby měly oběma slovům v každé strategii přiřadit čísla jedna až tři, tedy seřadit od nejlepšího po nejhorší.

Slova s písmeny vyšších frekvencí	Slova s písmeny nižších frekvencí
Pejsek	Buchta
Neděle	Ruka
Peníze	Bota
Sníh	Ucho
Peřina	Rok

Tab. 7.1: Použitá slova pro testování řečových strategií KI

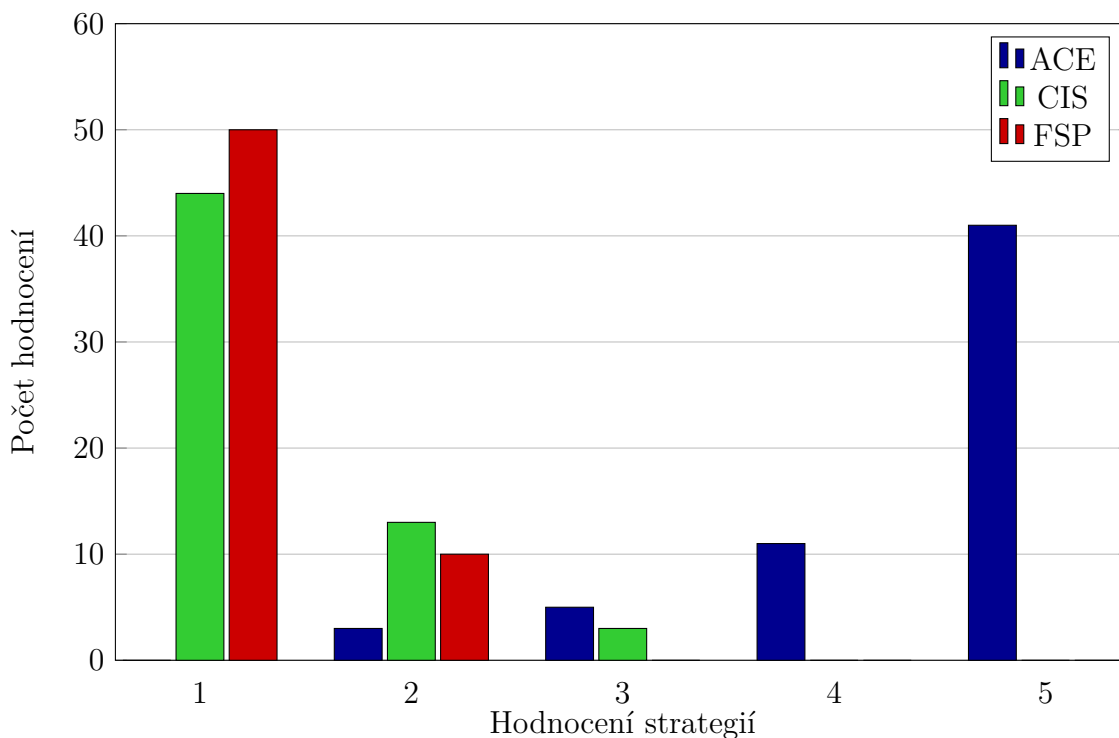
7.3 Vyhodnocení výsledků testování

Jak bylo popsáno v předchozí podkapitole, bylo provedeno srovnání srozumitelnosti řeči a vnímání hudby po zpracování zvuku třemi strategiemi a srovnání vlivu rozložení frekvencí do různého počtu frekvenčních pásem pro jednotlivé strategie.

Na obrázcích 7.3 a 7.4 jsou výsledné grafy srovnání strategií pro každou skupinu slov z tabulky 7.1. Oba grafy vyjadřují, kolikrát bylo pro každou strategii zvoleno které hodnocení. Z obou grafů vyplývá jako jednoznačně nejnesrozumitelnější strategie ACE (v obou skupinách byla nejčastěji hodnocena číslem 5). Strategie CIS a FSP měly celkem vyrovnané hodnocení, v obou případech byla nejčastěji zvolena hodnota 1, tedy nejlepší srozumitelnost. Nicméně strategie FSP získala v obou skupinách lehkou převahu, byla tedy posluchači zvolena jako nejlepší.

Srovnání výsledků mezi slovy nízkých a vysokých frekvencí je uvedeno na obrázku 7.5. Graf je znázorněn jako rozdíl získaný odečtem výsledků slov vysokých frekvencí od slov nízkých frekvencí. Dle zmíněného grafu bylo u strategie CIS o něco více rozumět slovům nízkých frekvencí, u strategií FSP a ACE slovům vysokých frekvencí. Rozdíly však nejsou nijak markantní, zvláště u strategie FSP je rozdíl v pouhé jedné odpovědi, takže z výsledku srovnání nelze říci, že by vyšel mezi oběma skupinami statisticky významný rozdíl.

U hudebních ukávek nebylo možné vytvořit grafické srovnání, neboť úspěšnost v identifikaci byla u drtivé většiny dobrovolníků mizivá. Jen jeden člověk poznal všechny tři hudební ukázky, většina testovaných osob poznala pouze první ukávkou. Někteří dobrovolníci nebyli schopni rozpoznat ani jednu z použitých nahrávek. Tento výsledek lze hodnotit tak, že v rekonstruovaných signálech chyběly potřebné vyšší frekvence, které nesou barvy tónů, takže identifikace skladeb byla možná spíše na

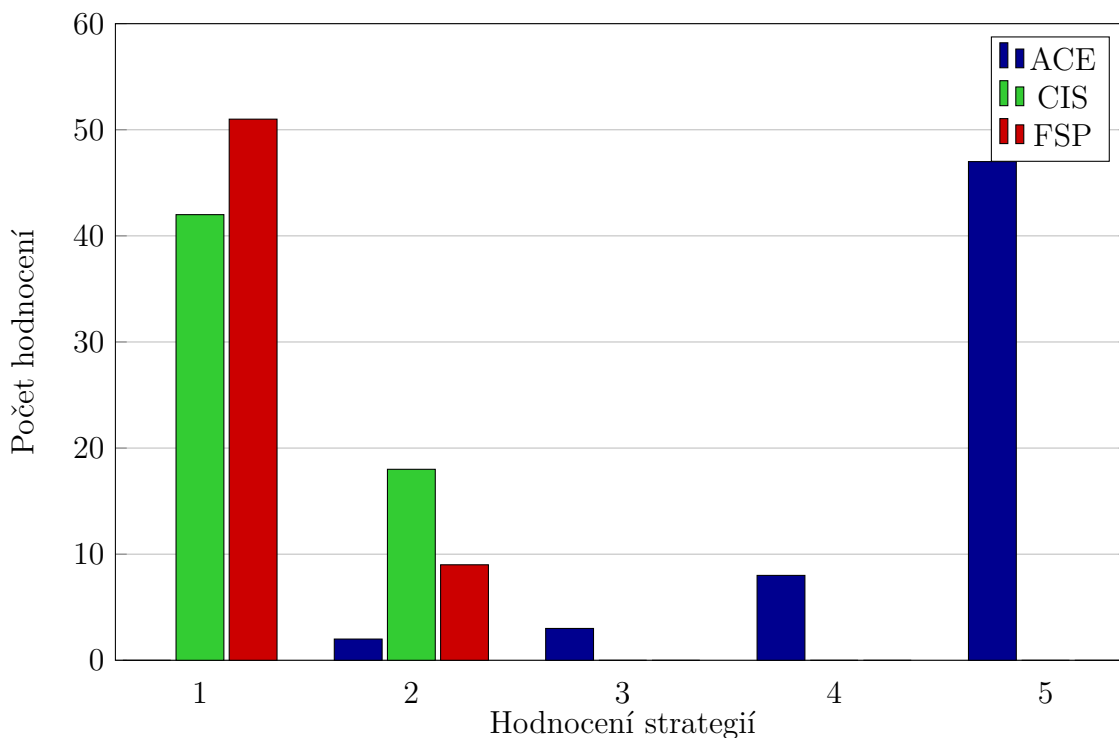


Obr. 7.3: Hodnocení strategií pro slova nižších frekvencí

základě rytmu, který byl celkem snadno rozpoznatelný ve všech nahrávkách. V subjektivním hodnocení bylo často uvedeno, že nahrávky připomínají zvonění na věži (či zvony u dobytka). Signály tedy nejspíš obsahovaly frekvence odpovídající tomuto druhu nástrojů, chyběly jim však vyšší frekvence, které by více definovaly barvu tónů.

Jako poslední byly srovnány výstupy z hlediska počtu frekvenčních pásem, která tvoří banku filtrů. U strategií CIS a FSP vyšlo pro obě testovaná slova pořadí shodně. Jako nejhorší byly označeny nahrávky s využitím čtyř pásem, jako nejlepší byla zvolena varianta s dvanácti pásmy. Obě strategie tak potvrdily předpoklad, že s vyšším počtem pásem (což u reálných implantátů znamená zpravidla i vyšší počet stimulačních elektrod) roste kvalita zvukového signálu.

U strategie ACE tento předpoklad potvrzen nebyl, pro obě testová slova byly výsledky přesně opačné. Příčinu lze odvozovat z faktu, že se v této strategii nepodílí na konečném signálu všechna pásma, ale jen jejich předem zvolený počet, takže významná část informace pak může ve výstupním signálu chybět. V tomto testu byly pro čtyřpásmovou variantu rozložení pásem zvoleny jako výstupní dva kanály, pro variantu osmi pásem byly použity tři kanály a pro dvanáct pásem byl signál rekonstruován z pěti kanálů.



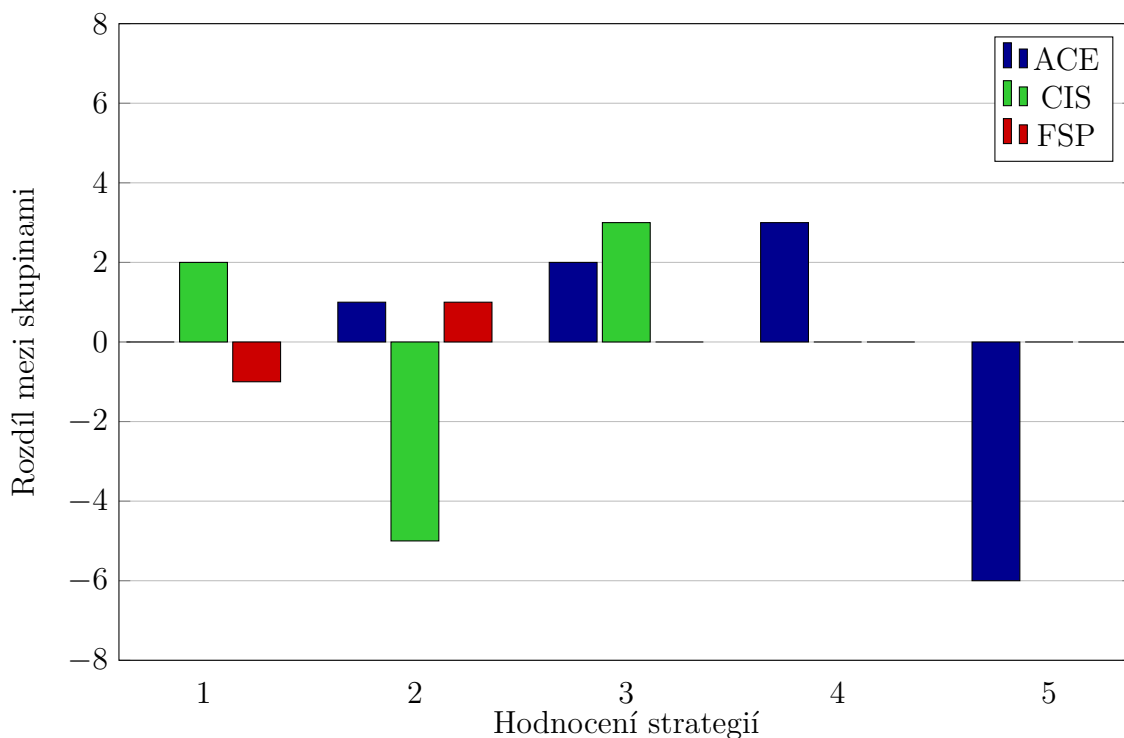
Obr. 7.4: Hodnocení strategií pro slova vyšších frekvencí

7.4 Shrnutí výsledků testování

Jako nejlepší ze simulovaných strategií byla vyhodnocena strategie FSP. U této strategie nebyl ani u jednoho dobrovolníka problém s rozpoznáním testovaného slova, nejčastěji zde bylo voleno nejlepší hodnocení srozumitelnosti. Jako druhá nejlepší byla zvolena strategie CIS. Některým dobrovolníkům zněly první dvě strategie velmi podobně, ale hodně jich zaznamenalo drobné rozdíly (například trochu ostřejší sykavky u strategie FSP). Strategie si jsou velmi podobné i při vizuálním porovnání spektrogramů.

Ani u hudby se očekávaný větší rozdíl v kvalitě rekonstrukcí neprojevil. Důvodem může být fakt, že nebylo možné vytvořit dokonalou simulaci i s převodem na elektrické bifazické impulzy, kde by se rozdíl strategií nejspíš projevil. Zde byly signály rekonstruovány za pomoci harmonických funkcí, jejichž frekvence byla v případě strategie CIS určena jako střední hodnota daného kanálu, u FSP byla zjištěna pomocí průchodů signálu nulou.

Strategie ACE vyšla z testování s výrazně horšími výsledky než předchozí dvě strategie. Většině dobrovolníků se povedlo poznat u této strategie maximálně dvě slova, přičemž se jednalo spíše o odhady než o jistotu jako u předchozích strategií.



Obr. 7.5: Srovnání hodnocení slov obou skupin

Při opětovném spuštění simulací po dokončení testu však dobrovolníci v naprosté většině již daná slova bez problému rozpoznávali. Z toho lze dojít k závěru, že i přes špatné prvotní výsledky by byla i tato strategie jistou pomocí pro jinak neslyšící pacienty. Pacient si během pooperační rehabilitace zvyká na vjemy, které třeba do té doby neměl šanci zažít, takže se adaptuje pomaleji, ale nelze popřít užitečnost a možnost velkého zvýšení kvality života, kterou kochleární implantáty mohou pacientům nabídnout.

8 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo seznámit se blíže s problematikou kochleárních implantátů, s podrobnějším zaměřením na jejich možnosti zpracování zvukového signálu. V práci je popsána struktura a princip, jak implantáty fungují. Konkrétněji jsou rozebrány řečové procesory, především jejich způsob zpracování zvuku. V kapitole 4 jsou podrobně vylíčeny principy prvotních, ve vývoji zásadních a nakonec i moderních kódovacích strategií, podle nichž implantát zvuk zpracovává.

U vybraných strategií CIS, ACE a FSP byla dle dostupné literatury vytvořena jejich simulace v programovém prostředí MATLAB. Pro jednoduchý přístup potenciálních uživatelů k simulaci bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní, ve které si uživatel může zvolit zvukový záznam, řečovou strategii a počet frekvenčních pásem, podle kterých pak simulace probíhá. Po spuštění simulace se uživateli pro srovnání zobrazí průběh a spektrogramy původního a simulovaného signálu. Navíc má uživatel možnost i poslechového srovnání obou zvukových záznamů. V případě zájmu je uživateli k dispozici tlačítko pro uložení simulovaného signálu.

Vytvořené simulace strategií byly porovnány skupinou dobrovolníků. Testování probíhalo jak pro řečové záznamy, tak pro hudební ukázky. V rámci testů byla srovnávána srozumitelnost slov rekonstruovaných dle jednotlivých strategií, zároveň příjemnost poslechu daných zvuků. Jako nejlepší byla vyhodnocena strategie FSP, která měla nejlépe rozpoznatelné souhlásky a zároveň v ní byla lehce patrná i barva původního hlasu. Druhá nejlepší, strategie CIS byla také bez potíží srozumitelná. S velkým odstupem pak skončila poslední zkoumaná strategie ACE, u které byla slova rozpoznávána jen zřídka a s velkými obtížemi. Podrobnější popis průběhu a vyhodnocení testování strategií je uveden v kapitole 7.

LITERATURA

- [1] TROJAN, S. *Fyziologie: Učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Avicenum, 1987. stránky 791-799.
- [2] DRŠATA, J., R. HAVLÍK. *Foniatrie - sluch*. Havlíčkův Brod: Tobiáš, 2015. ISBN 978-80-7311-159-5.
- [3] PETROVICKÝ, P., R. DRUGA. *Systematická, topografická a klinická anatomie: zrakové a sluchové orgány, orgány s vnitřní sekrecí*. Praha: Karolinum, 1996. ISBN 80-718-4118-8.
- [4] DLOUHÁ, O., ČERNÝ, L. *Foniatrie*. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-802-4620-480.
- [5] HRAZDIRA, I., V. MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902-8961-4.
- [6] SACHELI, R., L. DELACROIX, P. VANDENACKERVEKEN et al. Gene transfer in inner ear cells: a challenging race. *Gene Therapy*. [online]. 2013. [cit. 2015-11-14]. Dostupné z: <http://www.nature.com/gt/journal/v20/n3/fig_tab/gt201251f1.html>.
- [7] KABÁTOVÁ, Z., M. PROFANT. *Audiológiá*. Praha: Grada, 2012. 978-802-4741-734.
- [8] Hearing Loss Association of America®. Types, Causes and Treatment. *Hearing Loss*. [Online] [cit. 2015-12-12]. Dostupné z: <<http://www.hearingloss.org/content/types-causes-and-treatment>>.
- [9] NOVÁK, A. *Audiologie: vyšetřovací technika, diagnostika, léčba a rehabilitace*. Praha: Alexej Novák, 2003. ISBN 80-239-1986-5.
- [10] LEHNHARDT, M. *Implantovatelná zařízení*. [Online] [cit. 2013-12-3]. Dostupné z: <<http://www.qeswhic.eu/downloads/letter05cz.pdf>>.
- [11] Audionika s.r.o. *O firmě MED-EL*. [Online] 2015. [cit. 2015-12-20]. Dostupné z: <<http://www.audionika.cz/medel/stranka/o-firme-med-el>>.
- [12] Advanced Bionics. *History of Innovation*. [Online] Advanced Bionics, 2015. [cit. 2015-12-20]. Dostupné z: <http://www.advancedbionics.com/com/en/system/footer/about_us/corporate_information/history.html>.

- [13] MED-EL. *MED-EL Announces the Launch of the SYNCHRONY Cochlear Implant System*. [Online] MED-EL, 2014. [cit. 2015-12-20]. Dostupné z: <<http://www.medel.com/int/show2/index/id/1501/title//>>.
- [14] *Jak pracuje kochleární implantát. Poradna pro zájemce o implantační program MED-EL*. [Online] Audionika s.r.o., 2015. [cit. 2015-12-18]. Dostupné z: <<http://www.audionika.cz/medel/stranka/jak-pracuje-kochlearni-implantat>>.
- [15] MED-EL. *The World's First CI Single-Unit Processor*. [Online] 2015. [cit. 2015-12-18]. Dostupné z: <<http://www.medel.com/int/rondo>>.
- [16] WOLFE, J. Formant: what is a formant? *Music Acoustics*. [Online] 2015. [cit. 2015-12-15]. Dostupné z: <<http://newt.phys.unsw.edu.au/jw/formant.html>>.
- [17] KRČMOVÁ, M. Monoftongy. *Fonetika a fonologie*. [Online] 2008. [cit. 2015-12-15]. Dostupné z: <<http://is.muni.cz/elportal/estud/ff/js08/fonetika/ucebnice/ch06s02s01.html>>.
- [18] TŮMA, J. *Zpracování signálů získaných z mechanických systémů užitím FFT*. Praha: autor neznámý, 1997. ISBN 80-901936-1-7.
- [19] SMĚKAL, Z. *Systémy a signály: 1D a 2D diskrétní a číslicové zpracování*. Praha: Sdělovací technika, 2013. ISBN 978-80-86645-23-0.
- [20] *FineHearing™ Technology, A Step Closer to Natural Hearing*. [Online] [cit. 2015-11-12]. Dostupné z: <http://s3.medel.com/downloadmanager/downloads/maestro/en-US/FocusOn_FineHearing.pdf>.
- [21] MOON, I.J. a S. H. HONG. What Is Temporal Fine Structure and Why Is It Important? *Korean Journal of Audiology* [online]. 2014, [cit. 2015-12-21]. Dostupné z: <<http://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.7874/kja.2014.18.1.1>>.
- [22] CHOI, C. M. T. a Y. LEE. *A Review of Stimulating Strategies for Cochlear Implants*. [Online] 2012. [cit. 2015-10-24]. Dostupné z: <<http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/36343.pdf>>. ISBN 978-953-51-0582-4.
- [23] *Implementing Active Current Steering for Increased Spectral Resolution in Harmony® HiResolution® Bionic Ear Users*. [Online] [cit. 2015-12-3]. Dostupné z: <https://www.advancedbionics.com/content/dam/ab/Global/en_ce/documents/libraries/Professional%20Library/AB%>

20Technical%20Reports/Sound%20Processing/AB_HiRes_Fidelity_120_Sound_Processing_report.pdf>.

- [24] FAN-GANG ZENG, S. REBSCHER, W. HARRISON, XIAOAN SUN a HAI-HONG FENG. Cochlear Implants: System Design, Integration, and Evaluation. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. [Online] 2008. [cit. 2016-01-01]. Dostupné z: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4664429>>. DOI: 10.1109/RBME.2008.2008250. ISSN 1937-3333.
- [25] BÜCHNER, A., B. EDLER a W. NOGUIERA. *Fundamental Frequency Coding in NofM Strategies for Cochlear Implants*. [Online] 2005. [cit. 2015-10-24]. Dostupné z: <<http://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=13231>>.
- [26] LOIZOU, P. Mimicking the human ear. *IEEE signal processing magazine*. 1998. [cit. 2015-10-24]. Dostupné z: <<http://ecs.utdallas.edu/loizou/cimplants/tutorial/introci.pdf>>. ISSN 1053-5888.
- [27] NOGUEIRA, W., L. M. LITVAK, B. EDLER, J. OSTERMANN a A. BÜCHNER. Signal Processing Strategies for Cochlear Implants Using Current Steering. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*. [Online] 2009. [cit. 2015-12-3]. Dostupné z: <<http://asp.eurasipjournals.com/content/2009/1/531213>>. DOI: 10.1155/2009/531213.
- [28] WOUTERS, J., H. J. MCDERMOTT a T. FRANCAERT. Sound Coding in Cochlear Implants: From electric pulses to hearing. *IEEE Signal Processing Magazine*. [Online] 2015. [cit. 2015-11-22]. Dostupné z: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7038260>>. DOI: 10.1109/MSP.2014.2371671. ISSN 1053-5888.
- [29] MED-EL ELEKTROMEDIZINISCHE GERAETE GMBH a Dirk MEISTER, Peter SCHLEICH, Peter NOPP. *Enhancing fine time structure transmission for hearing implant system*. [patent]. IPC: A61N 1/04, HO4R 25/00. Patentový spis US20120209351.
- [30] ZIEHOFER, C. a R. SCHATZER. A Fine Structure Stimulation Strategy and Related Concepts. *Cochlear Implant Research Updates*. 2012. [cit. 2015-12-2]. Dostupné z: <<http://cdn.intechopen.com/pdfs/36344.pdf>>. ISBN: 978-953-51-0582-4..
- [31] HOCHMAIR, I., E. HOCHMAIR, P. NOPP, M. WALLER a C. JOLLY. Deep electrode insertion and sound coding in cochlear implants. *Hearing Research*. [online]. 2015, 14-23 [cit. 2016-03-14]. DOI: 10.1016/j.heares.2014.10.006. ISSN 03785955.

- [32] GHRISSI, M., A. CHERIF. Using acoustic models to compare speech processing strategies for cochlear implants based on current steering. *Global Journal of Advanced Engineering Technologies*. 3, 2014, Sv. 4. [cit. 2016-04-01]. Dostupné z: <<http://www.gjaet.com/wp-content/uploads/2014/06/USING-ACOUSTIC-MODELS-TO-COMPARE-SPEECH-PROCESSING-STRATEGIES-FOR-COCHLEAR-IMPLANTS-BASED-ON-CURRENT-STEERING.pdf>>. ISSN: 2277-6370.
- [33] CLARK, Graeme. *Cochlear implants fundamentals and applications*. New York: Springer, 2003. ISBN 978-0-387-21550-1.
- [34] VONDRÁŠEK, M. *Zpětná rekonstrukce řeči a virtuální elektroda pro kochleární implantáty*. [Online] [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: <http://noel.feld.cvut.cz/sbornik05/data/002_slajdy.pdf>.
- [35] WU, S., S. MAI a C. ZHANG. FPGA implementation of CIS speech processing strategy for Cochlear Implants. *2011 4th International Congress on Image and Signal Processing*. IEEE, 2011. [cit. 2015-12-25]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6099967&tag=1>. DOI: 10.1109/CISP.2011.6099967. ISBN 978-1-4244-9306-7.
- [36] NOVOTNÝ, Z., V. SYROVÝ a M. NOVÁK. *Slovní audiometrie*. [zvukový záznam na CD]. Praha: Audiorex Audiometers, 1994.
- [37] SMETANA, C. a kol. *Praktická elektroakustika*. Praha: SNTL-Nakladatelství technické literatury, 1981.
- [38] SUK, J., K. NOVOTNÁ, J. ADAMUS. *Ave Maria, Pro Elišku, Humoreska*. [zvukový záznam na CD]. GZ Digital Media, a.s., 2000.
- [39] GREGSON-WILLIAMS, Harry. *Shrek (Music From The Original Motion Picture)*. místo neznámé: SKG Music LLC, 2001.
- [40] NEUMANN, V. Dvorak: *Symphony No.9/Te Deum*. [zvukový záznam na CD]. Praha: SUPRAPHON, 1992.
- [41] *freesound*. [Online] Music Technology Research Group. [cit. 2015-12-27.] <<https://www.freesound.org/>>.
- [42] LOIZOU, P., M. DORMAN. On the Number of Channels Needed to Understand Speech. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1999.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

ACE	Advanced Combinational Encoder – druh řečové strategie KI
CIS	Continuous Interleaved Sampling – druh řečové strategie KI
CSSS	Channel Specific Sampling Sequence – stimulační sekvence pomocí vysokofrekvenčních bifazických pulzů
DP	Filtr typu dolní propust
F0, F1, F2	Označení formantů lidské řeči
f_{mez}	Mezní frekvence
FS4	druh řečové strategie KI (FSP aplikované na 4 kanály)
FS4-p	Druh řečové strategie KI (FSP s paralelní stimulací)
FSP	Fine Structure Processing – druh řečové strategie KI
GUI	Graphical User Interface – grafické uživatelské rozhraní
HiRes 120	High Resolution – druh řečové strategie KI
HP	Filtr typu horní propust
HT	Hearing Threshold – nastavovaný sluchový práh
IFS	Instantaneous-Frequency-Stimulation – druh řečové strategie KI
KI	Kochleární Implantát
MATLAB	Matrix Laboratory – programovací prostředí, ve kterém byla diplomová práce realizována
MCL	Maximum Comfortable Level – nastavovaný sluchový práh
MPEAK	MULTIPEAK – druh řečové strategie KI
SPEAK	Spectral Peak – druh řečové strategie KI
PP	Filtr typu pásmová propust
WAV	Waveform Audio File Format – formát používaných zvukových nahrávek
WSP	Wearable Speech Processor – druh KI