

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ PRO POMŮCKY PRO NEDOSLYCHAVÉ

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

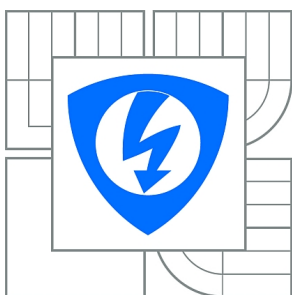
Bc. JAN KELČA

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ PRO POMŮCKY PRO NEDOSLÝCHAVÉ

SIGNAL PROCESSING USED IN HEARING DEVICES

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. JAN KELČA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JANA KOLÁŘOVÁ, Ph.D.

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Jan Kelča

ID: 138940

Ročník: 2

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Zpracování signálů pro pomůcky pro nedoslýchavé

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se se základní anatomí a fyziologií lidského ucha a principem slyšení a zaměřte se na jeho různé dysfunkce. 2) Uveďte přehled dostupných zařízení korigujících různé sluchové vady a zaměřte se zejména na princip kochleárního implantátu. 3) Navrhněte blokové schéma procesu úpravy řečového signálu pro demonstraci dysfunkce sluchového ústrojí a následnou korekci signálu přístrojem. 4) Navrhněte a implementujte program, který bude zpracovávat řečový signál podle navrženého blokového schématu. 5) Navrhněte způsob pro hodnocení funkce implantátu. 6) Proveďte vyhodnocení navrženého řešení a diskuzi dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JAN, J. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. 1. vydání. Brno: VUTIUM Press Brno, 1997. 437 s. ISBN: 80-214-0816- 2.

[2] MELANSON, J.L. and LINDEMANN, E. Digital signal processing hearing aid. 2000 Google Patents; US Patent 6,104,822.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 22.5.2015

Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Konzultanti 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

V této diplomové práci je podrobně popsána anatomie a fyziologie sluchového aparátu, včetně jeho patologických změn. Podstatná část práce objasňuje problematiku kompenzace sluchových poruch, kdy je hlavní důraz kladen na kochleární implantáty. Práce charakterizuje jednotlivé funkční části kochleárních implantátů od mikrofону až po elektrodová pole. Práce se zabývá detailněji řečovými procesory kochleárních implantátů a možnostmi, které poskytují kódovací strategie. V praktické části práce je navrženo blokové schéma kochleárního implantátu, které využívá kódovacích strategií CIS nebo ACE. Na základě blokového schématu je vytvořen program simulující práci kochleárních implantátů.

KLÍČOVÁ SLOVA

Sluchový aparát, hlemýžď, kochleární implantace, řečový procesor, kódovací strategie, rekonstrukce součtem sinusových signálů.

ABSTRACT

In this work is in details described anatomy and physiology of auditory tract, all its pathological changes included. The main part of this work concentrates on the issue of hearing disorders compensation when special emphasis comes to cochlear implants. This work characterizes every single functional part of cochlear implants from microphones to electrode array. The thesis works in details with speech processors of cochlear implants and with possibilities that provides codes strategies. In a practical part of this thesis is designed the scetch of block scheme of the cochlear implant using CIS and ACE strategy. As an outcome has been made the programme for processing acoustic signal that is based on mentioned block scheme.

KEYWORDS

Auditory tract, cochlea, cochlear implants, speech processor, coding strategy, reconstruction by sum of sinwave signals.

KELČA, J. *Zpracování signálů pro pomůcky pro nedoslýchavé*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 70 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Zpracování signálů pro pomůcky pro nedoslýchavé jsem vypracoval 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 autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících 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.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Tímto děkuji vedoucí své diplomové práce doc. Ing. Janě Kolářové, Ph.D. za odborné rady a značnou ochotu odpovídat na dotazy v průběhu zpracování práce. Dále bych rád poděkoval svým blízkým za podporu v průběhu mého studia.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Obsah

Úvod	1
1 Zvuk	3
2 Sluchové ústrojí	6
2.1 Anatomie sluchového ústrojí	6
2.1.1 Zevní ucho.....	7
2.1.2 Střední ucho	7
2.1.3 Vnitřní ucho	8
2.1.4 Centrální nervové dráhy.....	9
2.2 Fyziologie sluchového ústrojí	10
3 Patologie sluchového ústrojí	15
3.1 Poruchy vedení zvuku.....	15
3.2 Percepční poruchy.....	16
3.3 Kompenzace sluchových vad.....	17
4 Kochleární implantáty	20
4.1 Mikrofon	21
4.2 Řečový procesor.....	22
4.3 Kódovací strategie.....	25
4.3.1 House/ 3M device	25
4.3.2 Vienna/ 3M device	26
4.3.3 Compressed analog (CA).....	27
4.3.4 Continuous Interleaved Sampling (CIS)	28
4.3.5 F0/F2 strategie.....	29
4.3.6 F0/F1/F2 strategie	29
4.3.7 MPEAK.....	30
4.3.8 SMSP (Spectral Maxima Sound Processor).....	31
4.3.9 Další strategie.....	32

4.4	Přenosový systém.....	33
4.5	Elektrody	35
4.6	Napájení	36
5	Simulátor kochleárního implantátu	38
5.1	Nahrání zvukového záznamu	41
5.2	Odhad spektra a výpočet spektrogramu	43
5.3	Vytvoření patologického záznamu.....	44
5.4	Použití CIS kódovací strategie	46
5.5	Použití ACE kódovací strategie	48
5.6	Zpětná rekonstrukce zpracovaného signálu	50
5.7	Princip hodnocení výsledků	55
6	Interpretace dosažených výsledků	57
7	Uživatelské rozhraní GUI	66
	Závěr	69
	Literatura	71
	Seznam obrázků	74
	Seznam tabulek	77
	Seznam použitých zkratk	78
	Obsah příloženého CD	79

ÚVOD

Lidský organismus je schopný přijímat informace z okolního prostředí pomocí sluchového ústrojí. S narůstajícím věkem, vlivem úrazů nebo různých patologických jevů může docházet k částečné, či úplné ztrátě sluchu. V poslední době byl zaznamenán strmý nárůst pacientů trpících potížemi s vnímáním lidské řeči, respektive zvukových signálů obecně.

Velké množství patologických změn lze řešit chirurgickou cestou, nicméně pomocí chirurgických zákroků nelze kompenzovat sluchovou ztrátu v celém frekvenčním rozsahu sluchu. Další možností náhrady sluchu jsou sluchové protézy, jako například kochleární implantáty a sluchadla. Právě metody kochleární implementace jsou v současnosti dynamicky rozvíjeny a v terapeutické, či protetické medicíně je jim do budoucnosti přikládán značný význam.

Vstup kochleárního implantátu je tvořen mikrofonom, kde je mechanické vlnění převedeno na elektrický signál. Elektrický signál je následně uvnitř řečového procesoru zpracováván. Metoda zpracování signálu záleží na použité kódovací strategii. Základem většiny strategií jsou banky pásmových propustí a detektory obálky signálu. Ze zpracovaného signálu jsou odvozeny impulzy, které pomocí elektrodového pole stimulují nervové buňky uvnitř hlemýždě ve vnitřním uchu.

Tato práce se zabývá implementací programu, který simuluje práci kochleárního implantátu. Nahraný zvukový záznam je frekvenčně omezen tak, aby frekvenčním rozsahem odpovídal těžké sluchové poruše. Vlastní zpracování zvukového signálu uvnitř kochleárního implantátu se řídí příslušnou kódovací strategií. Práce ke zpracování zvukového záznamu nabízí jak velmi rozšířenou CIS kódovací strategii, tak i modernější a sofistikovanější strategii ACE. Výstupem programu je porovnání spektrogramů původního signálu a signálu zpracovaného pomocí kochleárního implantátu.

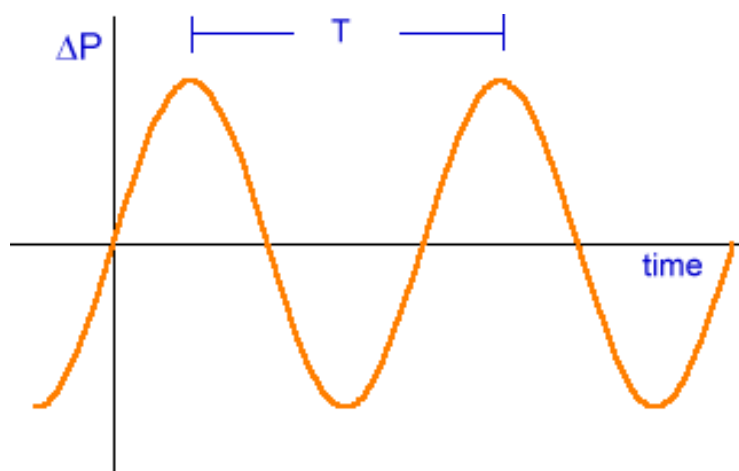
Aby bylo možné upravený záznam adekvátně zanalyzovat je nutného provést zpětnou rekonstrukci. V této práci je zpětná rekonstrukce prováděna pomocí součtu sinusových impulzů.

Na výstupu simulátoru kochleárního implantátu jsou, za účelem subjektivního hodnocení vlastností zpracovaného zvuku, k dispozici zvukové nahrávky. Výstup je doplněn grafickým vyjádřením odchylek mezi amplitudami spektrogramu fyziologického záznamu a záznamu upraveného kódovací strategií. Takovýto návrh hodnocení výsledků slouží k objektivnímu porovnání výsledků dosažených příslušnou kódovací strategií.

Praktická část práce je naimplementována pomocí programovacího prostředí MATLAB R2010a, s použitím standartních toolboxů pro zpracovávání signálu. Kódová část programu je doplněna o jednoduché uživatelské rozhraní GUI.

1 ZVUK

Jednou z mnoha možností, jak může lidský organizmus přijímat informace ze svého okolí je pomocí zvuku a sluchového ústrojí. Jako zvuk se označuje mechanické vlnění s kmitočtem v rozsahu slyšitelnosti lidského ucha, čili od 16 Hz do 20 kHz (Obr 1). Šířením zvuku pružným prostředím rozumíme deformaci tohoto prostředí, kdy nedochází k přenosu částic. V plynech a kapalinách se vzduch šíří vlněním podélným, v pevných látkách se šíří jak podélně, tak příčně. [5]



Obr 1 Průběh šíření akustické vlny [19]

Rychlost zvuku je definována jako fázová rychlost a závisí na vlastnostech prostředí a okolní teplotě. Rychlost zvuku šířícího se v ideálním plynu je dána vztahem (1).

$$v = \sqrt{\chi * \frac{p_0}{\rho}} = \sqrt{\chi * \frac{R * T}{\mu}}, \quad (1)$$

kde χ je Poissonova konstanta nabývající hodnoty, p_0 je tlak plynu, ρ je hustota plynu, R je plynová konstanta $8,314\text{ J}\cdot\text{K}^{-1}\cdot\text{mol}^{-1}$, T je teplota v Kelvinech a μ je molární hmotnost plynu.

Při dopadu zvuku na rozhraní dvou akusticky odlišných prostředí dochází k odrazu energie. Hodnota odražené akustické energie je dána akustickým vlnovým odporem, který je charakteristický pro každou látku. Hodnota vlnového odporu (akustické impedance) je dána následujícím vztahem (2). Jednotkou vlnového odporu je $Pa.s.m^{-1}$ [5]

$$Z = c * \rho, \quad (2)$$

kde Z je vlnový odpor, ρ je hustota prostředí a c je rychlost šíření vlny.

Zvuk lze dále dělit na zvuk složený a jednoduchý. Jednoduchý zvuk lze vytvořit pouze uměle, v přírodě se nevyskytuje. Složený zvuk vznikne spojením několika jednoduchých zvuků o různých frekvencích, amplitudách a fázích. Rozborem takového zvuku získáme zvukové spektrum. Složený zvuk se dále dělí na periodický hudební zvuk nebo na neperiodický, jako je například šum. [5]

Mezi vlastnosti zvuku patří například výška daná kmitočtem, kmitočty se udávají v hertzech (Hz). Dalším základním rysem zvuku je barva, která je určena zastoupením harmonických kmitočtů ve zvukovém spektru. Poslední vlastností je intenzita zvuku, jejíž hodnota závisí na množství akustické energie procházející za jednu sekundu jednotkovou plochou orientovanou ve směru šíření. Jednotkou zvukové intenzity je $W.m^{-2}$. Za účelem porovnávání dvou intenzit byla zavedena hladina intenzity, která je definována Fechner-Weberovým zákonem (3). [5]

$$L = 10 * \log \frac{I}{I_0}, \quad (3)$$

kde L je hladina intenzity v dB , I je požadovaná intenzita zvuku v $W.m^{-2}$ a I_0 je minimální lidskému uchu slyšitelná intenzita $I_0 = 10^{-12} W.m^{-2}$.

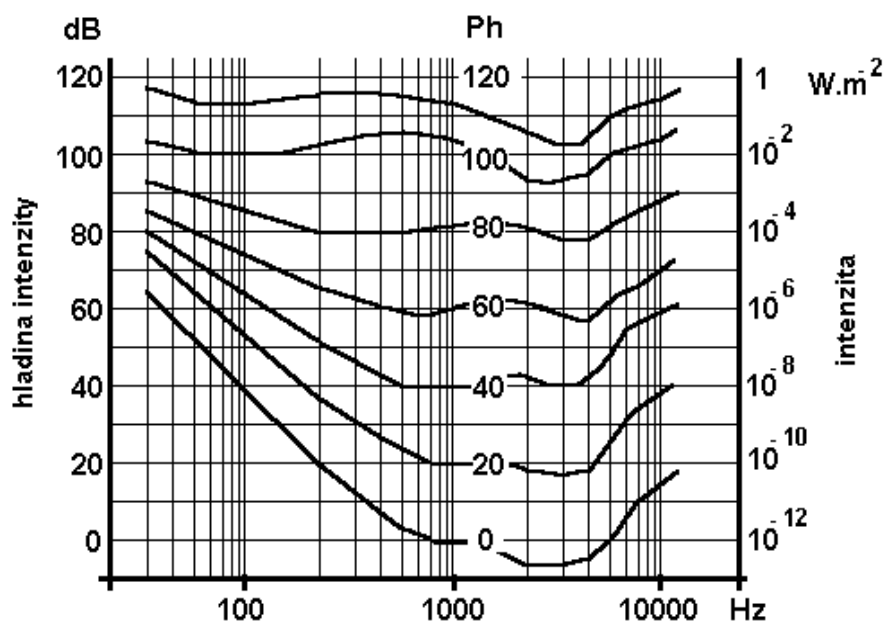
Přijme-li člověk akustický signál o určité objektivní intenzitě, je tato intenzita vnímána jako hlasitost. Hlasitost je tedy subjektivním projevem intenzity.[5]

Lidské ucho prokazuje největší citlivost ve frekvenčním rozsahu $1-5 kHz$, mimo tento rozsah citlivost klesá. Lidské ucho vnímá odlišně změny hlasitosti při nízké a vysoké hladině intenzity (Tabulka 1). Hlasitost se udává ve fónách (Ph), jedná se o jednotku respektující frekvenční závislost citlivosti sluchového analyzátoru a odpovídá hladině intenzity jednoho decibelu (dB) pro referenční tón o intenzitě $1000 Hz$. Fón také vyjadřuje nejmenší možný rozdíl hlasitostí, který je člověk schopný rozpoznat. [5][6]

Tabulka 1 Zdroje různých hladin hlasitostí

Druh zvuku	Hladina hlasitosti [Ph]
Šepot	10-20
Ticho v lese	20-30
Normální rozhovor	40-60
Pouliční hluk	60-90
Sbíječka	100-110
Tryskový motor	120-130

Vyjádřením prahových intenzit všech slyšitelných frekvencí získáme křivku sluchového prahu, tzv. nulovou izofonu, jedná se o křivku stejné hlasitosti. Každé frekvenci lze přiřadit intenzitu, při které sluchový vjem přechází v bolest (práh bolesti). [5]



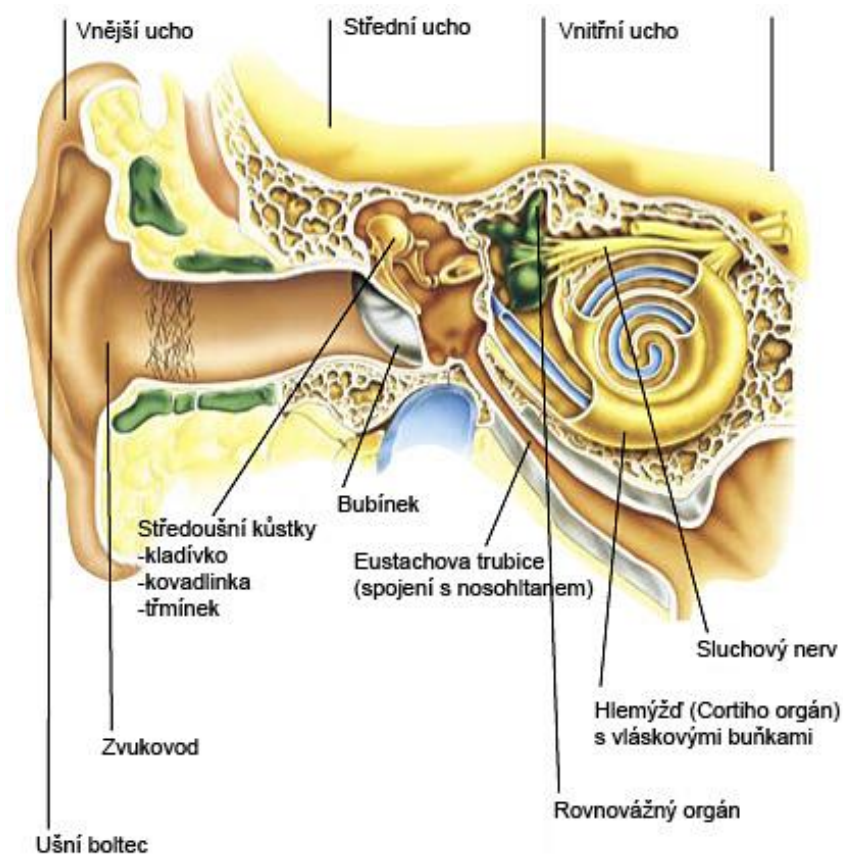
Obr 2 Grafické vyjádření prahových intenzit [5]

Oblast vymezená prahem slyšitelnosti a prahem bolesti v rozsahu slyšitelných frekvencí se nazývá sluchové pole (Obr 2). [5]

2 SLUCHOVÉ ÚSTROJÍ

2.1 Anatomie sluchového ústrojí

Jedná se o různorodý soubor drobných kůstek, vláskových buněk, nervových drah a dalších anatomických struktur (Obr 3). Základní funkcí sluchového ústrojí je příjem a zpracování zvukových vln. Součástí sluchového ústrojí je vestibulární aparát, který slouží ke vnímání změn polohy organismu a rovnováhy, též je označován jako statokinetické ústrojí. Vlastní sluchový aparát se z hlediska anatomie člení na dvě části: periferní a centrální. Periferní část sluchového ústrojí lze dále dělit na zevní, střední a vnitřní ucho. Centrální část zahrnuje přenos signálu nervovými drahami a jeho zpracování v mozkové kůře. [1]



Obr 3 Anatomie sluchového ústrojí [9]

2.1.1 Zevní ucho

Hlavní částí zevního ucha je ušní boltec, který je ze značné míry tvořen elastickou chrupavkou. Boltec zachytává a usměrňuje zvukové vlny směrem ke zvukovodu. Nerovný povrch boltce má rezonanční funkci, čímž je zesílena přijatá zvuková vlna. Zvukovod je přibližně 2,5 cm dlouhá, esovitě zahnutá trubice. V periferní části je tvořen chrupavkou, která následně přechází ve spánkovou kost. Součástí zvukovodu jsou chloupky a žlázy, produkující žlutohnědý ušní maz, jenž zabraňuje proniknutí nečistot do středního ucha. Zevní ucho je od ucha středního odděleno bubínkem. [1][2]

2.1.2 Střední ucho

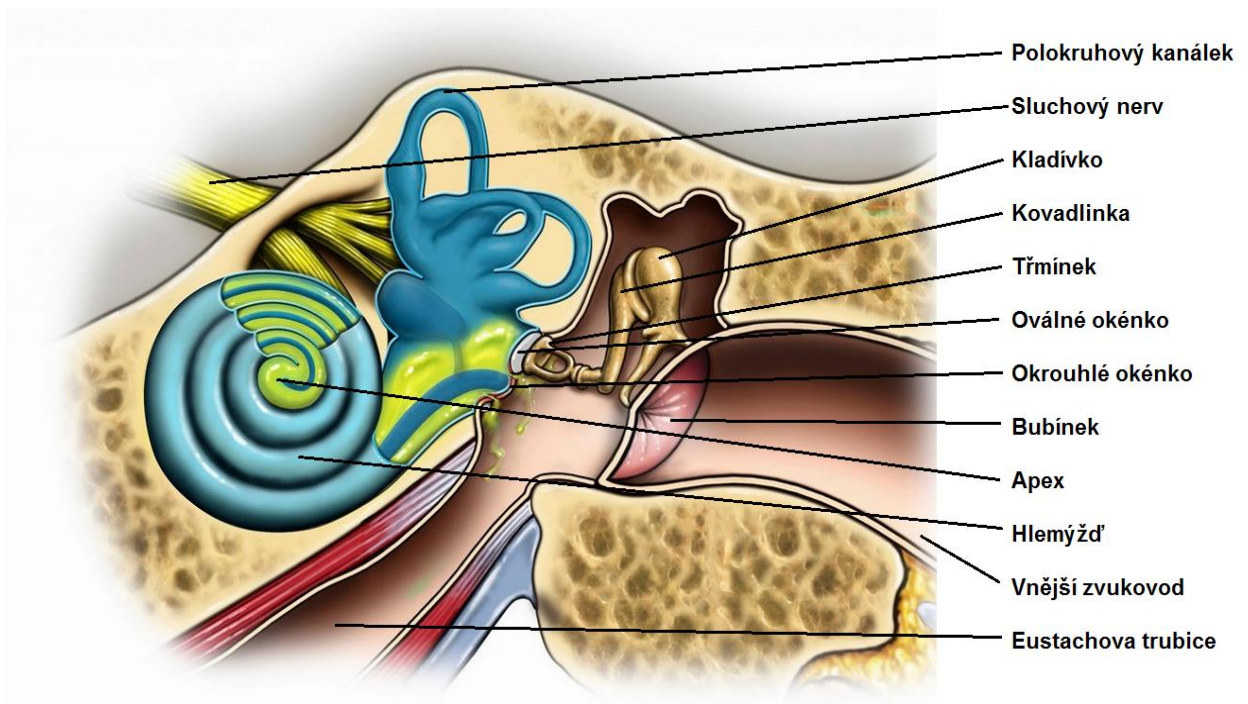
Střední ucho je uloženo v dutině kosti spánkové a skládá se z bubínku, středoušní dutiny a sluchových kůstek (Obr 4). [3]

Bubínek je přibližně 0,2 mm tlustý, oválný, blanitý útvar složený ze tří vrstev (vrstva pokožky, vazivová vrstva a vrstva sliznice). Membrána bubínku je kónicky vtažena dovnitř středoušní dutiny a je posazena šikmo vůči podélné ose zvukovodu. Plocha bubínku činí 0,55 mm² a její povrch je tvořen tenkou vrstvou vaziva, která v horní části bubínku chybí, tomuto místu se říká Šrapnelova membrána. Do vazivové vrstvy bubínku zasahuje rukojeť jedné sluchové kůstky – kladívka. [2]

Všechny sluchové kůstky se nacházejí ve středoušní dutině, která je vyplněna vzduchem. Sluchové kůstky jsou jedny z nejmenších kostí v celém lidském organismu. Jedná se o soubor tří kostí: kladívko, kovádlínka a třmínek. Tyto kůstky jsou spojeny klouby a jsou zavěšeny pomocí jemných vlásků v bubínkové dutině. Tímto je zajištěna jejich pohyblivost, díky které přenášejí chvění bubínku vyvolané zvukem do vnitřního ucha. [1][4]

Kladívko se skládá z hlavičky, dvou výběžků a rukojeti, která je pevně spojena s bubínkem. Hlavičkou se dotýká dutiny středního ucha a menším z výběžků je kloubně napojeno na tělo kovádlínky. Chrupavčitý výběžek kovádlínky je spojen s hlavičkou třmínku, jehož stupátko je vazivově spojeno s oválným okénkem. Napětí mezi sluchovými kůstkami a bubínkem je regulováno drobnými kosterními svaly. [1][3]

Na středoušní dutinu přímo navazuje 35 mm dlouhá Eustachova trubice, čímž dochází ke spojení středního ucha s nosohltanem. V místě, kde ústí Eustachova trubice do sluchového ústrojí, je tvořena kostí, zbylá část je chrupavčitá. Eustachova trubice slouží k vyrovnávání tlaku na obou stranách bubínku. [1]

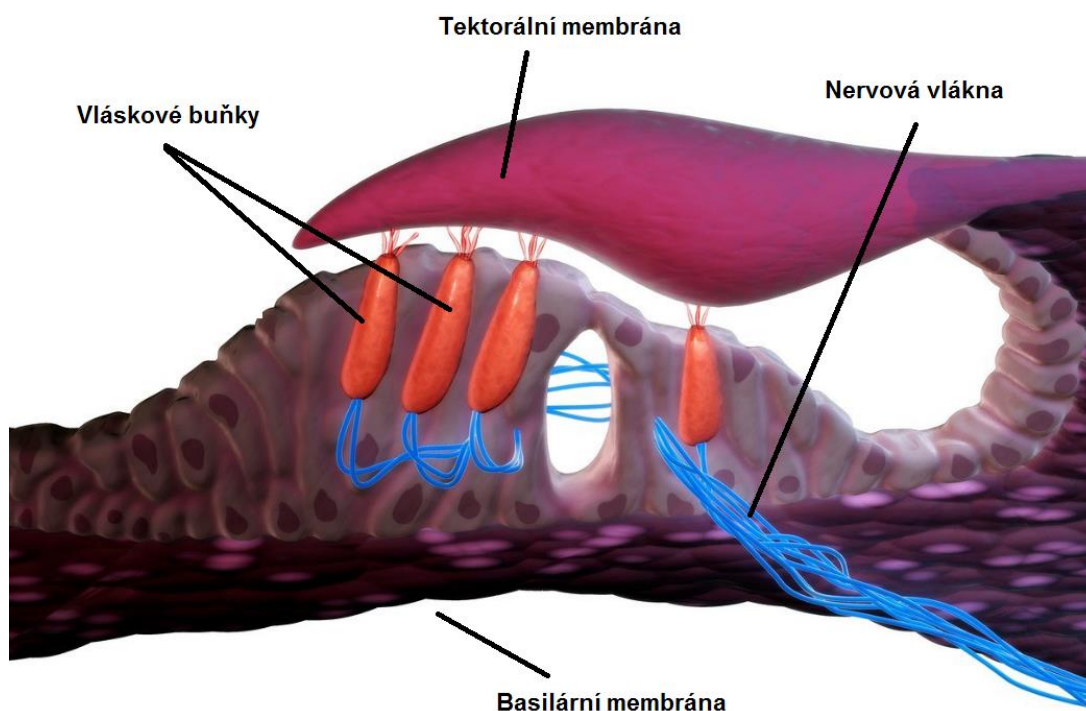


Obr 4 Anatomie středního a vnitřního ucha [8]

2.1.3 Vnitřní ucho

Vnitřní ucho začíná oválným okénkem a je uloženo v kosti skalní. Vnitřní ucho je tvořeno kostěným labiryntem, ten připomíná řadu kanálků, uvnitř kterých je perilymfa a blanitý labyrnt vyplněný endolymfou (Obr 5). Endolymfa a perilymfa mají rozdílné zastoupení iontů K^+ a Na^+ , což má za následek vznik a šíření akčního potenciálu. Tvar blanitého labyrintu je dán tvarem labyrintu kostěného. [1][2]

Kochleární část vnitřního ucha je tvořena polokruhovitými chodbičkami a hlemýžďem, který je 35 mm dlouhý a vytváří 2,5 závitů. Hlemýžď je po celé své délce rozdělen bazilární a Reissnerovou membránou na horní, střední a dolní komoru. Horní komora je uzavřena oválným a dolní komora okrouhlým okénkem. [3]



Obr 5 Anatomie Cortiho orgánu [8]

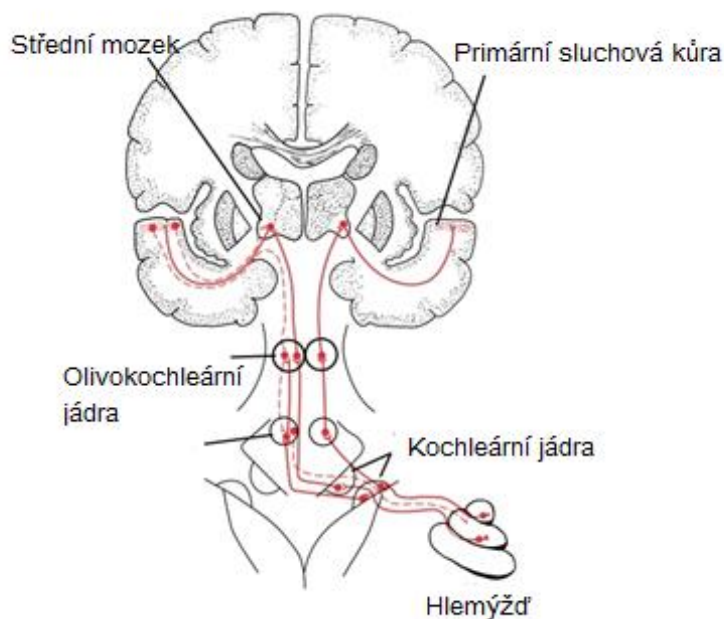
Na bazilární části hlemýždě je umístěno vlastní sluchové ústrojí – Cortiho orgán, který je tvořen vláskovými a podpůrnými buňkami nasedajícími na bazální membránu. Vláškové buňky jsou rozprostřeny do čtyř řad, ve třech řadách jsou zevní vláskové buňky a v jedné jsou vnitřní. Vláškové buňky jsou překryty tektorální krycí membránou. Tyto buňky mění své chvění na elektrický impulz, který je následně přenášen axony nervových buněk do centrální nervové soustavy. Až 95% axonů inervuje vnitřní vláskové buňky. [3]

2.1.4 Centrální nervové dráhy

Axony z kochleárních jader se spojují ve sluchový nerv, též nazývaný VIII. hlavový nerv. Sluchový nerv se spojuje s rovnovážným nervem a vstupuje do mozkového kmene, který obsahuje korová jádra, v nichž se spojují a kříží část nervových vláken z obou uší. Nervové dráhy následně prostupují podkorovými oblastmi v mezimozku a ústí ve sluchovém centru mozkové kůry. Část mozku zpracovávající nervový vzruch se nazývá Heschlův závit. Jedná se o oblast Brodmannovy arey 41 v horní části temporálního laloku (Obr 6). Primární sluchová kůra obsahuje většinu neuronů, které mají schopnost odpovídat na podněty z obou uší. Avšak

existují pruhy buněk, jež lze stimulovat pouze protilehlým uchem a utlumovat uchem přilehlým. [3][7]

Význačným snopcem eferentních vláken ve sluchových nervech vycházejících z ipsilaterálního i kontralaterálního komplexu jader oliv je olivokochleární svazek. Tyto svazky mají zakončení na zevních vláskových buňkách Cortiho orgánu. [3]



Obr 6 Přenos informace nervovými drahami [10]

2.2 Fyziologie sluchového ústrojí

Proces slyšení se v současnosti popisuje dvěma hlavními teoriemi: Helmholtzova a Ewaldova, která se též nazývá Fletcherovou teorií. Avšak ani jeden z výkladů nedokáže vysvětlit všechny fyziologické jevy, které proces slyšení a zpracování zvuku doprovází. [2]

Helmholtzova teorie popisuje každý z Cortiho orgánů jako řadu rezonátorů, kdy každému rezonátoru odpovídá jiný zvukový tón. Mechanická zvuková vlna přicházející k vnitřnímu uchu rozkmitá příslušné rezonátory a vyvolá tak podráždění zvukového nervu. Základním předpokladem je, že za rozkmitání rezonátorů zodpovídají příčná vlákna bazilární

membrány. Délka těchto vláken je rozdílná, díky čemuž je sluchový orgán schopný reagovat na tóny o různých frekvencích. [2]

Ewaldova teorie přistupuje ke zpracování zvukových signálů jako k vnímání zvukových obrazů. Stěžejní hypotézou je, že vlivem rozpořybování perilymfy dojde k rozkmitu bazilární membrány, čímž vznikají již zmíněné zvukové obrazy. Každému zvukovému záznamu odpovídá jiný zvukový obraz. [2]

Následující řádky popisují přístup současné medicíny a fyziologických atlasů k problematice zpracování a vnímání vnějších zvukových signálů.

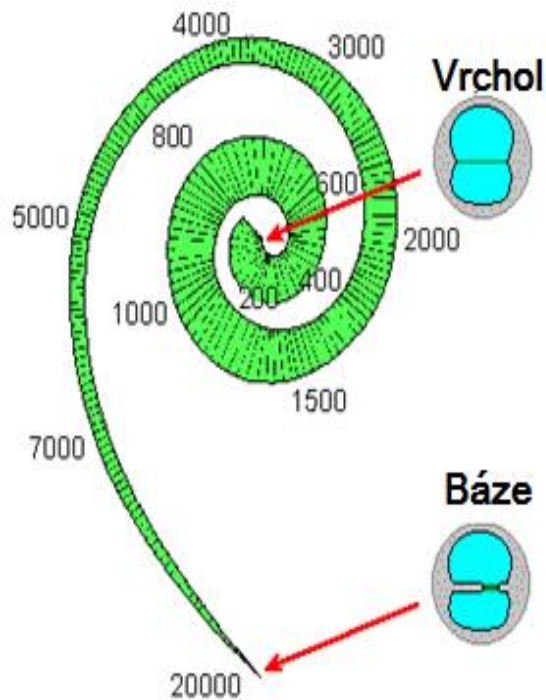
Vnější zvuky, přicházející ke sluchovému ústrojí, jsou podníceny vlněním vzduchu, které je definováno amplitudou a frekvencí. Tyto mechanické vlny jsou registrovány boltcem vnějšího ucha a zvukovodem vedeny směrem k bubínku. Kolísavý akustický tlak rozkmitá bubínkovou membránu. Tento drobný pohyb uvede do pohybu sluchové kůstky a kmity jsou postupně šířeny směrem k vnitřnímu uchu, na membránu oválného okénka. [11][12]

Při šíření zvuku z prostředí plynného do prostředí kapalného dochází k jeho útlumu a ztrátám zvukové informace. Další nepřesnosti vedení zvuku mohou být způsobeny nepoměrem ploch bubínku a oválného okénka. Oválné okénko má přibližně dvacetkrát menší plochu než bubínek. Tyto ztráty jsou kompenzovány sluchovými kůstkami, které mnohonásobně zvyšují akustický tlak. [12]

Funkce sluchových kůstek je regulována svaly upínajícími se na kladívko a třmínek. Tyto svaly udržují konstantní intenzitu zvuku, čímž chrání sluchové ústrojí před hlasitým zvukem. Dále mají schopnost redukovat rušivý šum. [12]

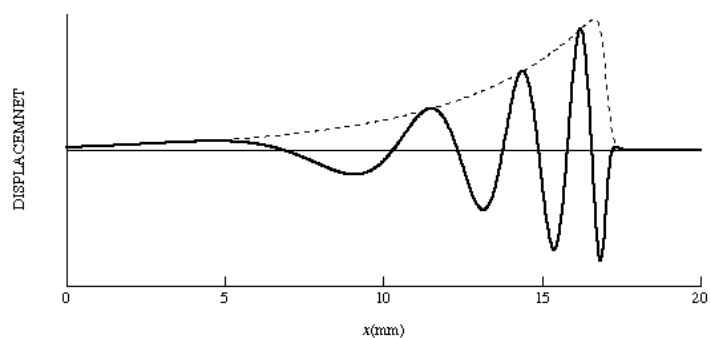
Zvuky se do středoušní dutiny dostávají též kostním vedením a to především pomocí kosti spánkové, kdy jsou vibrace přenášeny na labyrint a sluchové receptory. [11]

Pohyb sluchových kůstek, zejména třmínku, rozvibruje oválné okénko, které tak působí na perilymfu. Perilymfa je jen minimálně stlačitelná, tudíž se její objem nemění, ale jen přesouvá. Následkem tohoto děje je vyklenutí membrány okrouhlého okénka. Takto vzniklá vlna vibrací zprostředkuje pohyb uvnitř endolymfatické trubice. Místo, kde endolymfatická trubice nabývá největšího vybočení, je charakteristické pro vlnovou délku slyšeného zvuku a nachází se blíže třmínku, jde-li o vysoké frekvence (Obr 7). Zde nachází uplatnění Békesyho teorie, popisující průběh postupující vlny. Maximální rozkmit bazilární membrány se posouvá se stoupajícím kmitočtem od vrcholu hlemýždě až k jeho bázi. Na bazilární membráně je umístěn Cortiho orgán, který nese smyslové buňky měnící mechanickou energii tlakové vlny na energii elektrickou. [5][11][12]



Obr 7 Rozložení frekvencí uvnitř hlemýždě [25]

Pružnost bazilární membrány roste s rostoucí vzdáleností od středního ucha. Békesyho teorie objasňuje postup vlny po bazilární membráně (Obr 8). Vlna působící na pružnou bazilární membránu způsobuje její výchylky. Ty vzrůstají v závislosti na kmitočtu až k jejímu maximálnímu vyklenutí, po jehož dosažení strmě klesá. V místě, kde je bazilární membrána nejvíce vychýlena, dochází k podráždění smyslových buněk. Smyslové buňky nereagují na velikost výchylky, ale na rychlost změny vychýlení. [5][11]



Obr 8 Šíření signálu po bazilární membráně směrem k vrcholu [25]

Rozkmitané prostředí uvnitř endolymfatické dutiny způsobuje protichůdný pohyb tektonální a bazilární membrány. Tento pohyb způsobuje ohyb a posun vnějších vláskových buněk. Následně dochází k otevření iontových kanálů pro kationty K^+ , Ca^{2+} a Na^+ , což vede k depolarizaci vnějších vláskových buněk a k jejich zkracování. Další ohnutí vnějších vláskových buněk probíhá v protisměru a nastává hyperpolarizace, otevření draslíkových kanálů a prodloužení vnějších vláskových buněk. Za správnou elektrickou motilitu zodpovídá protein prestin, který je mimořádně citlivý na napětí. Práce vnějších vláskových buněk je jednou z částí procesu zesílení. [12]

Dalším krokem je ohyb vnitřních vláskových buněk vlivem endolymfy. Tento ohyb opět způsobuje otevření kationtových kanálů a vytvoření receptorového potenciálu. Tato depolarizace vede k uvolnění transmiteru a vzniku elektrického impulzu, který je následně veden nervovými drahami k centrální nervové soustavě. [5]

Kromě toho, že endolymfa a perilymfa se liší kationtovým složením, je mezi nimi značný potenciálový rozdíl $+80\text{ mV}$, tento potenciál je též nazývaný jako endokochleární potenciál. Prostředí obklopující vnitřní vláskové buňky má oproti perilymfě potenciál -80 mV . Tudíž celkový potenciálový rozdíl nabývá hodnoty 160 mV . Jako elektrický projev vnitřního ucha, respektive Cortiho orgánu, je chápán kochleární mikrofonní potenciál. Sluchové ústrojí disponuje dalším elektrickým projevem, takzvaným negativním sumačním potenciálem, který vzniká jako následek podráždění vnitřních vláskových buněk. Způsob tvorby akčního potenciálu není zcela objasněn, avšak předpokládá se, že vzniká kombinací kochleárního mikrofonního potenciálu s negativním sumačním potenciálem. [5]

Elektrický impulz přechází z vláskových buněk do dendritů nervových buněk. Spojením několika nervových vláken se vytváří VIII. mozkový nerv, který indikuje počátek sluchové dráhy. Sluchová dráha obsahuje čtyři přepojovací synaptická jádra. První z jader se nachází mezi prodlouženou míchou a Varolovým mostem, druhé je přímo ve Varolově mostu. Tato jádra slouží pouze jako spojovací mosty a přenášená informace se v nich nijak nemodifikuje. Další z jader se nachází ve středním mozku a čtvrté je v oblasti Heschlových závitů v mozkové kůře. V přesně definovaných oblastech v okolí synaptických jader jsou percepční zóny zpracovávající daný tón. [11]

Sluchové dráhy pravého i levého ucha jsou spojeny v prodloužené kůře, Varolově mostu a ve středním mozku. V mozkové kůře jsou zpracovávány informace z obou stran, což je základem prostorového slyšení. [11]

Primární sluchová kůra je tonotopicky organizována do Brodmannových oblastí. Tato centra komplexně analyzují zvuky. Další funkcí mozkové kůry je schopnost soustředit se na sluchové podněty. V neposlední řadě mají tyto oblasti k dispozici krátkodobou paměť za účelem porovnávání zvukových tónů. [12]

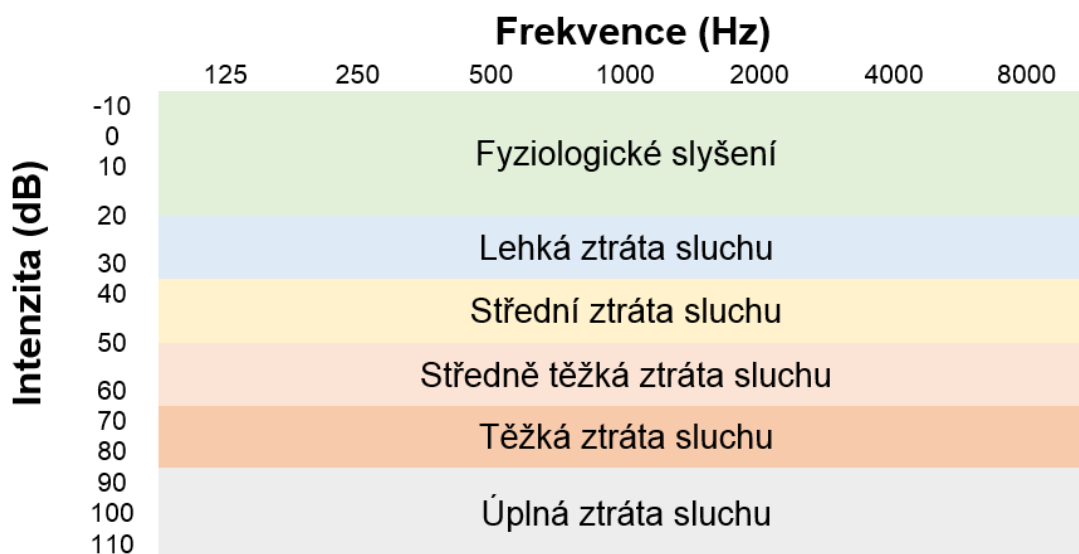
Lidské sluchové ústrojí umí rozeznávat směr, ze kterého je zvuková informace přijímána. Šíří-li se zvukové vlny šikmo, jedno ucho reaguje na přijatý signál se zpožděním. V uchu, které je odvrácené od zdroje zvukového vlnění, je slyšet slabší zvuk, což má za následek opoždění vzniku akčního potenciálu. Sečtením výše uvedených efektů je organismus schopný vyhodnotit, ze které strany se zvuk šíří. Tomuto procesu se říká binaurální slyšení.[12]

Dle přijaté frekvence šířeného zvuku lze vyhodnotit vzdálenost od zdroje zvuku. Delší doba letu mechanického vlnění je doprovázena nižším podílem vysokých frekvencí, které sluchové ústrojí zpracovává. [12]

3 PATOLOGIE SLUCHOVÉHO ÚSTROJÍ

Seznam poruch sluchového ústrojí je poměrně obsáhlý, tato část práce popisuje pouze poruchy, které mají zásadní vliv na funkčnost sluchového ústrojí. Závažnost sluchové ztráty je možné vyhodnotit například z audiometrického vyšetření (Tabulka 2). Audiogram charakterizuje, v jakých frekvenčních pásmech došlo ke sluchovému omezení.

Tabulka 2 Přehled frekvenčních omezení sluchu



Audiogram dále poskytuje lékařům informace o lokalizaci sluchových poruch. Patologické stavy nacházející se v oblasti zevního a středního ucha se hromadně nazývají poruchami vedení zvuku nebo též poruchami převodního systému. Vady vnitřního ucha, tudíž potíže se zpracováním přijatého signálu se nazývají percepčními poruchami, do kterých jsou velmi často řazeny také poruchy centrálních nervových drah a korových oblastí. Kombinací obou typů poruch dochází ke smíšeným poruchům, které jsou po stránce diagnostiky značně komplikované. [13]

3.1 Poruchy vedení zvuku

Nejčastější příčinou vzniku poruch vedení zvuku je omezení průchodu mechanické zvukové vlny zevním a středním uchem. Tato porucha může být zapříčiněna ucpaním sluchových cest, nepohyblivostí sluchových kůstek, zvýšenou tuhostí membrán bubínků a okének. Jelikož funkce vnitřního ucha je zcela zachována, nedochází k úplné ztrátě sluchu.

Důvodem je zachování kostního vedení. Sluchové ztráty jsou největší v oblasti hlubokých tónů. Avšak se zvyšujícím se rozsahem sluchového postižení jsou ztráty rovnoměrné ve všech frekvenčních pásmech. [1][2]

Příčiny poruch vedení zvuku:

- Anatomická deformace ušního boltce – sluchová omezení jsou minimální. Postižený trpí sluchovou dezorientací, má potíže s rozeznáváním směrů, ze kterých se zvuk šíří. [2]
- Neprůchodnost zvukovodu – jedná se o příčiny zabraňující průchodu zvuku směrem ke střednímu uchu. Velmi často je způsobena mazovou ztrátou, vniknutím cizích těles, jizvami po operacích, respektive prorůstáním nádorů do blízkosti zvukovodu. Pokud ucpání není úplné, k omezení schopnosti dále zpracovávat zvuk dochází velmi zřídka. [2]
- Patologické stavy bubínku – častou poruchou správné funkce bubínku je jeho perforace. Protržení bubínku má za následek vyrovnání tlaku mezi zevním a středním uchem. Bubínek neklade zvukovým vlnám odpor, čili nedochází k rozkmitu sluchových kůstek. Opačným případem je zvýšená tuhost bubínku, kdy bubínek ztrácí svojí pružnost vlivem kalcifikace. Další možností omezení funkce bubínku je vznik zánětů v oblasti středoušní dutiny. Dutina je zaplněna tekutinou a bubínku je kladen příliš velký odpor k rozpohybování sluchových kůstek. [1][2]
- Omezení pohyblivosti sluchových kůstek – tento typ omezení vzniká při zánětlivých onemocněních, kdy může docházet i k vyhnisání sluchových kůstek. Další příčinou jsou úrazy hlavy, při kterých dochází k přerušení návaznosti sluchových kůstek. [2]
- Porucha funkčnosti oválného a okrouhlého okénka – při operacích nádorových onemocnění je velmi často nezbytné odebrat obsah středoušní dutiny. Tímto dojde k vystavení okének stejnému mechanickému vlnění, což zabraňuje pohybu bazální membrány. [13]

3.2 Percepční poruchy

Jedná se o patologické změny vnitřního ucha měnícího mechanické vlnění na elektrický signál. Může se jednat o poruchy způsobené genetickým vlivem, toxickými látkami, častými úrazy hlavy, stárnutím a infekčními onemocněními. Nejtenčí část bazilární membrány, jakožto nejcitlivější část vnitřního ucha, je nejméně odolná vůči chorobám postihujícím sluchové ústrojí. Velmi často bývají postiženy vláskové buňky a nervová vedení. Patologie těchto útvarů se projevují především v oblasti vysokých tónů. [2]

Mezi hlavní příčiny těchto onemocnění patří zánětlivá onemocnění, například zánět mozkových blan, který se šíří směrem k vnitřnímu uchu a omezuje funkci sluchových buněk. Struktury uvnitř hlemýždě, zejména pak Cortiho orgán a nervová zakončení, jsou velmi citlivé na všechny změny prokrvení. Jelikož v oblasti vnitřního ucha je jen jedna zásobující tepna, lidský organismus nemá prostředky, jak by tyto změny krevního tlaku vyrovnával, čímž dochází k výraznému omezení funkčnosti vlastního sluchového ústrojí. [2]

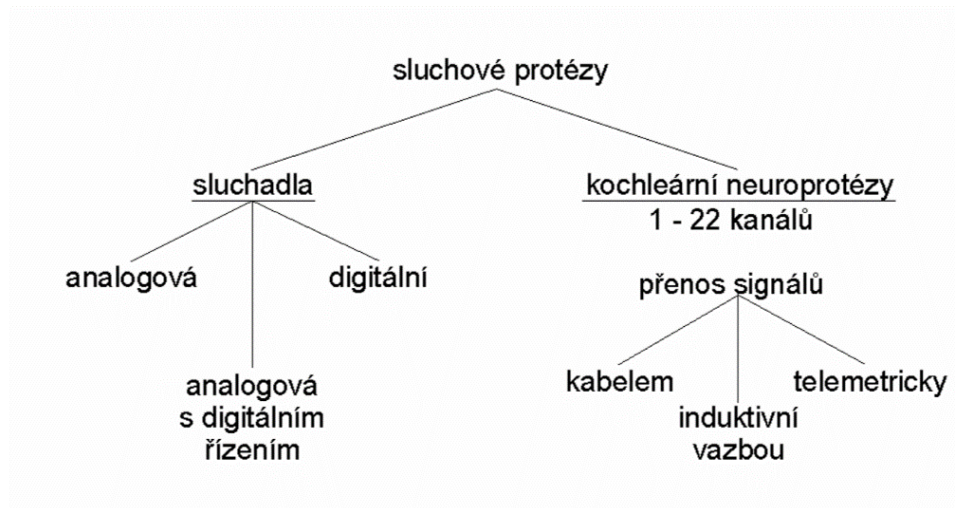
Důsledkem toxických vlivů, nádorových onemocnění a častých zánětů vnitřního ucha dochází k poškození sluchového nervu, čímž je narušena sluchová dráha. Tato porucha se mnohdy projevuje úplnou hluchotou. [2]

Dojde-li k oboustrannému poškození sluchových center v mozkové kůře nebo sluchových nervů nastává centrální korová hluchota, která způsobuje omezení ve všech frekvenčních pásmech. Sluchová centra úzce spolupracují s centry řeči a s duševním ústředím v mozkové kůře. Narušením těchto spojení je mozek schopný vnímat zvuky, ale nedokáže je přiřazovat a rozlišovat. [2]

3.3 Kompenzace sluchových vad

Sluchové vady, včetně hluchoty, se v moderní medicíně řeší poměrně s velkým úspěchem chirurgickou cestou. Mezi nejběžnější chirurgické zákroky patří například rekonstrukce sluchových cest uvnitř středního ucha, náhrady membránových útvarů a plastiky ušních boltců. [14]

Avšak velké množství těchto zákroků nevede k úplným kompenzacím sluchových funkcí a je nutné provést náhradu zbylé sluchové vady pomocí sluchových protéz (Obr 9). Podle rozsahu sluchové ztráty se tyto protézy dělí na sluchadla a kochleární implantáty. [14]



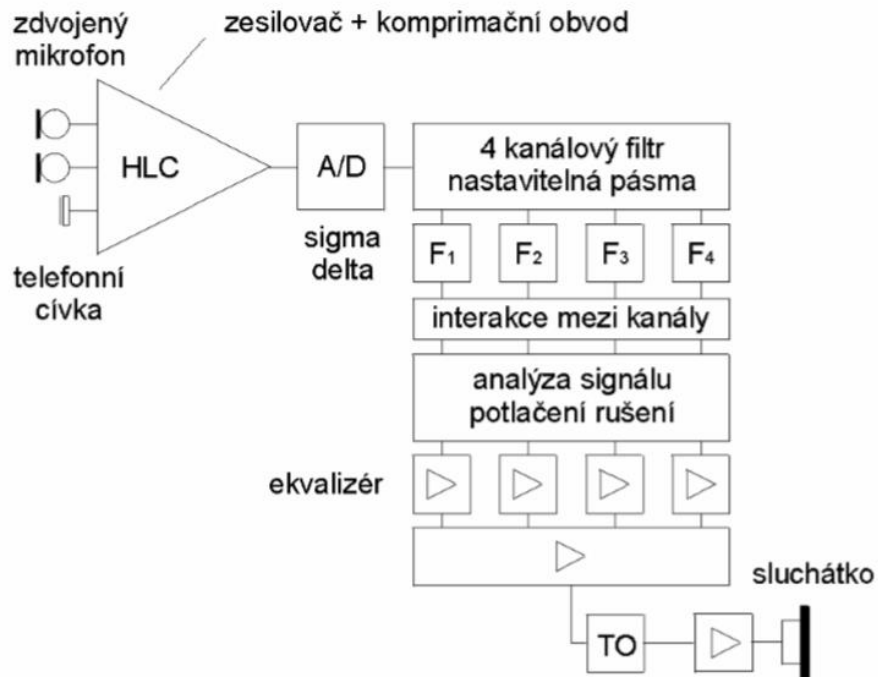
Obr 9 Klasifikace sluchových protéz [14]

Sluchadla korigují poruchy lokalizované v zevní části sluchového ústrojí. Využívají se při sluchových ztrátách 25-80 dB na řečových frekvencích. Sluchadla lze dělit podle obvodového řešení nebo podle uživatelských požadavků. Podle obvodového řešení se využívají sluchadla analogová, digitální, popřípadě analogová s digitálním řízením. Z hlediska uživatelského komfortu jsou hlavní požadavky kladeny na rozměry a umístění zařízení. Mezi tato řešení se řadí sluchadla kapesní, nitroušní, brýlová a boltcová. [14]

Základními elektronickými součástkami sluchadel jsou zesilovače s nastavitelným zesílením, tónové filtry, mikrofon a sluchátko (Obr 10). Celý tento systém je napájen zinkovými články se vzdušnou polarizací. Životnost těchto baterií se pohybuje v závislosti na velikosti odběru v rozmezí 70 až 430 hodin. [14]

První sluchadla byla realizována analogovými obvody, které byly postupně doplněny o digitální řízení. Analogová část přístroje zpracovává signál, pomocí digitalizace je možné s využitím vhodných softwarových prostředků nastavovat parametry pro různé poslechové požadavky, ukládat výsledky do počítačů a podrobně je analyzovat. [14]

Digitalizace akustického signálu na vstupu umožňuje signál číslicově zpracovávat. Na výstupu je signál převeden opět do analogové formy. Taková sluchadla jsou plně digitální a disponují schopností potlačit šum vlastního sluchadla a poskytují filtry s vysokou strmostí. [14]

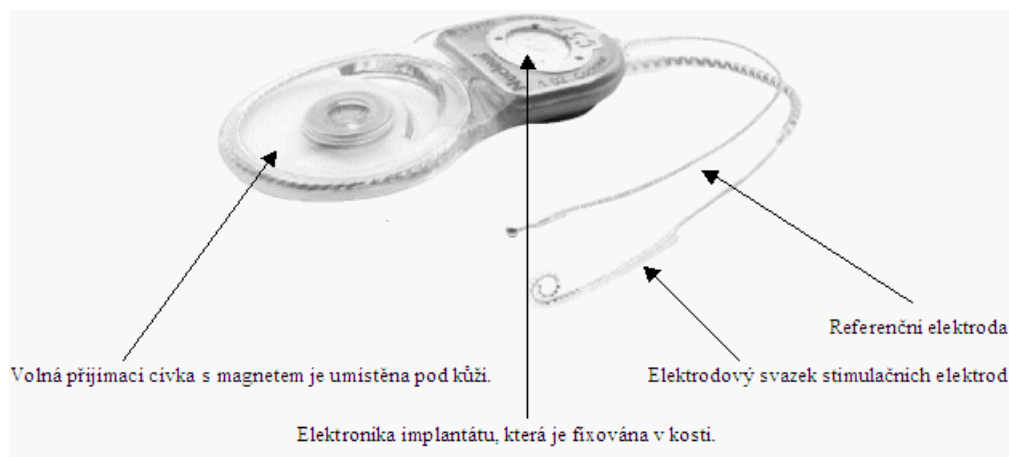


Obr 10 Blokové schéma sluchadla [14]

Moderní sluchadla jsou vybavena indukční cívkou, která umožňuje používat tento typ sluchové protězy v průběhu telefonování a v místnostech s indukční smyčkou. Další možností kompenzace sluchových poruch jsou kochleární implantáty, kterými se bude tato práce zabývat v následujících kapitolách. Kochleární implantáty se používají u pacientů s těžkou ztrátou sluchu, čili při sluchových ztrátách nad 80 dB , avšak funkčnost hlemýždě a sluchových nervových drah musí být zcela zachována. [14]

4 KOCHLEÁRNÍ IMPLANTÁTY

Kochleární implantát (Obr 11) je elektronické zařízení navržené za účelem kompenzace sluchových vad. Zařízení je tvořeno z externích částí, které jsou umístěny mimo lidský organismus, respektive jsou těsně pod pokožkou, a z vnitřního implantátu. Implantovanou část přístroje představují elektrody vyvolávající sluchové vjemy přímou elektrickou stimulací sluchového nervu, proudovými impulzy, uvnitř hlemýždě. [15][19]



Obr 11 Kochleární implantát [26]

Základním předpokladem pro aplikaci kochleárních implantátů je dostatek funkčních nervových vláken v blízkosti implantovaných elektrod. Jakmile dojde ke stimulaci vláken, impuls je šířen směrem k mozku, kde je interpretován jako zvukový vjem. Vnímanou hlasitost zpravidla udává počet stimulovaných nervových vláken. Pokud je aktivováno velké množství vláken, mozek vnímá zvuk jako hlasitý a naopak. Počet stimulovaných vláken je funkcí amplitudy stimulačního proudu. Hlasitost zvuku lze tedy ovlivnit nastavením amplitudy stimulačního proudu. Hlasitost zvuku je také ovlivněna anatomií hlemýždě, popřípadě pozicí stimulovaných vláken. Vlákná nacházející se na vrcholu hlemýždě jsou citlivá vůči nízkým frekvencím a mozek tyto stimuly vnímá jako hluboký zvuk. Naopak je tomu při stimulaci vláken v oblasti báze hlemýždě, kde jsou vlákna citlivá na vysoké frekvence, které jsou mozkiem vyhodnoceny jako zvuky o vysokých tónech. [19]

Všechny kochleární implantáty jsou sestaveny z mikrofonu, který snímá zvuk z okolí a převádí akustické vlnění do podoby elektrického signálu. Elektrický signál je zpracováván uvnitř řečového procesoru pod vlivem různých strategií a přenosovým systémem (vysílač a přijímač) je veden do implantovaných elektrod, které stimulují již zmíněná nervová zakončení. [17]

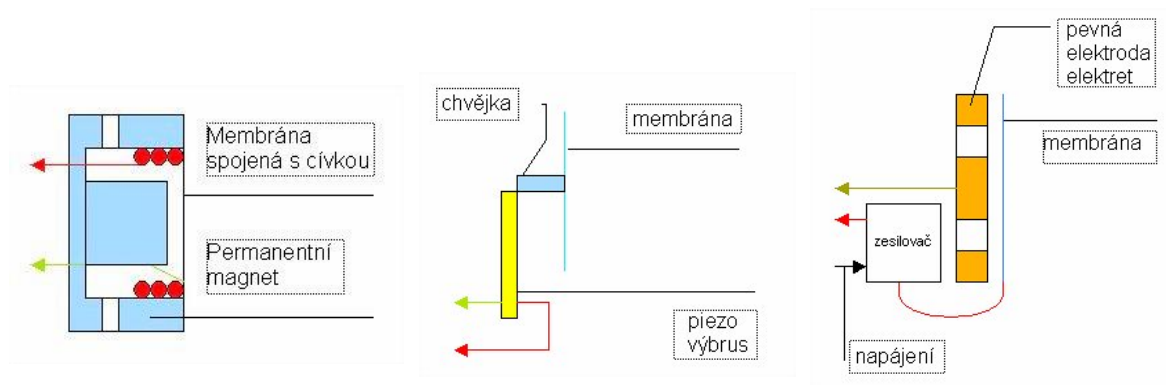
Podle počtu použitých elektrod dělíme kochleární implantáty na jednokanálové a vícekanálové. Jednokanálový systém je tvořen pouze jednou implantovanou elektrodou. Vícekanálové kochleární implantáty jsou tvořeny elektrodovým polem, které je vloženo přímo do hlemýždě. Zde dochází ke stimulaci daných nervových vláken odpovídajícími elektrodami na přesně určených místech. Elektrodové pole vícekanálových systémů může obsahovat až 22 elektrod, což znamená, že tyto kochleární implantáty jsou schopny kompenzovat sluchovou ztrátu až na 22 frekvencích. [19]

4.1 Mikrofon

Hlavní funkcí mikrofonu je zachycení mechanického vlnění v rozsahu $19 - 19158 \text{ Hz}$ a převod do podoby elektrického signálu. Mikrofony mají nastavený frekvenční rozsah tak, aby eliminovaly vliv nízkých frekvencí. Nízkofrekvenční vibrace jsou způsobeny například pohyby hlavy a chůzí. [15]

V protetické technice se využívá celá řada mikrofonů pracujících na odlišných principech, především se jedná o mikrofony elektrodynamické, vlnové, krystalové a elektretové (Obr 12).

Základní myšlenkou principu elektrodynamického mikrofonu je cívka pohybující se v magnetickém poli permanentního magnetu. Cívka je spojena s membránou, u které dochází k rozkmitání vlivem příjmu akustického signálu. Kmity membrány uvedou do pohybu cívku, jejíž pohybem v magnetickém poli vzniká elektrický signál. Méně používané krystalové mikrofony využívají schopnosti některých materiálů a vlivem mechanického namáhání vytvářejí elektrický potenciál. Této vlastnosti některých látek, například Seignettovy soli, se říká piezoelektrický jev. Zvuk může u krystalových mikrofonů působit přímo na výbrus se solí nebo na membránu, která přenáší kmity směrem k výbrusu. Velmi často používané jsou elektretové kondenzátorové mikrofony, jejichž společným rysem je vznik elektrického signálu pohybem vodivých membrán. Vlivem permanentně elektrické hmoty je v oblasti mikrofonu udržováno elektrické pole, čímž odpadá nutnost práce s permanentními magnety. V zapojení elektretových mikrofonů se nachází zesilovač zesilující elektrický signál. Všechny výše uvedené mikrofony se z důvodu pohodlí pacientů vyrábí v miniaturních rozměrech. [20][21]



Obr 12 Schémata mikrofonů zleva: (elektrodynamický, krystalový, elektretový kondenzátorový) [20]

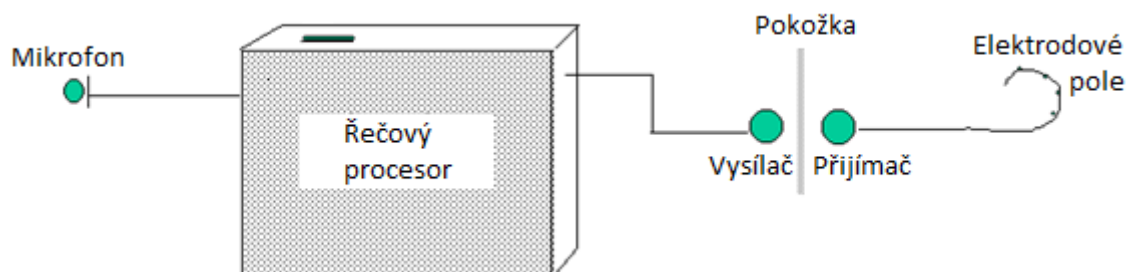
Konstrukční řešení kochleárních mikrofonů nabízí několik možností implementace. Z pravidla jsou součástí boxu spolu s řečovým procesorem, nebo jsou použity samostatně a se zbylými komponentami systému jsou spojeny kabelově. [20][21]

V praxi se velmi často využívají směrové mikrofony zlepšující sluchovou orientaci v hlučném prostředí a umožňují tak odlišit řeč od okolního hluku. Typickým směrovým mikrofonem je Massonův vlnový (linkový) mikrofon, složený ze svazku trubiček přenášejících akustický signál. Plocha trubiček přesně odpovídá ploše membrány použitého tlakového měniče. [20][21]

4.2 Řečový procesor

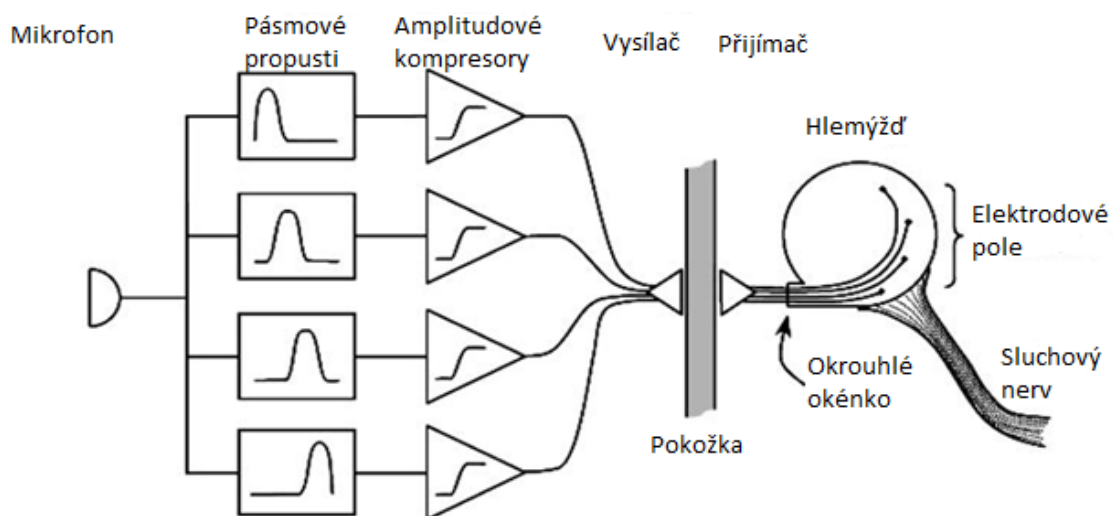
Řečový procesor (Obr 13) funkčně nahrazuje poškozený sluchový hlemýžď. Z výstupu mikrofonu je elektrický signál, který je v řečovém procesoru zpracováván. Prostřednictvím řečového procesoru dochází k navzorkování signálu, čímž je získána digitální podoba přijaté informace. Základem všech procesorů jsou kódovací strategie, na jejichž základě dochází k získání potřebných informací z přijatých signálů. Bez ohledu na typ použité strategie jsou součástí všech procesorů filtry. Nejčastěji se využívají pásmové propusti, které rozloží elektrický signál do frekvenčních složek, které jsou dány lokalizací jednotlivých elektrod uvnitř hlemýžďe. Ostatní frekvenční složky nejsou dále zpracovávány. U vyfiltrovaných signálů dochází k jejich kompresi, aby frekvenčně odpovídala požadovanému dynamickému rozsahu. Zpracovaný signál je následně připraven k přenosu směrem ke stimulačním elektrodám. Tento přenos je zprostředkován buď přímou kabelovou cestou, nebo pomocí radiového signálu. Původní řečové procesory kochleárních implantátů zpracovávaly signál analogově, kdy byl

signál z mikrofonu veden přímo na banku filtrů. V současnosti jsou analogové řečové procesory nahrazovány digitálními přístupy. [17][19][22]



Obr 13 Základní schéma kochleárního implantátu [19]

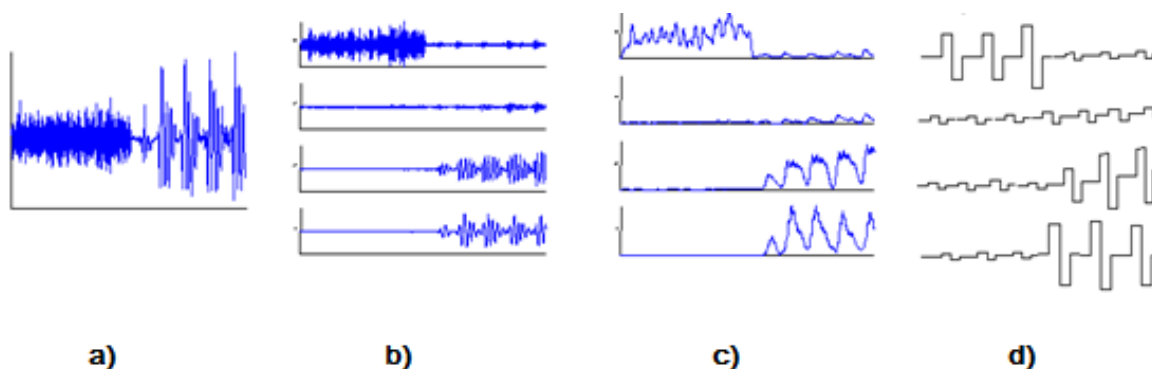
U analogových systémů po průchodu signálu bankou pásmových propustí jsou na základně jednotlivých frekvenčních složek vygenerovány elektrické impulzy (Obr 14). U těchto kochleárních implantátů dochází ke stimulaci všech elektrod ve stejný okamžik, což způsobuje jejich vzájemné rušení a znehodnocení kvality výsledného sluchového vjemu. [15][19]



Obr 14 Schéma analogových kochleárních implantátů [19]

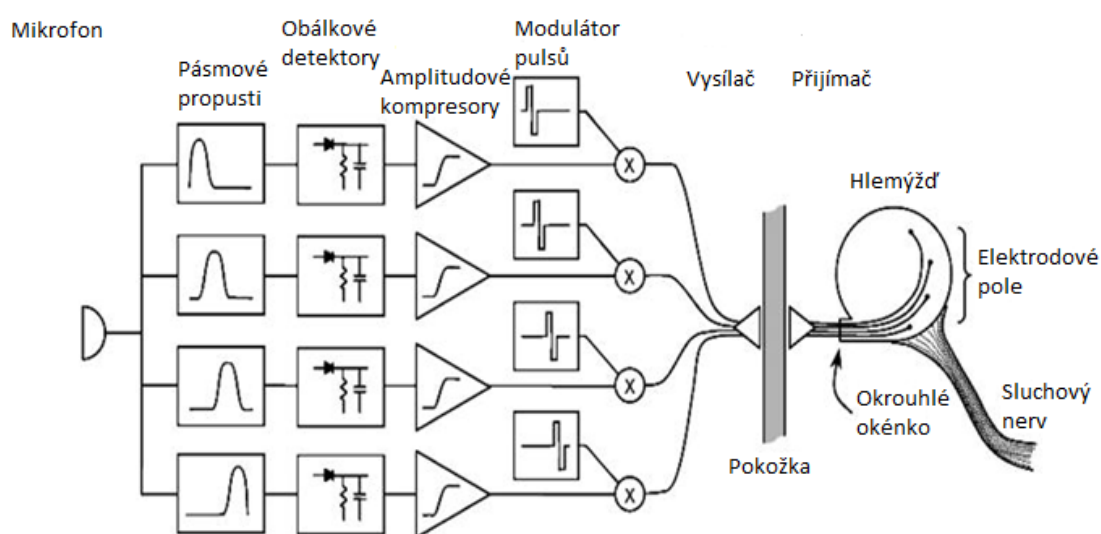
Digitální řečové procesory (Obr 16) mají schopnost generovat elektrický signál, který stimuluje vláskové buňky sluchového ústrojí v přesně nadefinovaných časových intervalech, čímž je zabráněno vzájemným rušením elektrod napříč elektrodovým polem. Zaznamenaný akustický signál opět prochází blokem tvořeným úzkopásmovými propustmi. [19]

Na pásmové propusti navazuje obálkový detektor zaznamenávající obálku rozloženého signálu pomocí usměrňovače a dolní propusti (Obr 15). Usměrňovač transformuje signál ze střídavého na stejnosměrný, ze kterého se lépe detekují vrcholy amplitud. Následně jsou generovány nové frekvenční složky, z nichž některé mohou být nežádoucí. Z toho důvodu je do systému zařazen filtr typu dolní propust, který tyto složky z výsledného signálu eliminuje. [19]



Obr 15 Průběh zpracování přijatého signálu: a) původní signál b) rozklad do frekvenčních pásem c) detekce obálek d) vygenerované impulzy [19]

Obálková detekce umožňuje digitálním procesorům využívat celého spektra přichozícího zvukového signálu, čímž je zachována časová informace o stimulaci elektrod. [19]



Obr 16 Schéma digitálních kochleárních implantátů [19]

4.3 Kódovací strategie

Řečové procesory pracují s určitými soubory pravidel, podle kterých jsou definovány postupy zpracování a analýzy zvuku. Tato pravidla představují kódovací strategie kochleárních implantátů. Kódovací strategie se napříč různými výrobci liší, avšak základní myšlenka zůstává vždy stejná. V první fázi dochází k rozdělení zvuku do frekvenčních pásem pomocí filtrů, následně je aplikována Fourierova transformace. Zvolená kódovací strategie přesně vybírá frekvenční pásma segmentu zpracovávané řeči. V každém pásmu je vypočítán výkon a podle něj je stanovena velikost budícího impulzu, který je odeslán do elektrodového pole. [16]

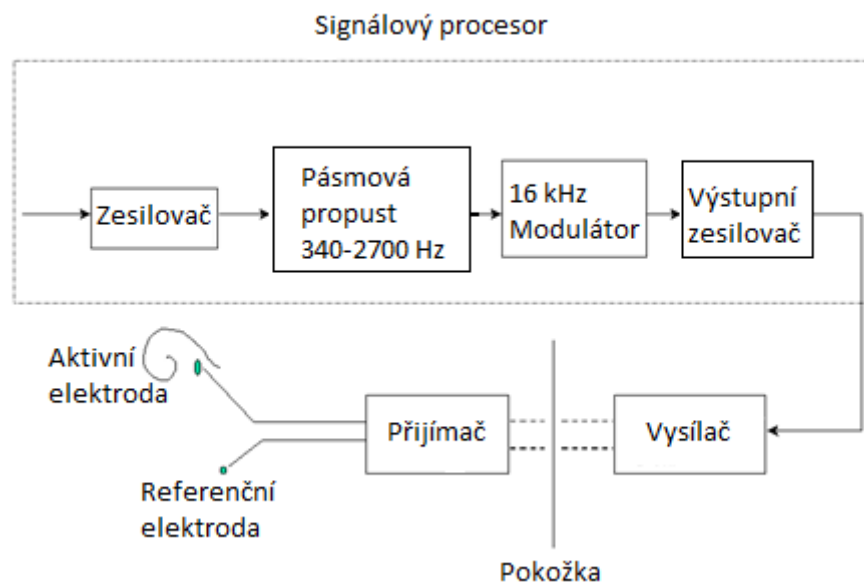
Kódovací strategie mají důležitý význam pro stimulaci nervových vláken sluchového ústrojí v přesných časových úsecích. Další vlastností kódovacích strategií je potlačení rušivých frekvenčních složek přijímaného zvuku a zvýraznění výkonově slabších složek řeči. Tyto vlastnosti kódovacích strategií jsou dány počtem a typem použitých filtrů, zesilovačů a dalších funkčních prvků zpracovávajících zvukové signály. [19][22]

Je patrné, že je nutné volit různé kódovací přístupy s ohledem na počet použitých kanálů. Kódovací strategie, použité u jednokanálových kochleárních implantátů, budou výrazně jednodušší než u vícekanálových systémů. [22]

4.3.1 House/ 3M device

Jedná se o jedny z prvních použitých kódovacích strategií na světě. Na jejich vzniku se výraznou měrou v 70. letech 20. století podílel William House. Systém byl následně upraven a dokončen firmou 3M. Tato kódovací strategie byla využívána u jednokanálových systémů a z důvodu neschopnosti přenášet časovou informaci o přenášeném řečovém signálu nebyla příliš rozšířena. [19]

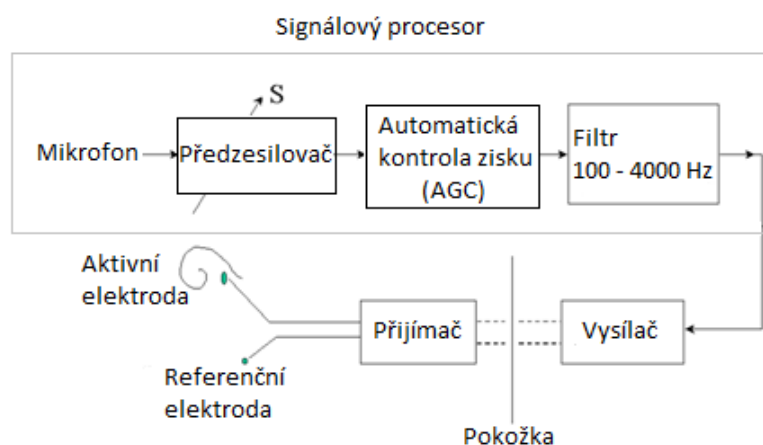
Celý systém je tvořen třemi hlavními částmi, řečovým procesorem, přijímačem a vysílačem a stimulační elektrodou (Obr 17). Zvuk je zachycen mikrofonem a na vstupu do systému zesílen zesilovačem. Zesílený řečový signál je prohnán pásmovou propustí na frekvencích v rozmezí 340-2700 Hz. Vyfiltrovaný signál je posléze využit jako modulační signál nosného signálu o frekvenci 16 kHz. Modulovaný signál je zesílen výstupním zesilovačem a přes cívku vysílače odeslán do implantovaných částí kochleárního implantátu. Pomocí výstupního zesilovače je pacientům umožněna regulace hlasitosti přenášené informace. Z cívky přijímače postupuje elektrický impulz do elektrody umístěné uvnitř hlemýždě. [19]



Obr 17 Schéma House/ 3M device strategie [19]

4.3.2 Vienna/ 3M device

Toto jednokanálové zařízení bylo poprvé vyrobeno v roce 1980 na Technické Univerzitě ve Vídni. Signál zachycený mikrofonom je zesílen předzesilovačem a následně komprimován pomocí zesilovače s automatickou kontrolou zisku (Obr 18). Tento funkční prvek zajišťuje zachování periodicity signálu a schopnost přenášet časové informace. Upravený signál prochází pásmovou propustí, která tlumí signál mimo frekvenční rozsah $100-4000\text{ Hz}$. Toto frekvenční pásmo pokrývá frekvenční rozsah řeči. Modifikovaný přijatý signál je opět veden přes cívky vysílače a přijímače k elektrodě uvnitř hlemýždě. [19]



Obr 18 Schéma Vienna/ 3M device strategie [19]

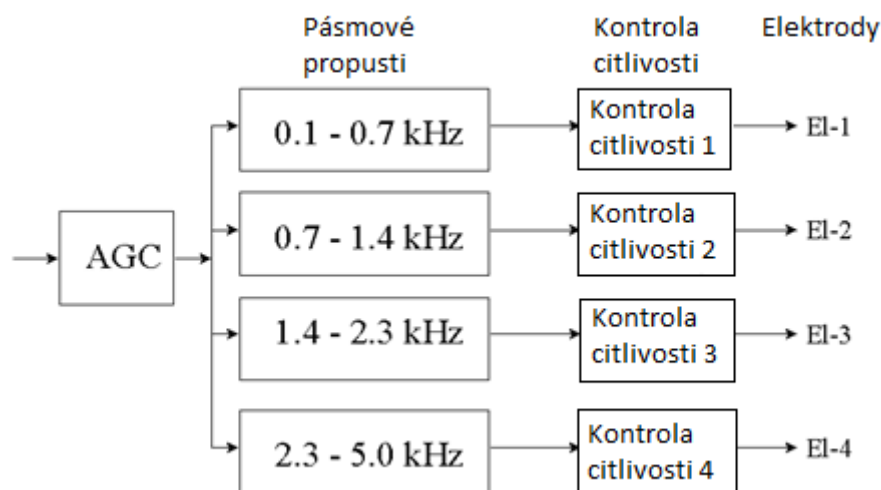
Jak již bylo zmíněno, využitím této kódovací strategie se zvýšila úspěšnost identifikace jednotlivých hlásek v čase. Avšak ani takto upravené systémy neumožnily většině pacientů kvalitní zvukové počítky. [19]

4.3.3 Compressed analog (CA)

Přístup CA je považován za základní kódovací strategii vícekanálových kochleárních implantátů. Tento systém umožnil rozeznávat slova ve větách přibližně u poloviny pacientů. [19]

V první fázi zpracování signálu dochází k jeho kompresi pomocí obvodu automatického vyrovnávání citlivosti. Upravený signál následně postupuje přes blok úzkopásmových propustí se středními frekvencemi na 0,5; 1; 2 a 3,4 kHz. Signál byl následně veden přes nastavitelnou kontrolu citlivosti směrem do elektrodového pole uvnitř hlemýždě (Obr 19). [19]

CA strategie využívá analogovou stimulaci, což znamená, že může docházet k interakci mezi použitými elektrodami. Vlivem součtu elektrických polí jednotlivých elektrod jsou vyvolané nervové odpovědi zkresleny a nelze přesně odlišit, která z elektrod vyslala elektrický impulz v daný okamžik. Tato rušení znehodnocují výsledné řečové spektrum a degradují tak přijatý řečový signál. [19]



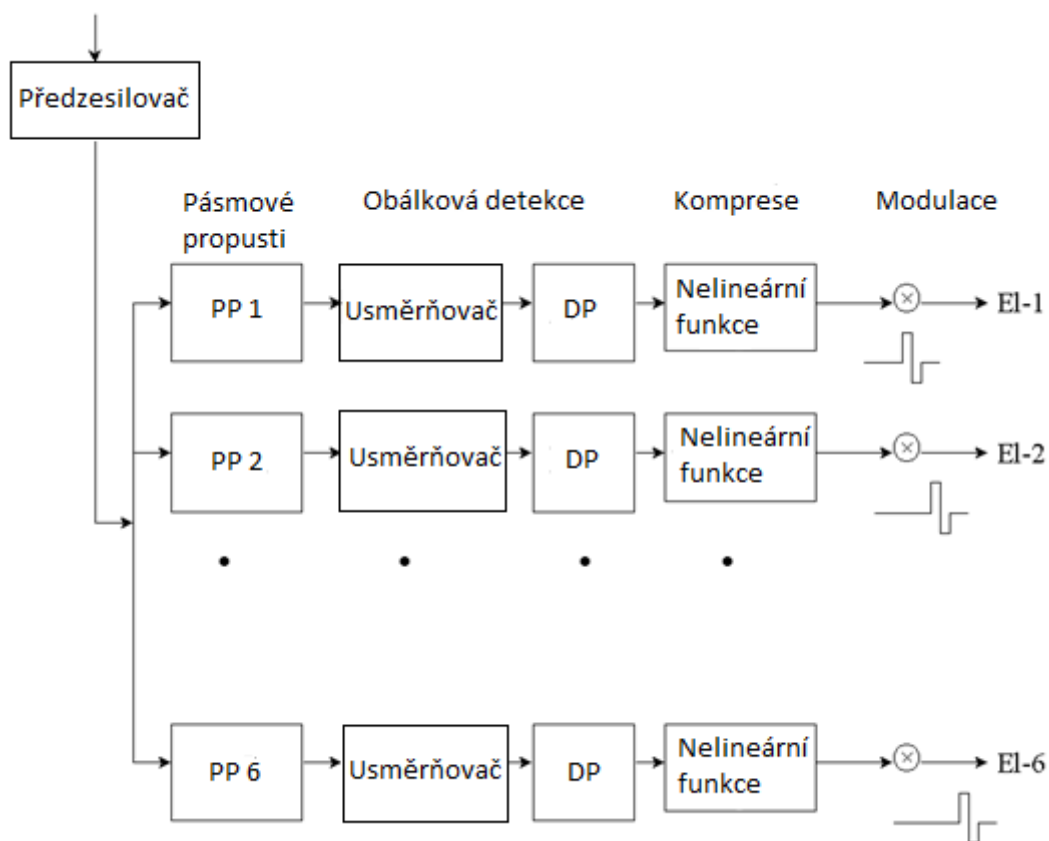
Obr 19 Schéma CA strategie [19]

4.3.4 Continuous Interleaved Sampling (CIS)

K vyřešení problému s překrývajícími se stimuly použitých elektrod zabraňujících pacientům úspěšně rozeznávat slova ve větách výraznou měrou přispěla strategie CIS. Dnes se jedná o jednu z nejrozšířenějších metod používaných ke zpracování a vyhodnocení řečového signálu. [19]

Signál je veden předzesilovačem do banky pásmových propustí, kde dochází k rozkladu signálu do požadovaných frekvenčních pásem a eliminaci nežádoucích složek signálu. Počet použitých pásmových propustí závisí na počtu elektrod v elektrodovém poli, které je dáno mírou poškození sluchového ústrojí (Obr 20). Poté je detekována obálka signálu. System dále využívá nelineárních (logaritmických) kompresních funkcí, jimiž je zajištěno, že zpracovaný výstupní signál bude odpovídat dynamickému rozsahu elektricky navozené sluchové percepce. [19]

Elektrody jsou stimulovány konstantní rychlostí bifazickými impulzy, které jsou modulovány obálkou přijatých signálů. Takto definovaný systém umožňuje kvalitně odlišovat šum od řeči a jednotlivá slova ve větách. [19]

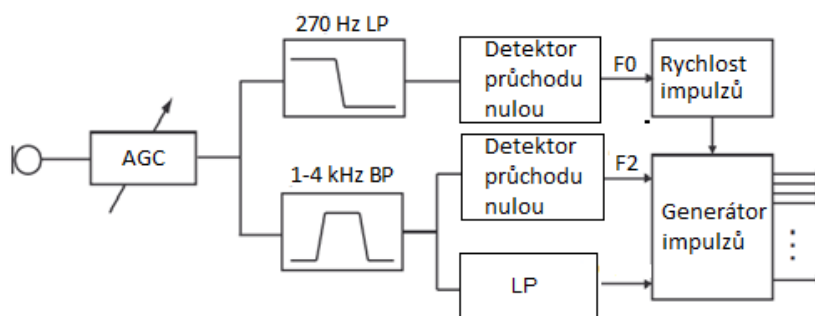


Obr 20 Schéma CIS strategie [19]

4.3.5 F0/F2 strategie

Tato metoda zpracovávající přijímanou řeč byla vyvinuta přibližně v roce 1984 a pracuje na základě detekce formant. Formanty lze chápat jako oblasti lokálních maxim se spektry složených tónů. Pomocí formantů jsou definovány samohlásky. [19]

V této strategii hrají důležitou roli základní frekvence F0 a druhé formanty F2, které se extrahují z přichozího signálu pomocí detektorů průchodu nulou. První detektor průchodu nulou se využívá k odhadu F0 pomocí dolní propusti s mezní frekvencí 270 Hz. Druhý detektor odhaduje F2 pásmovým filtrem v rozmezí 1000-4000 Hz. K získání maximální výchylky formantu F2 se používá detektor obálky pracující s dolní propustí 35 Hz (Obr 21). Vytvořením poměrů mezi výchylkami F0 a F2 dochází ke stimulaci 22 elektrod bifazickými impulzy. Obvyklý počet použitých elektrod je 22. [19]

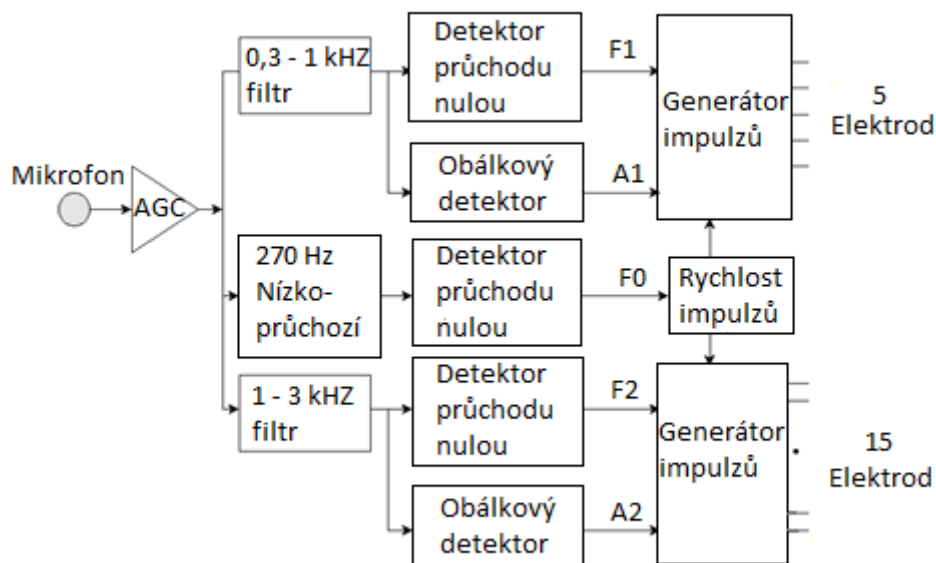


Obr 21 Schéma F0/F2 strategie [29]

4.3.6 F0/F1/F2 strategie

V roce 1985 došlo k úpravě strategie F0/F2 rozšířením informací o první formantě F1. Principově zůstávají obě verze totožné. [19]

Přidaný detektor průchodu nulou odhaduje F1 pásmovým filtrem ve frekvencích 280 Hz až 1000 Hz. Procesor tohoto systému vyzývá vždy dvě elektrody ke stimulaci, jedna odpovídá frekvenci F1 a druhá F2. Dohromady tato strategie pracuje s 20 elektrodami, z nichž 5 je umístěno v oblasti vrcholu hlemýždě a zbylých 15 je implantováno v okolí báze. V lokaci vrcholu hlemýždě jsou senzory pro nízké frekvence, čili jsou zde umístěny elektrody typu F1, ostatní elektrody jsou F2 (Obr 22). [19]



Obr 22 Schéma F0/F1/F2 strategie [19]

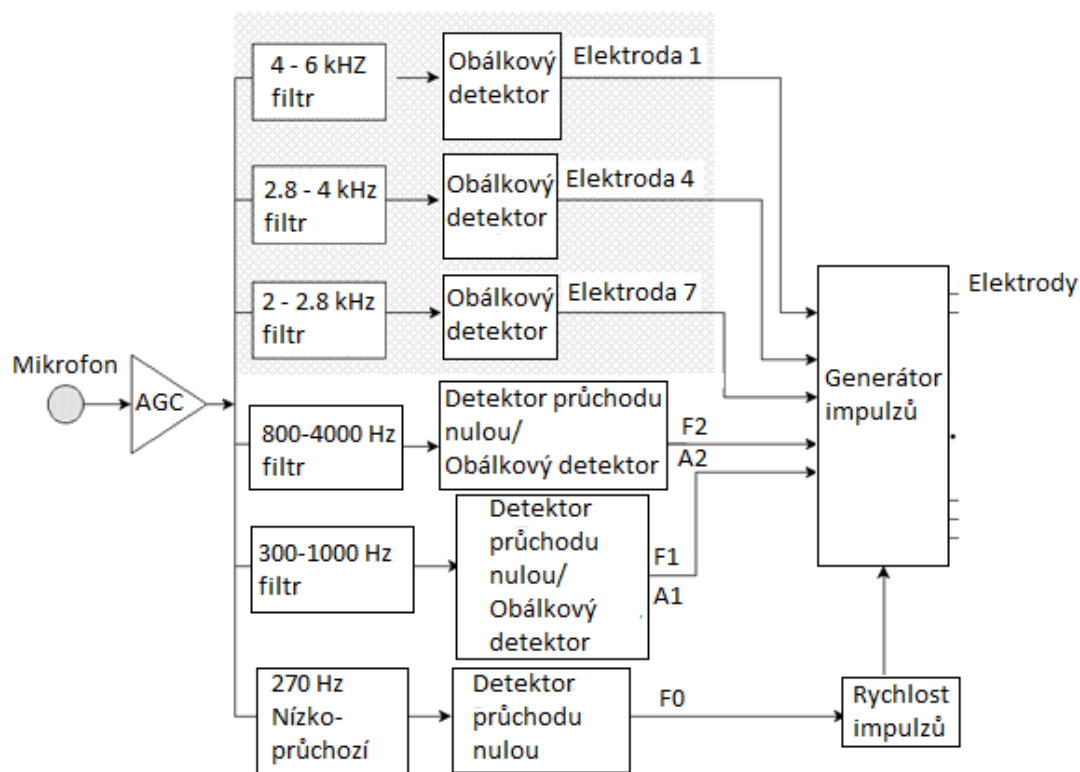
Strategie F0/F1/F2 zaznamenala výrazné zlepšení na nízkých frekvencích přijímaných signálů, kterými jsou definovány samohlásky. Za účelem detekce souhlásek se tento přístup jeví jako nedostatečný. [19]

4.3.7 MPEAK

Za účelem zvýraznění vysokofrekvenčních složek signálu představujících především souhlásky se stala strategie F0/F1/F2 předmětem dalších výzkumů a testování. Na konci osmdesátých let dvacátého století došlo k úpravě přidáním další soustavy pásmových propustí. [19]

Obdobně jako u F0/F1/F2 jsou pro analýzu samohlásek využity průchody nulou a obálková detekce. Informace z vysokofrekvenčních signálů je extrahována pomocí tří pásmových propustí $2 - 2,8 \text{ kHz}$; $2,8 - 4 \text{ kHz}$ a $4 - 6 \text{ kHz}$ (Obr 23). [19]

Podle předpokladů, takto upravený přístup MPEAK vykazuje výrazného zlepšení při vnímání jak souhlásek, tak samohlásek. Hlavním omezením této strategie je neschopnost identifikace řeči v zašuměných signálech. [19]

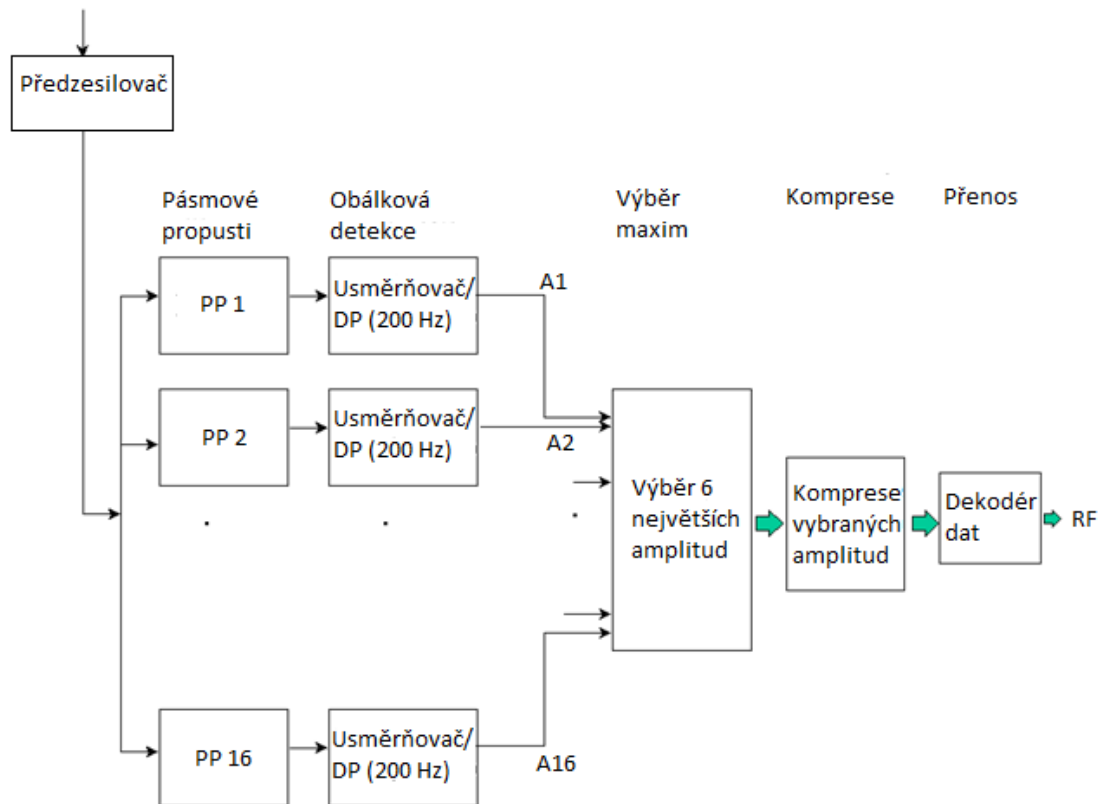


Obr 23 Schéma MPEAK strategie [19]

4.3.8 SMSP (Spectral Maxima Sound Processor)

Jedná se o další metodu zpracování signálu uvnitř procesoru vícekanálových systémů. Na rozdíl od předchozích metod ke své činnosti nepotřebuje mluvené slovo rozdělovat na dílčí formanty. [19]

Na vstupu do procesoru je signál zesílen předzesilovačem, za kterým následuje banka pásmových propustí. Je použito 16 pásmových propustí se středními kmitočty v rozmezí 250 až 5000 Hz. Výstupy všech filtrů jsou usměrněny dolními propustmi na frekvencích 200 Hz. Následuje blok, který porovnává a vybírá výstupy všech 16 filtrů. Je vybráno 6 amplitud spektrálních maxim, které jsou logaritmičsky komprimovány, aby odpovídaly dynamickému rozsahu pacienta. Na konci celého zařízení je 6 elektrod, které stimulují sluchové buňky na daných místech hlemýždě (Obr 24). [19]

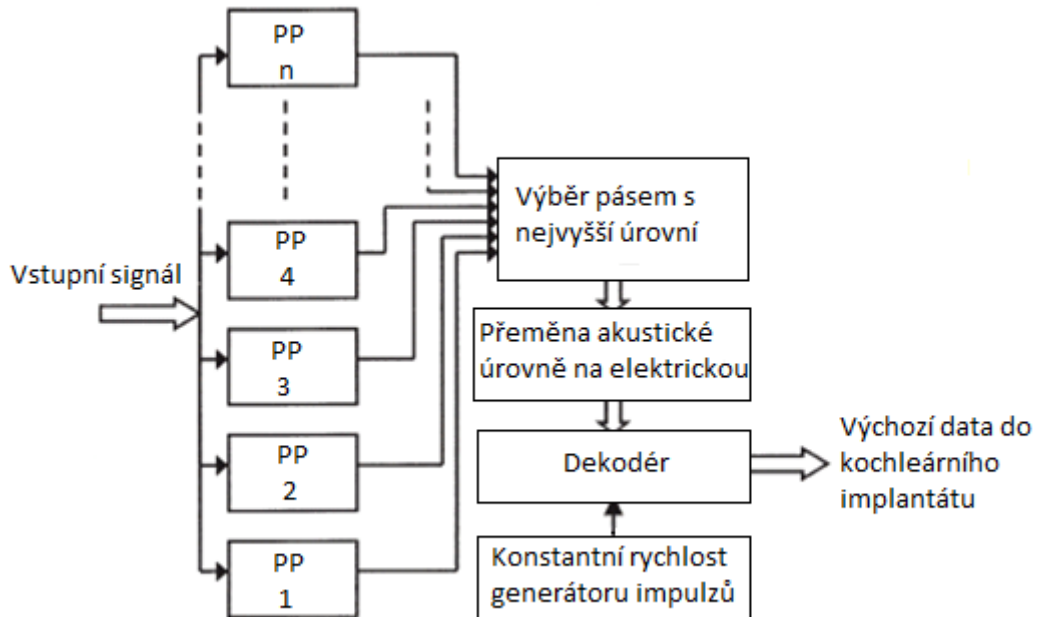


Obr 24 Schéma SMSP strategie [19]

4.3.9 Další strategie

Dalšími používanými vícekanálovými strategiemi jsou strategie SPEAK. Tyto strategie vychází z již zmíněných poznatků. Opět dochází k rozdělení signálu do pásem, ze kterých jsou dopočítávány úrovně energie, na jejichž základě dochází k vytvoření pulzů na elektrodách. [19]

Obdobou je také strategie ACE (Advanced Combinational Encoder), kdy je signál pomocí pásmových filtrů rozdělen do frekvenčních pásem, ve kterých jsou počítány amplitudy. Podle největších amplitud dochází k vygenerování elektrických pulzů (Obr 25). [23]



Obr 25 Schéma ACE strategie [23]

Využitím virtuálních elektrod lze docílit odlišného způsobu zpracování akustického signálu uvnitř kochleárního implantátu. Virtuální elektrodu lze vytvořit pomocí dvou sousedních fyzických elektrod. Stimulací sousedních elektrod je uměle vytvořena elektroda virtuální, která vyvolává vjem, jehož frekvence je dána poměrem stimulačních frekvencí a amplitud proudových impulzů, jež jsou přiváděny k elektrodám. [23]

Jednou z nejznámějších metod využívající znalosti virtuálních elektrod je HiRes120. Strategie je navržena pro 16 stimulačních elektrod tvořících dohromady 15 stimulačních párů. Přijatý signál je postoupen směrem k 15 pásmovým propustem. Signálu z každého filtru je detekována obálka a použitím Fourierovy transformace jsou určeny frekvenční špičky každého pásma. Pomocí takto získaných informací dochází ke stimulaci virtuálních elektrod. Pomocí detekce frekvenčních špiček je zajištěna vysoká přesnost a citlivost celého systému. [23]

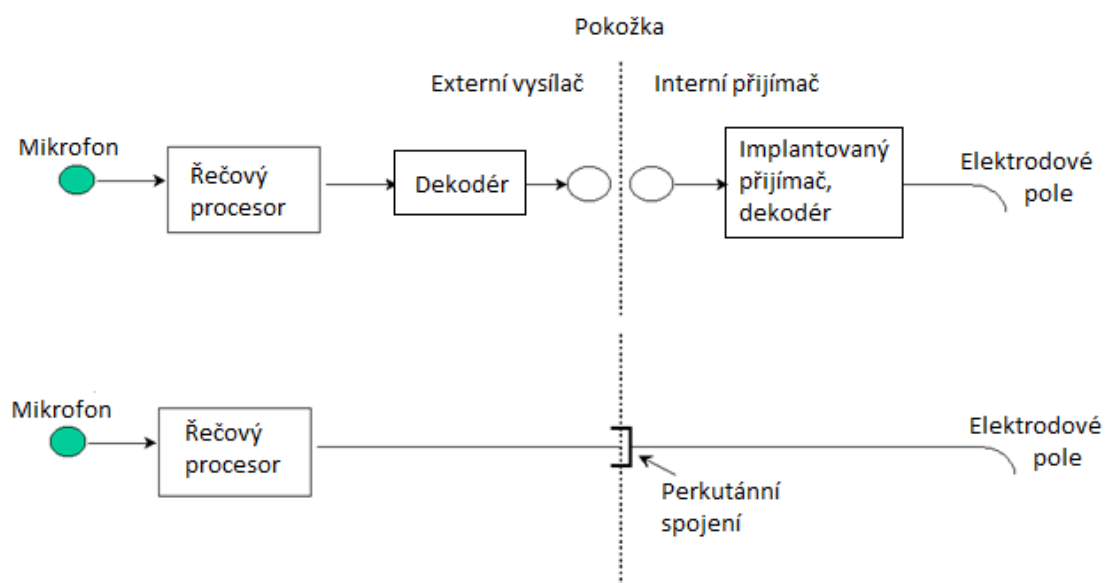
4.4 Přenosový systém

Zpracovaný a transformovaný přijatý signál je zapotřebí přenést z externího řečového procesoru na implantované elektrodové výstupy uvnitř sluchového ústrojí, kde dojde ke stimulaci vláskových buněk. Přenos může být zprostředkován buď transkutánně, nebo perkutánně (Obr 26). [19][22]

Transkutánní přenos je zprostředkován pomocí radiofrekvenčního spojení. Procesorem zpracovaná informace je zakódována a cívkou externího vysílače vyslána pod kůži směrem k implantovanému přijímači. Uvnitř přijímače je signál dekodován a vytvořen elektrický stimul, který je veden k elektrodám. Lokalizace cívek vysílače a přijímače je zajištěna pomocí implantovaného magnetu. Pomocí radiofrekvenčních vln není přenášena pouze informace o přijatém zvukovém podnětu, ale také energie pro napájení systému. [19][22]

Perkutánní spojení probíhá vedením vodiče skrz pokožku a lebku. Jedinou implantovanou částí těchto systémů jsou elektrody. [22]

U perkutánních kochleárních implantátů dochází k eliminaci úprav zpracované informace pro přenos radiovými vlnami, což se jeví jako zásadní výhoda oproti transkutánnímu přenosu. Avšak v běžné praxi se téměř nepoužívají, důvodem je výskyt častých zánětlivých onemocnění v oblasti vstupu vodiče do těla pacienta. Vlivem implantovaného magnetu nastávají u transkutánních systémů potíže při diagnostických úkonech prováděných magnetickou rezonancí. [19][22]



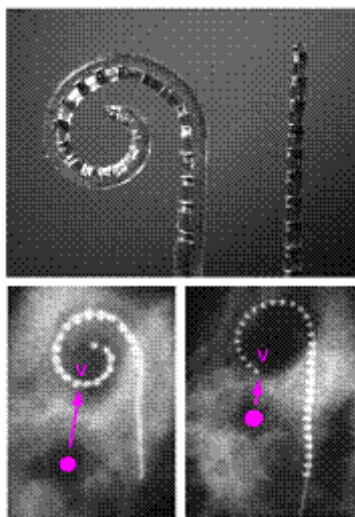
Obr 26 Přenos informace z procesoru k elektrodám (nahore pomocí radiových vln, dole perkutánně) [19]

4.5 Elektrody

Po předchozím zpracování přijatého signálu jsou s ohledem na použité kódovací strategie vygenerovány elektrické pulsy. Těmito pulsy jsou stimulovány oblasti v těsné blízkosti gangliových buněk uvnitř hlemýždě elektrodami v různých polohách elektrodového pole. Stimulované nervové buňky jsou odpovědné za přenos elektrických impulzů směrem k mozku, kde dochází k vyhodnocení přijatých informací. Elektrody jsou do hlemýždě implantovány pomocí chirurgických zákroků a to do hloubky 20-30 mm. Rozmístění elektrod uvnitř hlemýždě vyžaduje podrobné znalosti o sluchové ztrátě na daných frekvencích. [19]

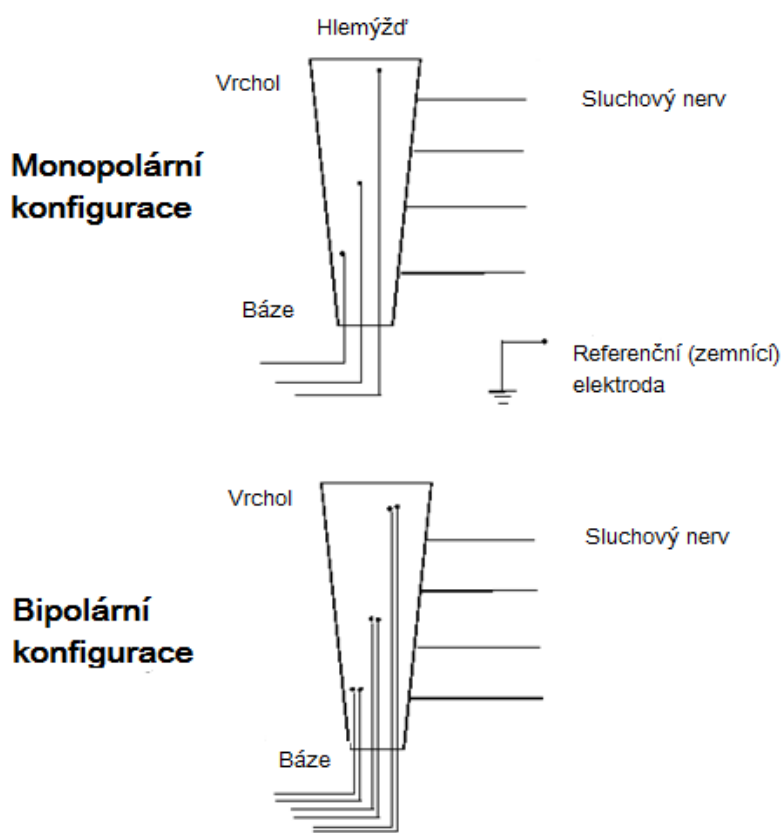
V závislosti na rozsahu sluchové ztráty je odvozen také počet použitých elektrod. Nejmenší používané elektrodové pole je tvořeno 4 elektrodami, maximálně se používá až 22 elektrod. Počet implantovaných elektrod je úměrný frekvenčnímu rozsahu sluchové poruchy. [19][22]

Používané elektrody jsou vyráběny z vodivých materiálů nepodléhajících korozi. V současné protetické technice se nejvíce používají elektrody ze slitin platiny a iridia. Každá z elektrod je opatřena silikonovým páskem disponujícím izolačními vlastnostmi. Takové elektrody mají schopnost přizpůsobit se tvaru hlemýždě. Používají se rovná elektrodová pole a zakřivená (Obr 27). Elektrody uvnitř zakřiveného elektrodového pole je možné rozmístit na menší ploše, čímž je dosaženo přesnější stimulace. Avšak toto uspořádání vyžaduje větších rozměrů dutin uvnitř hlemýždě než rovné elektrodové pole, u kterého jsou elektrody od sebe více vzdáleny. [19][22]



Obr 27 Zakřivená a rovná elektrodová pole [22]

Vygenerovaný proudový impuls uvnitř hlemýždě má tendenci rozkládat se symetricky od zdroje. V tomto důsledku nedochází ke stimulaci izolovaného počtu nervových buněk a dochází tak ke zkreslení přijatých zvukových signálů. Tato zkreslení jsou přítomna především u monopólních systémů, kdy je aktivní pouze jediná elektroda (Obr 28). Zemní elektroda je umístěna na lebce pacienta a je společná pro všechny stimulační elektrody. Nedostatky monopólních přístupů řeší systémy využívající bipolární stimulace. V bipolárním uspořádání jsou aktivní elektrody v těsné blízkosti elektrody zemní. Jako zemní elektrody se používají elektrody uvnitř elektrodového pole, na kterých v daný moment nedochází k vytvoření stimulu. I když jsou obě konfigurace značně odlišné, není dodnes jasné, která za účelem terapie pro konkrétního pacienta vhodnější [19][22]



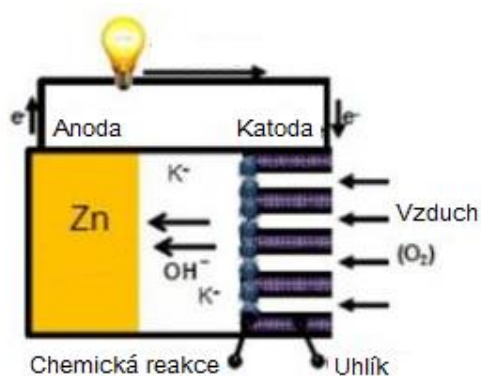
Obr 28 Princip monopólních a bipolárních elektrod [19]

4.6 Napájení

Prvořadé požadavky na baterie kochleárních implantátů, jsou pokud možno, co nejmenší rozměry, dlouhá výdrž a bezpečnost jejich používání.

Moderní kochleární systémy využívají zinko-vzduchových baterií (Obr 29), které disponují napětím 1,4 V a jejich výdrž se pohybuje mezi 7-8 týdny. [27]

Baterie typu zinek-vzduch principiálně fungují jako běžné baterie, elektrická energie je vyráběna vlivem chemické reakce. Podstatným rozdílem je, že jeden z reaktantů není součástí baterie, ale je přijímán z okolního prostředí. Tímto reaktantem je kyslík přítomný ve vzduchu. Malými otvory na povrchu bateriové cely jsou molekuly kyslíku vystaveny kontaktu s kladně nabitou porézní uhlíkovou elektrodou plnící funkci katody. Stykem kyslíku s látkami obsaženými v pórech elektrody vznikají hydroxylové skupiny, které migrují prostředím baterie na negativně nabitou anodu, jenž je tvořena zinkovým gelem. Reakcí hydroxylové skupiny se zinkem dochází k uvolnění dvou elektronů, které lze snadno využít k napájení příslušných zařízení. [24]



Obr 29 Princip zinko-vzduchové baterie [28]

5 SIMULÁTOR KOCHLEÁRNÍHO IMPLANTÁTU

Následující část práce se zabývá vytvořením simulačního programu pro kompenzace těžkých sluchových poruch kochleárním implantátem. K vytvoření programu je použito programovací prostředí MATLAB R2010a s využitím standartních toolboxů pro zpracování signálů.

Rozhodujícím kritériem pro nasimulování běhu kochleárního implantátu je volba kódovací strategie. Z Tabulky č. 3 vyplývá, že jednou z nejpoužívanějších strategií, napříč různými výrobci, je CIS strategie, která je použita i v této práci. Jelikož se nejedná o metodu z třídy nejnovějších, práce je doplněna o sofistikovanější metodu ACE. [33]

Tabulka 3 Přehled používaných kódovacích strategií

Výrobce/strategie	CIS	CIS+	ACE	SPEAK	HiRes
MED-EL GmbH	x	x			
Cochlear Ltd.	x		x	x	
Advanced Bionics	x				x

Zpracování zvukového signálu se řídí podle blokového schématu (Obr 30), které je postupně doplňováno a upravováno dle potřeb zvolené kódovací strategie. Uvedené schéma je obecné, tudíž jen stručně popisuje základní princip navrženého programu a nezabývá se detailním rozбором zpracování zvuku.

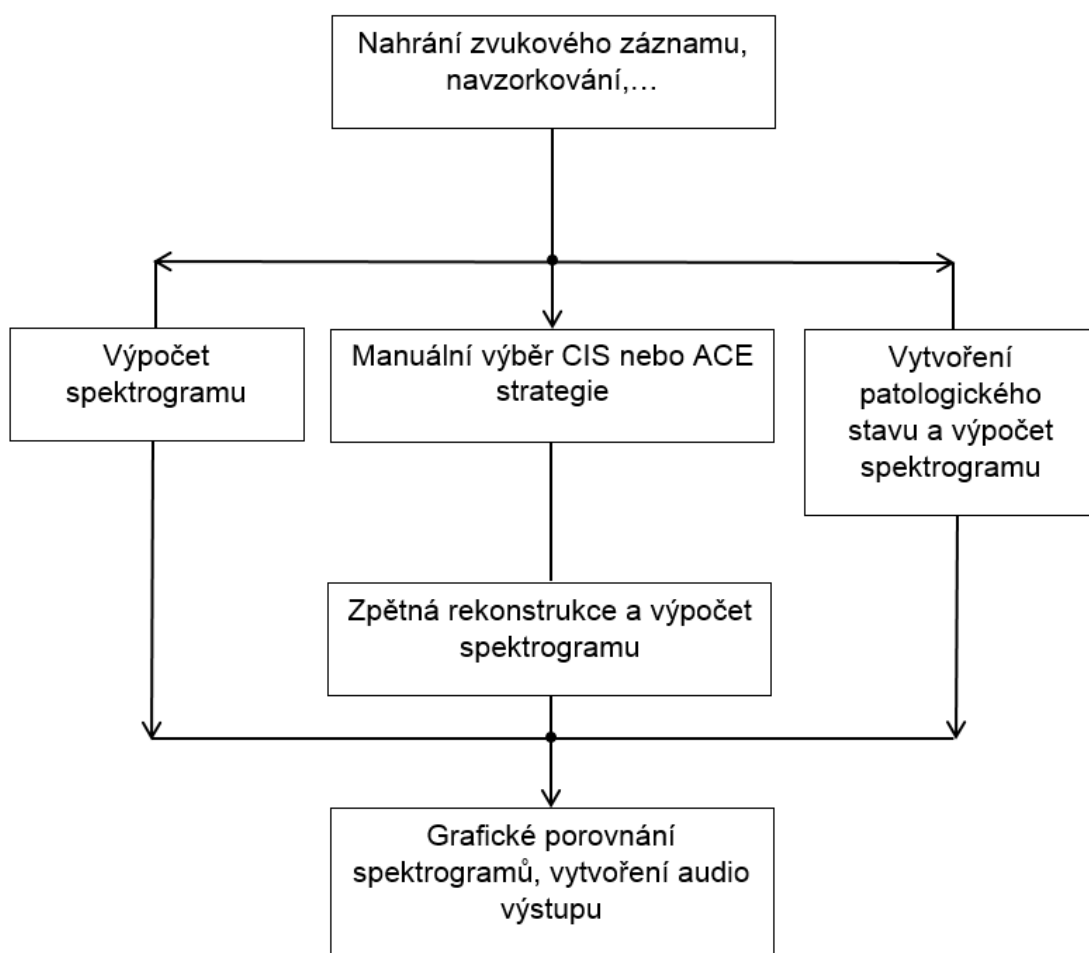
V první fázi dochází k načtení zvukového záznamu, na který je aplikována Fourierova transformace. Z tohoto referenčního (fyziologického) záznamu je dopočítáván spektrogram, který je na výstupu programu porovnáván se spektrogramy patologického a kódovací strategií upraveného signálu.

Z fyziologického záznamu je patřičnými filtracemi uměle vytvořen patologický vjem pacienta odpovídající těžké sluchové ztrátě. Jak je zmíněno výše, z tohoto signálu je také dopočítáván spektrogram vstupující do porovnávací části simulátoru.

Následuje blok reprezentující vybranou strategii. Výběr kódovací strategie probíhá manuálně a je omezen na strategie CIS a ACE. Na této úrovni dochází k nejvýraznějším úpravám signálu, který je bankou pásmových propustí rozložen. Mezi nejvýraznější úpravy patří obálková detekce, výpočty energie signálu i určování amplitud.

Signál, který podstoupí výše uvedené operace, je pro další analýzu nutné zpětně rekonstruovat. V případě obou použitých kódovacích strategií probíhá rekonstrukce signálu pomocí součtu sinusových signálů. Z upraveného a následně zrekonstruovaného záznamu je opět dopočítáván spektrogram.

Posledními operacemi, které simulační program zahrnuje, je porovnání a grafické znázornění všech dílčích spektrogramů pro objektivní vyhodnocení práce simulátoru. Jelikož kvalita vnímání sluchových počítků je napříč celou populací různá, program za účelem subjektivního vyhodnocení umožňuje přehrání fyziologického, patologického a kochleárním implantátem upraveného signálu.



Obr 30 Základní blokové schéma simulátoru

Následující stránky práce obsahují podrobnější charakteristiku jednotlivých bloků programu a ukázky naimplementovaných funkcí, ze kterých se skládá vlastní programová část. Popis použitých funkcí je pro úplnost a přehlednost doplněn blokovými schématy a základními příkazy tvořící kostru zdrojového kódu programu. Členění kapitol a hierarchie praktické části práce odpovídá průběhu tvorby simulačního programu, kdy se každá z podkapitol věnuje popisu konkrétní funkce.

Vlastní programové řešení simulátoru kochleárního implantátu umožňuje nahrávat a ukládat zvuk ve formátu *.wav*. Z daného záznamu je možné vypočítat spektrum, spektrogram a namodelovat signál odpovídající těžké sluchové poruše. Nahraný zvukový záznam lze následně zpracovávat a analyzovat na základě kochleární kódovací strategie CIS nebo ACE. Na výstupu programu je zobrazen graf znázorňující velikost odchylek fyziologického spektrogramu a spektrogramu vypočítaného po provedení úprav příslušné kódovací strategie. Simulátor lze ovládat na úrovni příkazů uvnitř zdrojového kódu nebo pomocí uživatelského rozhraní.

Jak již bylo zmíněno výše, program je naimplementován v programovacím prostředí MATLAB R2010a, ve kterém byla testována i jeho funkčnost. Program se skládá z několika funkcí, kdy každá z nich plní své specifické operace. Popis vstupních a výstupních parametrů jednotlivých funkcí je součástí zdrojových kódů.

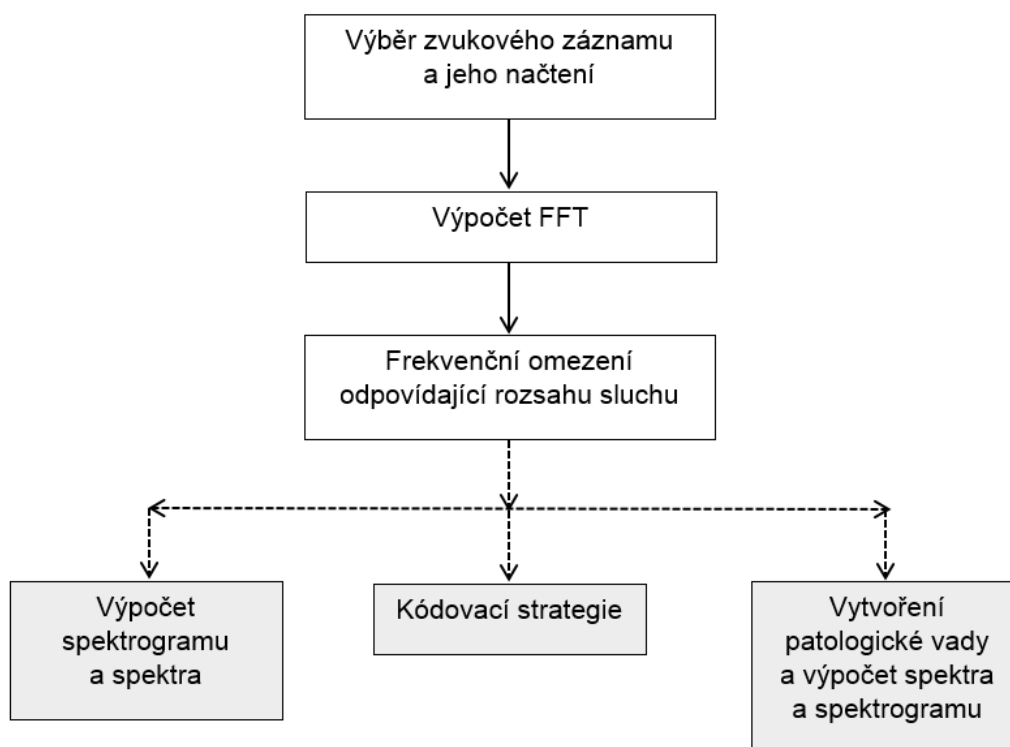
Seznam funkcí:

- *main.m* – hlavní volací funkce, která pracuje s dílčími funkcemi
- *nacti_zvuk.m* – funkce pro načtení zvukového záznamu a jeho základní úpravy
- *zmen_zvuk.m* – funkce simulující patologické slyšení
- *vykresli_spektrum.m* – funkce vykreslující spektra
- *vykresli_spektrogram.m* – funkce vykreslující spektrogramy
- *CIS_strategie.m* – funkce pracující se záznamem dle CIS kódovací strategie
- *ACE_strategie.m* – funkce pracující se záznamem dle ACE kódovací strategie
- *pasmova_propust.m* – funkce rozkládající signál do pásem
- *generator_sinusovych_vln.m* – funkce generující sinusové vlny, za účelem zpětné rekonstrukce
- *analiza_spektrogramu.m* – funkce pro grafické porovnávání spektrogramů
- *prehrej_zvuk.m* – funkce pro přehrání zvukového záznamu

Funkci *main.m* je možné suplovat pomocí GUI uživatelského rozhraní. GUI uživatelské rozhraní slouží k pohodlnému vykonávání základních úkonů simulujících práci kochleárního implantátu a to bez potřeby detailních znalostí zdrojového kódu.

5.1 Nahrání zvukového záznamu

Princip, popisující práci funkce obstarávající načtení signálu a operace spojené s digitálním vyjádřením analogového zvukového signálu, je znázorněn blokovým schématem (Obr 31). Tato funkce poskytuje výstupy, které jsou dále využívány v průběhu zpracování signálu. Kroky, které přímo navazují na počáteční blok operací, jsou ve schématu vyjádřeny šedou barvou.



Obr 31 Načtení zvukového záznamu a jeho primární úprava

Načtení zvukového záznamu je zprostředkováno pomocí funkce *nacti_zvuk.m*. Funkce pomocí příkazu *wavread* umožňuje nahrání zvuku ve formátu *.wav*, který je pro následné zpracování v MATLABu nejvhodnější. K dispozici jsou tři typy audio nahrávek, a sice monolog, dialog, a akustická nahrávka kytary. S ohledem na množství a náročnost výpočtů, které programové řešení zahrnuje, je délka záznamů omezena maximálně na 5 vteřin. Obrázky, které doprovází textovou část práce a nesou informace o průběhu zpracování signálu, především obrázky spekter a spektrogramů, jsou vytvořeny analýzou *dialogového záznamu*.

S cílem vyjádřit časově závislý signál pomocí harmonických signálů je součástí této funkce Fourierova transformace, která převádí signál z časové oblasti do frekvenční. Běžně se používá diskrétní Fourierova transformace (DFT), vztah (4), avšak za účelem snížení výpočetní náročnosti celého programu jsou využity vlastnosti rychlé Fourierovy transformace (FFT). K výpočtu FFT je použit příkaz *fft*. [30][31]

$$F_k = \sum_{n=0}^{N-1} (f_n \omega^{nk}), \quad \omega = e^{-j\frac{2\pi}{N}}, \quad (4)$$

kde F_k je výsledná transformace, f_n je transformovaná posloupnost, N je počet vzorků a k je počet cyklů.

Z poznatků o slyšitelných frekvencích je zvukový záznam omezen na rozsah 20 Hz až 20 kHz . Lidská řeč dosahuje maximální frekvence do 10 kHz , kdy nejvyšší frekvence mají vliv pouze na barvu řeči, nikoli na srozumitelnost. Z těchto důvodů a se záměrem snížení výpočetní náročnosti, program omezí načtený zvukový signál na frekvence 20 Hz až 8 kHz . Horní mez frekvence byla v neposlední řadě stanovena také podle audiogramů, které jsou pacientům měřeny. Nejvyšší frekvence, na kterých se audiometrická měření provádějí, odpovídají hodnotě právě 8 kHz . Takto je frekvenční obsah signálu omezen na obou stranách spektra.

Audio záznam je pomocí funkce *wavread* nahráván do prostředí MATLABu se vzorkovací frekvencí $44\ 100 \text{ Hz}$. Tento údaj jednoznačně potvrzuje zachování Nyquistova vzorkovacího teorému, kdy vzorkovací kmitočet musí být větší než dvojnásobek nejvyšší frekvence v analogovém signálu, který má být navzorkován, vztah (5). Pokud tato podmínka není zcela splněna, dochází k jevu zvanému aliasing, čili k překryvu spekter a případné ztrátě části frekvenční informace o signálu. [30]

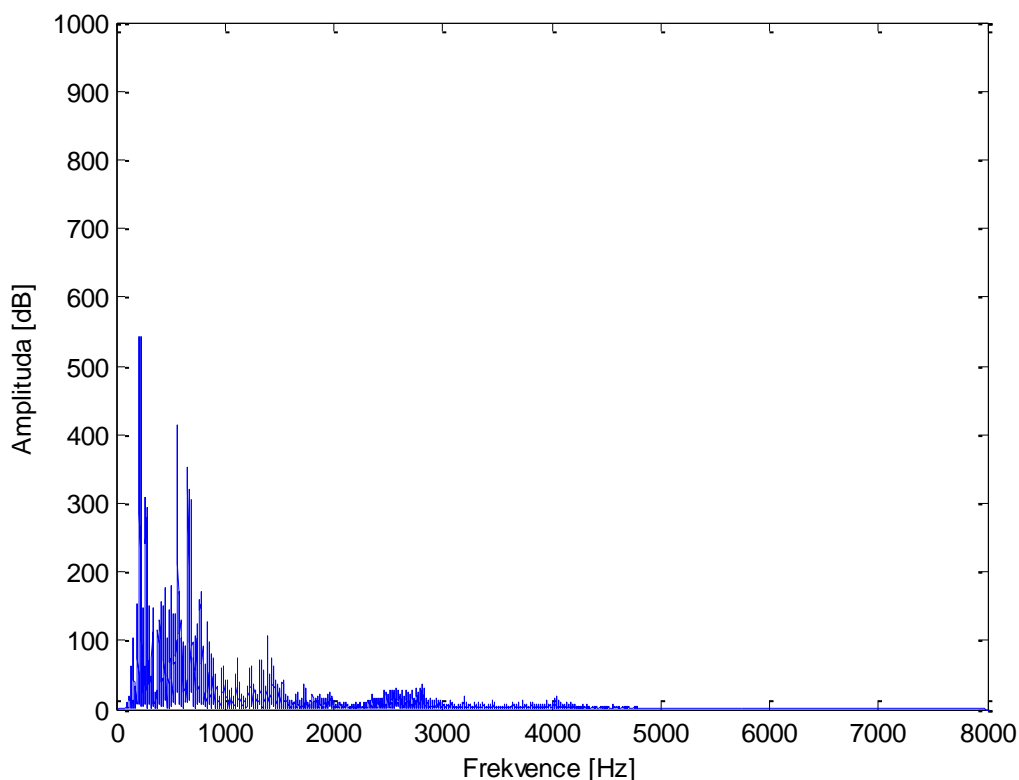
$$f_{vz} > 2 * f_{max}, \quad (5)$$

kde f_{vz} je vzorkovací frekvence a f_{max} je maximální hodnota frekvence vzorkovaného signálu.

5.2 Odhad spektra a výpočet spektrogramu

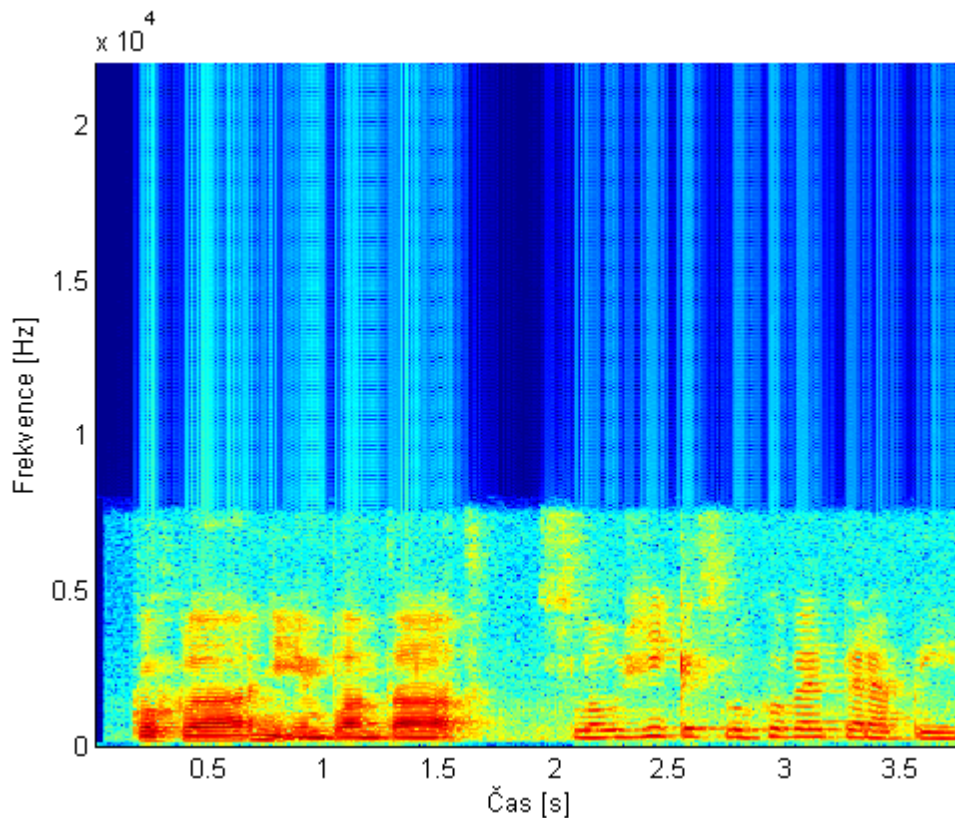
Po bloku obsahujícím načtení fyziologického audio záznamu následuje odhad jeho spektra a výpočet spektrogramu. Tyto operace probíhají pomocí funkcí *vykresli_spektrum.m* a *vykresli_spektrogram.m*. Amplitudové frekvenční spektrum slouží ke grafickému znázornění časového průběhu vzorku lidského hlasu (Obr 32). [30]

Výpočet spektrogramu a jeho uchování je nezbytné pro výsledné porovnání účinnosti zvolené kódovací strategie uvnitř kochleárního implantátu, popřípadě k porovnání informace uvnitř patologického a fyziologického signálu.



Obr 32 Spektrum načteného fyziologického záznamu

Spektrogram je 3D graf skládající se z časové a frekvenční osy (Obr 33). Tento graf bývá běžně zobrazován ve 2D podobě, kdy je na něj nahlíženo ze shora. Jedná se o krátkodobá spektra úseků signálu, která jsou řazena za sebe. Signál je tedy rozdělen na částečně překrývající se úseky, na které je následně aplikována DFT, popřípadě FFT, a slouží k pozorování frekvenčních změn v čase pro dlouhé signály. V MATLABu je celý tento sled matematických operací zahrnut v příkaze *spectrogram*. [30][31]



Obr 33 Spektrogram načteného fyziologického záznamu

5.3 Vytvoření patologického záznamu

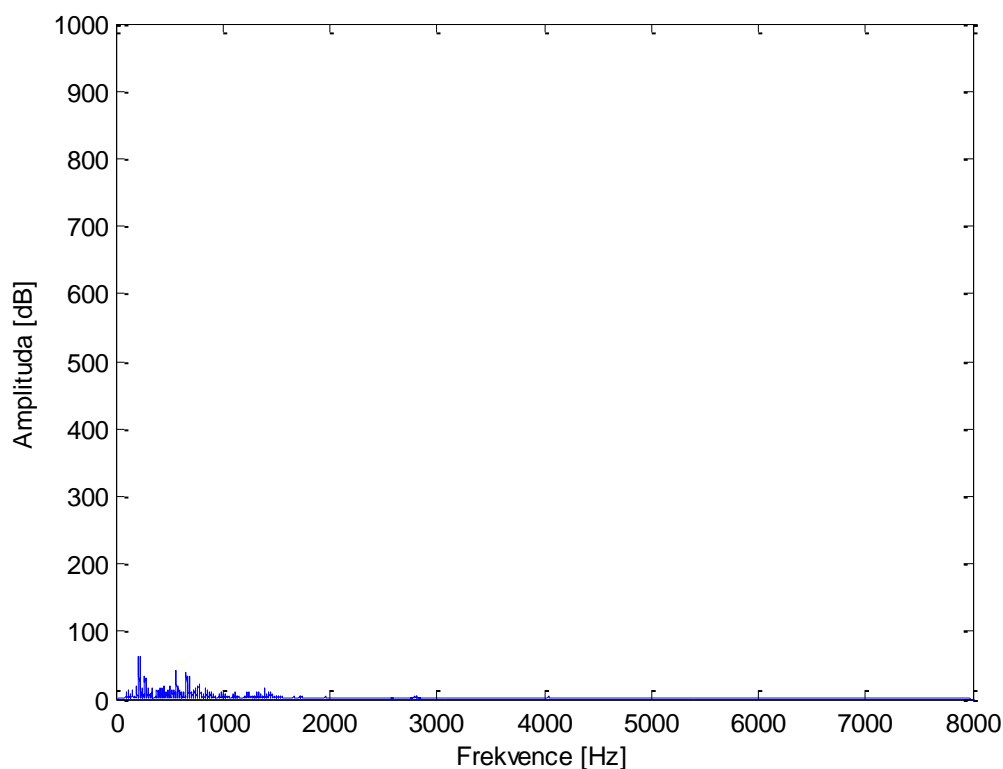
Na sadu vstupních operací přímo navazuje funkce *zmen_zvuk.m*, která uměle vytváří těžkou poruchu sluchu. Tato funkce vychází z fyziologických a patologických poznatků o sluchovém ústrojí.

V prvním kroku jsou v signálu vyznačeny frekvenční hodnoty odpovídající hodnotám používaných při audiometrickém vyšetření (*125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz a 8000 Hz*). Těmto hodnotám jsou přiřazeny referenční hodnoty hladiny intenzity. Referenční hodnoty odpovídají hodnotám fyziologickým, tudíž do *20 dB*. Program je nastaven na všech frekvencích na hodnoty *10 dB*.

Následuje vlastní vytvoření patologického stavu. Kochleární implantace se provádí pouze u poruch, kdy je dosaženo těžké sluchové ztráty, čili se hladina intenzity pohybuje nad hodnotou *80 dB*. Nastavené referenční hodnoty jsou poděleny patřičnými hodnotami patologickými, výsledkem je desetinné číslo, které v tomto případě představuje pomyslný koeficient zeslabení.

Vypočítanými koeficienty jsou vynásobeny hodnoty spektra fyziologického signálu, čímž dojde k adekvátnímu zeslabení signálu. Žádnými dostupnými prostředky nelze objektivně ověřit, zda toto zeslabení v reálné situaci skutečně odpovídá těžké sluchové poruše, avšak pro simulační potřeby je dostačující.

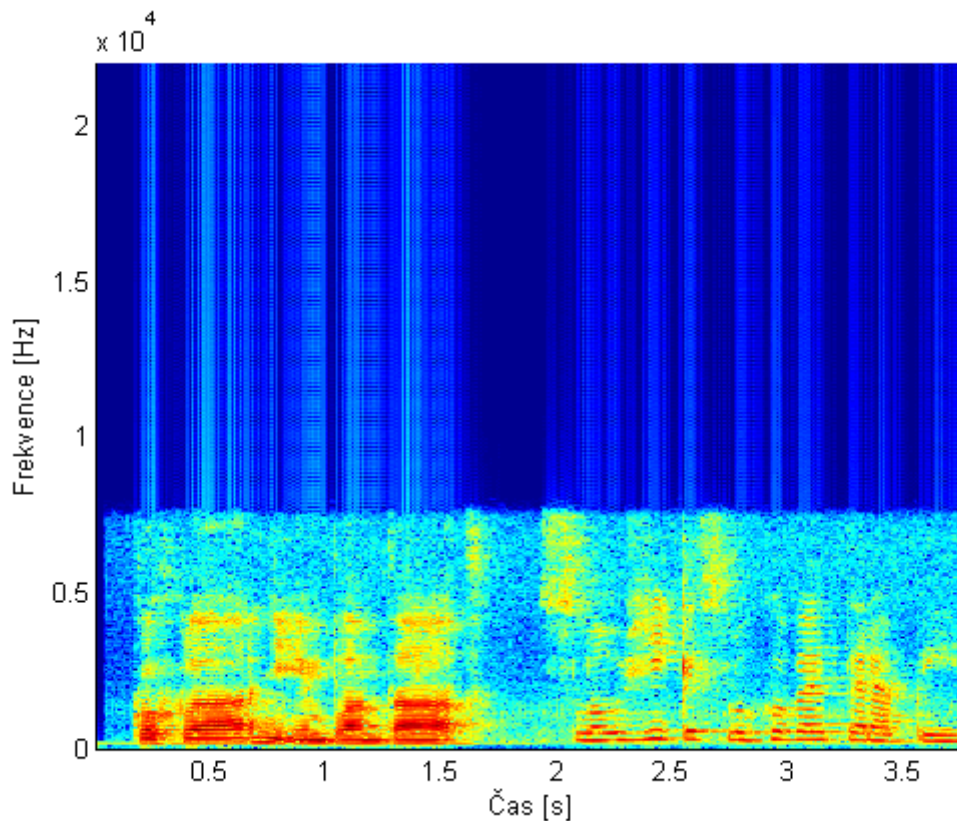
Po vykreslení spektra, nyní už patologického signálu, je omezení na daných frekvencích zřejmé (Obr 34).



Obr 34 Spektrum patologického záznamu

Získané patologické spektrum slouží opět pouze k ilustrativním účelům. Požadovaným výstupem této funkce je spektrogram (Obr 35), který na výstupu celého programu je porovnáván se spektrogramy dopočítanými po rekonstrukci signálu, který je upraven příslušnou kódovací strategií.

K získání spektra a spektrogramu je využito již použitých funkcí `vykresli_spektrum.m` a `vykresli_spektrogram.m`.

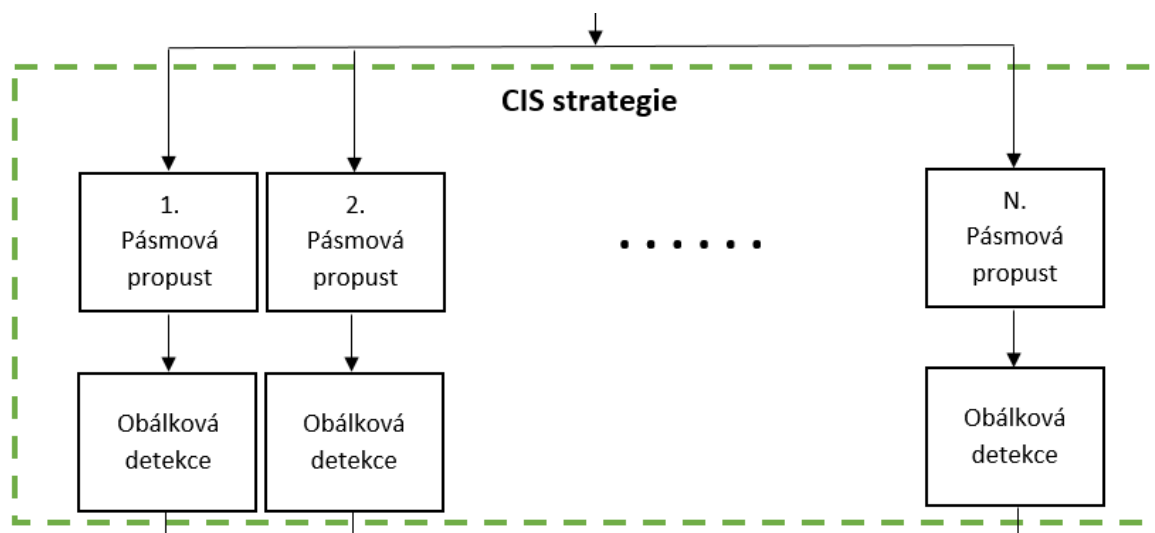


Obr 35 Spektrogram patologického záznamu

5.4 Použití CIS kódovací strategie

Následující sled funkčních prvků zprostředkovává zpracování zvukového signálu podobně jako u kochleárních implantátů s využitím kódovací strategie CIS a opět přímo navazuje na sadu vstupních operací (Obr 36). Upravený signál bude veden na banku pásmových propustí. Frekvenční rozsahy filtrů jsou modifikovány v závislosti na počtu použitých filtrů tak, aby pokryly celý frekvenční rozsah řečového signálu. CIS strategie je v simulačním programu implementována pro 8, 16 a 22 elektrodové zapojení. Podrobné informace o CIS strategii jsou v předchozích kapitolách.

CIS kódovací strategie je simulována funkcí *CIS_strategie.m*, která volá funkce *pasmova_propust.m* a *generator_sinusovych_vln.m*. Funkce *generator_sinusovych_vln.m* slouží pouze ke zpětné rekonstrukci zvukového signálu a větší pozornost jí je věnována v samostatné kapitole.



Obr 36 Blokové schéma navržené CIS kódovací strategie

Funkce *pasmoava_propust.m* reprezentuje práci filtru typu pásmová propust. Jednoduchým příkazem *fir1* s parametrem *bandpass* je vytvořena pásmová propust, která je na vstupní signál aplikována příkazem *filter*. Počet použitých pásmových propustí a nastavení jednotlivých mezních frekvencí probíhá na úrovni funkce *CIS_strategie.m*.

Z výše uvedeného odstavce vyplývá, že program pracuje s filtry typu FIR, tedy s filtry s konečnou impulzní charakteristikou. Základními vlastnostmi takovýchto filtrů je jednoduchost a intuitivnost jeho návrhu, dále stabilita, nerekursivnost a schopnost pracovat zároveň s frekvenční a časovou oblastí.

Jak vyplývá z předchozího textu, počet použitých elektrod souhlasí s počtem pásem, do kterých je signál pásmovými propustmi rozdělen. Jedná se tedy o 8, 16 nebo 22 pásmových propustí. Jelikož přesné frekvenční rozmístění na zvuk citlivých buněk uvnitř hlemýždě není známo, a ani výrobci běžně neuvádí frekvenční rozsahy filtrů, byly tyto hodnoty stanoveny experimentálně. Z anatomicko – fyziologických poznatků o hlemýždí plyne, že rozmístění těchto frekvenčních složek nejlépe odpovídá logaritmickému rozložení. Za tímto účelem je použit příkaz *logspace*, který logaritmicky rozloží frekvenční pásma na základě jejich počtu napříč frekvenčním rozsahem sluchového ústrojí.

V terapeutické medicíně je z takto rozložených dílčích signálů určena obálka signálu a následně podle amplitud těchto obálek jsou generovány elektrické impulzy, které stimulují příslušné sluchové buňky. Z hlediska této práce nese důležitou informaci právě amplituda, která je využita ke zpětné rekonstrukci signálu. S cílem získání obálky, respektive amplitudy, je použita Hilbertova transformace, která její hodnoty poskytuje v jednotlivých časových intervalech. Hilbertova transformace je volána příkazem *hilbert*.

5.5 Použití ACE kódovací strategie

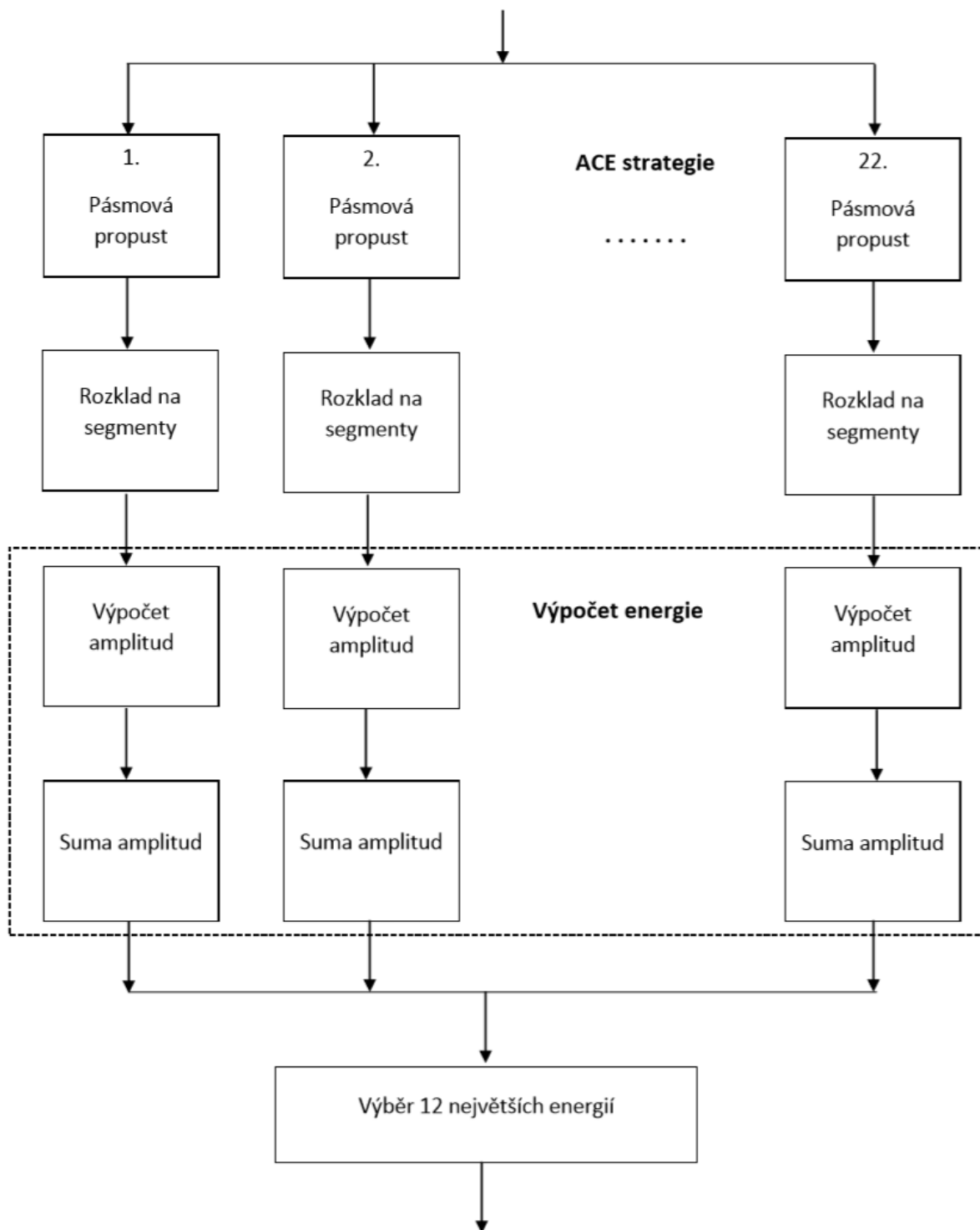
ACE kódovací strategie (Obr 37) patří mezi novější metody zpracování zvukového signálu uvnitř kochleárního implantátu. Ve srovnání s CIS strategií je tato metoda sofistikovanější, ale co do programové implementace náročnější. Uvádí se, že tato strategie umožňuje pacientům vnímat srozumitelnost na poměrně vysoké úrovni. Funkce simulující tento kódovací přístup se nazývá *ACE_strategie.m* a volá funkce *pasmova_propust.m* a *generator_sinusovych_vln.m*. Přesné hodnoty o nastavení ACE strategie nejsou volně k dispozici veřejnosti, proto je většina parametrů stanovena experimentálně. Většina parametrů je v praxi nastavována podle subjektivních pocitů pacienta.

Na vstupu je zvukový signál rozložen bankou pásmových propustí do 22 kanálů, k frekvenčnímu rozložení je podobně, jako u CIS strategie, použito logaritmického rozložení. Po tomto rozkladu jsou jednotlivá pásma rozložena na segmenty o velikosti 1000, ve kterých je počítána energie signálu. Rozklad na segmenty je do jisté míry zatížen zaokrouhlovací chybou, tudíž pokud poslední segment přesáhne délku signálu, je tato pozice automaticky nulována.

Výpočet energie signálu v daném okně je proveden sumací amplitud příslušných frekvencí, čili energie signálu je rovna součtu amplitud v daném segmentu.

Nadefinovaný počet pásem, disponující největší energií, je dále elektronicky zpracováván za účelem vygenerování elektrického stimulačního impulzu. V tomto simulačním programu je vybíráno 12 pásem s největší energií, kdy z těchto pásem je následně zpětně rekonstruován zvukový záznam.

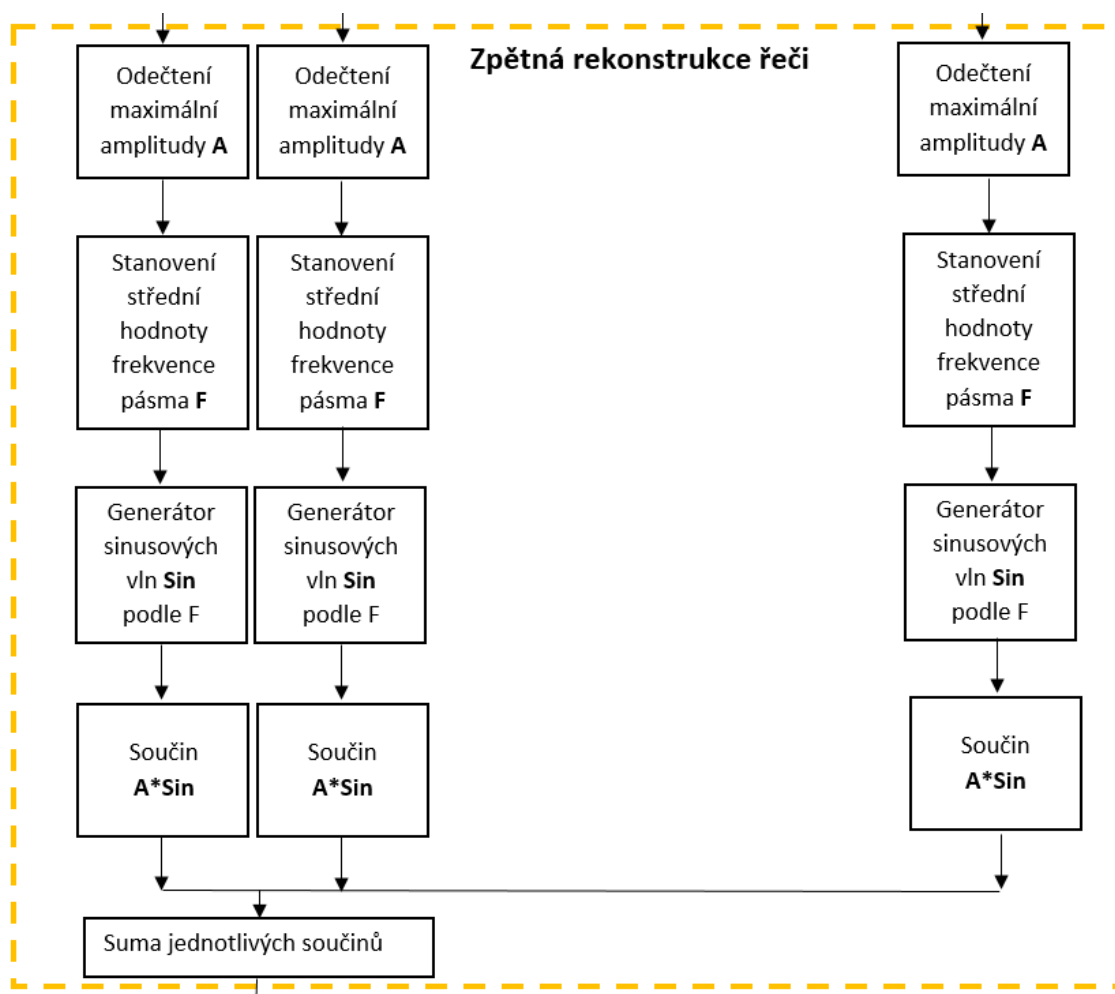
Blokové schéma ACE strategie navazuje na operace při vstupu programu, navzorkování, FFT, frekvenční omezení apod. Výstupy strategie slouží jako vstupní hodnoty pro zpětnou rekonstrukci zvuku. Zpětná rekonstrukce se provádí obdobně jako pro výše uvedenou strategii CIS.



Obr 37 Blokové schéma navržené ACE kódovací strategie

5.6 Zpětná rekonstrukce zpracovaného signálu

Provedené signálové úpravy, pomocí zvolené kódovací strategie, jsou využity ke zpětné rekonstrukci řeči pomocí součtu sinusových signálů. V blokovém diagramu, tato fáze přímo navazuje na kódovací strategii CIS nebo ACE (Obr 38). Počet pásem, ze kterých je signál rekonstruován, odpovídá počtu pásem na výstupu strategie, která je řízena odpovídající politikou. Výstupem tohoto bloku je zpětně zrekonstruovaný signál, ze kterého bude určeno spektrum a spektrogram pro vyhodnocení kvality práce simulátoru.



Obr 38 Blokové schéma vyjadřující princip zpětné rekonstrukce signálu

Tato matematická operace simuluje, jak by mohl pacient s použitím kochleárních implantátů vnímat řeč. Amplitudy detekovaných obálek jednotlivých dílčích signálů jsou vynásobeny sinusovými signály, jejichž frekvence odpovídají mezním frekvencím daných pásmových propustí.

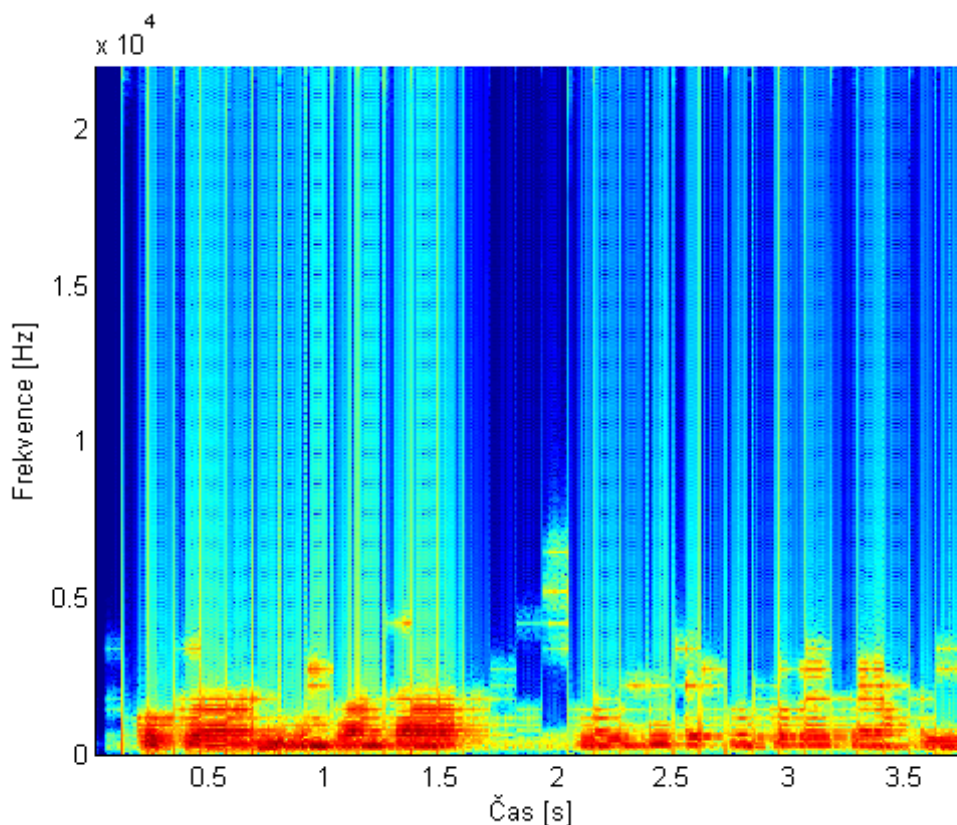
Součtem všech vypočítaných sinusoid je docíleno zpětné rekonstrukce signálu. Rekonstrukce řečového signálu je dána vztahem (6):

$$s(t) = \sum_{k=1}^N A_k(t) \sin(2\pi * f_k * t), \quad (6)$$

kde $A_k(t)$ je amplituda obálky, k -tého pásma, k je počet pásem analyzující banky filtrů, a t nese informaci o pozici amplitudy. Kmitočty f_k jsou střední hodnoty frekvencí propustných pásem analyzující banky filtrů. Počet nenulových amplitud by měl v každém časovém okamžiku odpovídat počtu přenášených filtrovaných pásem.

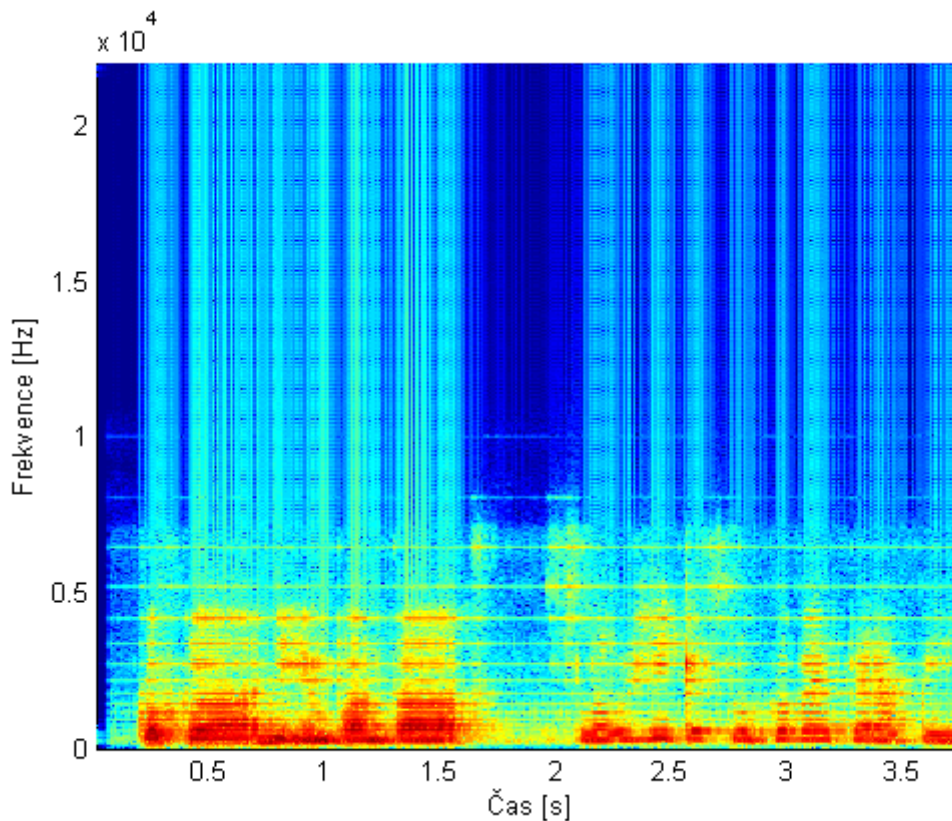
Kódově za tuto matematickou operaci zodpovídá funkce *generator_sinusovych_vln.m*.

Po provedení zpětné rekonstrukce je ze zvukového signálu opět určeno amplitudové frekvenční spektrum a spektrogram. Právě spektrogramy jsou důležité pro výstupní část programu, jelikož na základě porovnání spektrogramů jednotlivých zrekonstruovaných signálů se spektrogramem signálu patologického je stanovena účinnost zvolené kódovací strategie.



Obr 39 Spektrogram záznamu upraveného ACE strategií

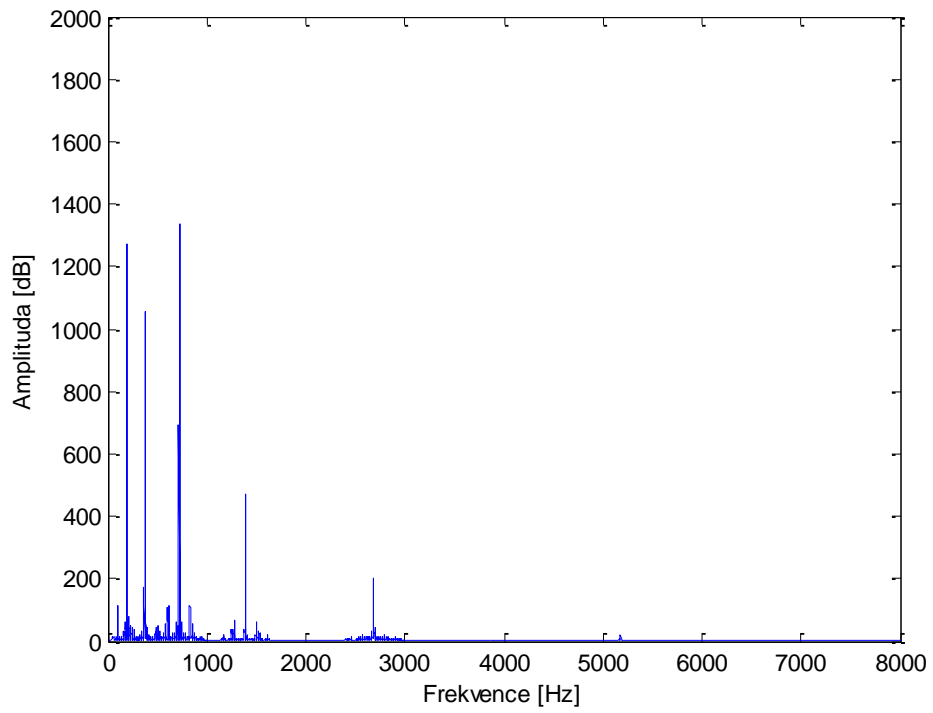
Dle předpokladů by nejmenší odchylka mezi spektrogramem fyziologickým a spektrogramem upraveným kochleárním implantátem měla nastat s použitím kódovací strategie ACE (Obr 39), popřípadě CIS, v 22 elektrodovém provedení (Obr 40). Vlastní porovnání spektrogramů je popsáno v následující kapitole.



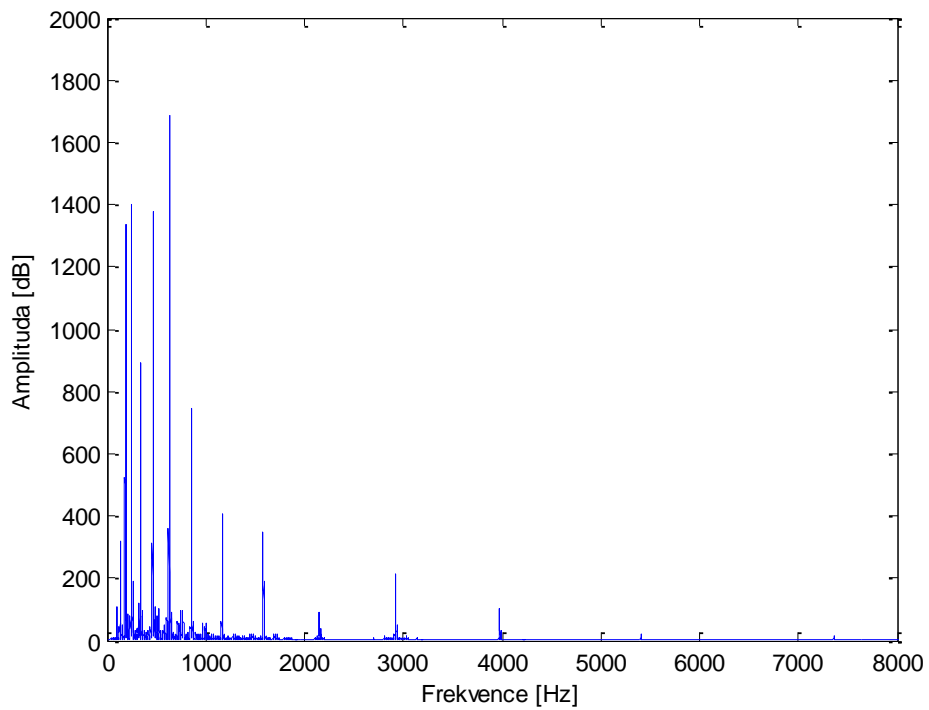
Obr 40 Spektrogram záznamu upraveného CIS 22 strategií

Z frekvenčních spekter rekonstruovaných signálů je zřejmá částečná eliminace frekvenčních omezení způsobena poškozením sluchového ústrojí.

Spektrum signálu, který je zpracován CIS kódovací strategií s použitím 8 elektrod, respektive 8 pracovních kanálů, není při porovnání s fyziologickým, popřípadě patologickým spektrem, příliš přesvědčivé v tom, že by pacient měl slyšet lépe (Obr 41).

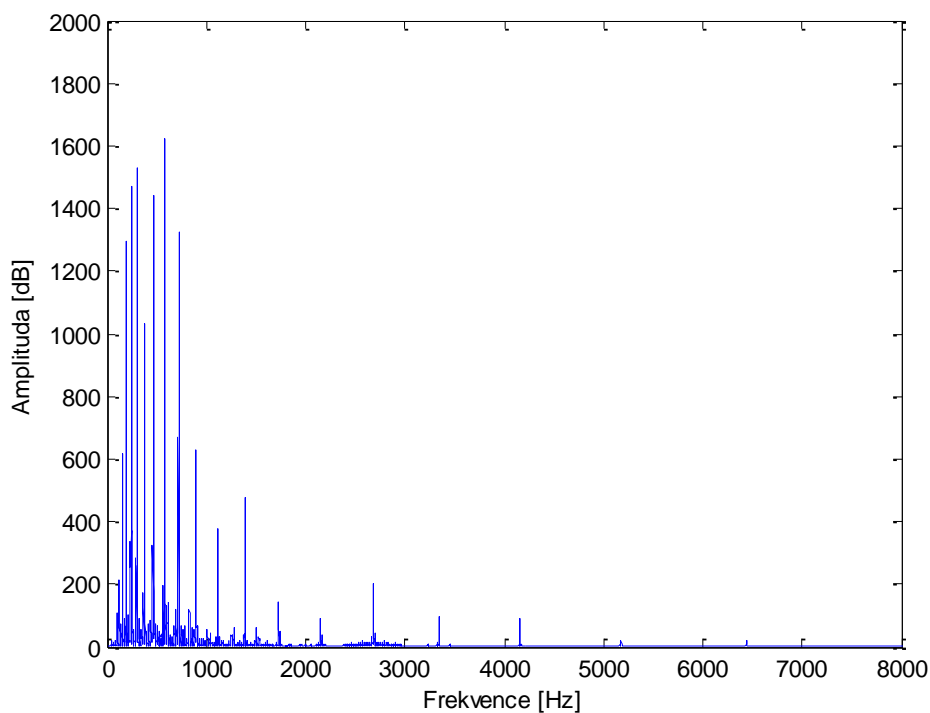


Obr 41 Spektrum signálu upraveného CIS 8 kódovací strategií



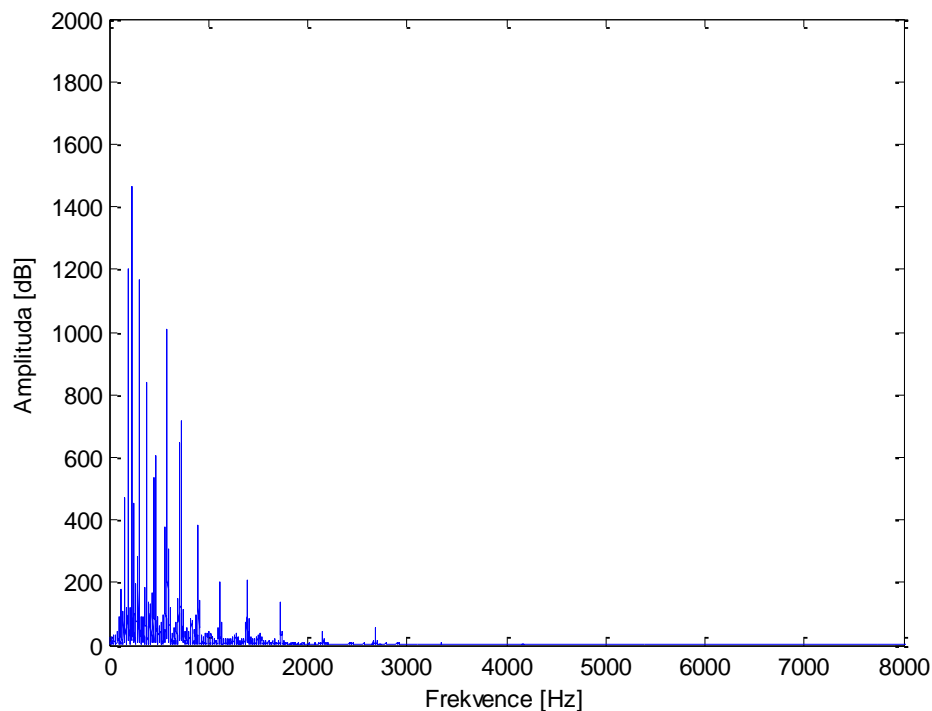
Obr 42 Spektrum signálu upraveného CIS 16 kódovací strategií

Naopak u CIS strategie s 16 (Obr 42) nebo 22 (Obr 43) použitými kanály je podobnost spekter fyziologického a rekonstruovaného signálu výraznější.



Obr 43 Spektrum signálu upraveného CIS 22 kódovací strategií

Spektrum, poskytnuté kódovací strategií ACE s rozkladem signálu do 22 pásem, ze kterých je vybráno 12 pásem s největší energií (Obr 44), se blíží svojí podobností spektru fyziologického záznamu, podobně jako strategie CIS v 16 a 22 kanálovém zapojení.



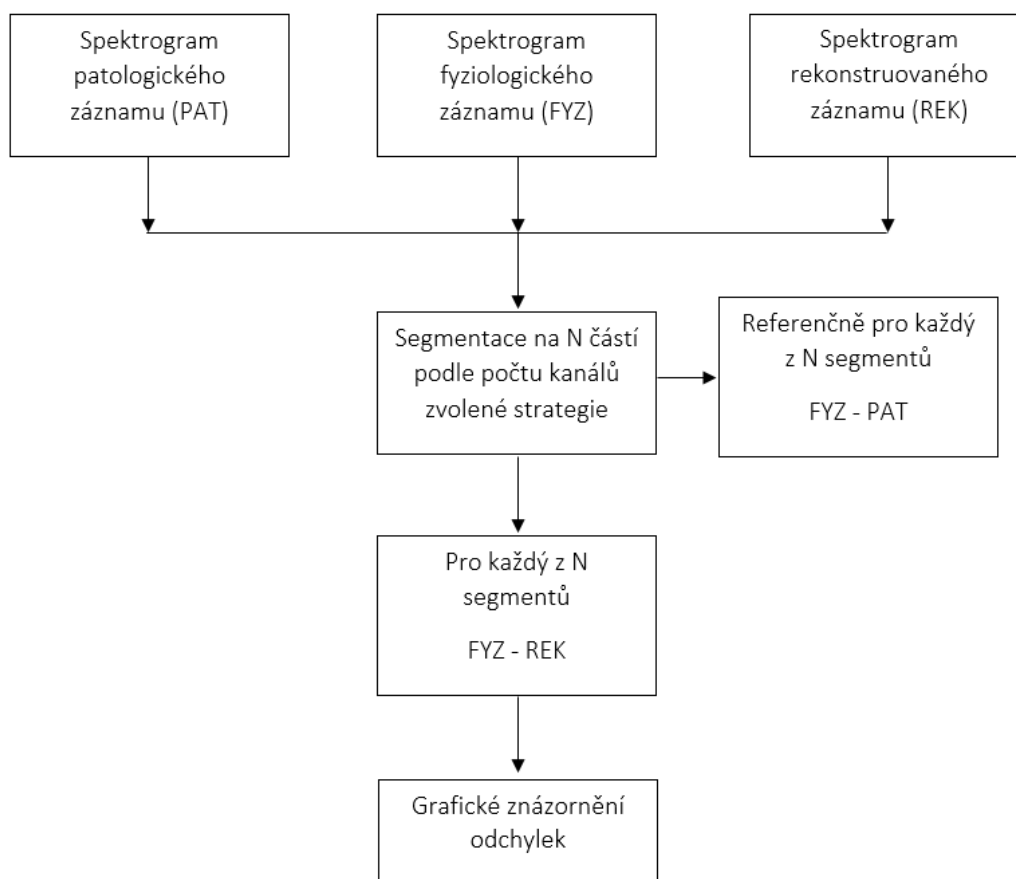
Obr 44 Spektrum signálu upraveného ACE kódovací strategií

5.7 Princip hodnocení výsledků

Na výstupu celého simulačního programu je blok porovnávací spektrogramy zpětně rekonstruovaných upravených záznamů (Obr 45). Spektrogramy zpracovaných signálů kódovacích strategií jsou porovnávány se spektrogramem fyziologického záznamu.

Podle počtu pracovních kanálů, kterými zvolená strategie disponuje, je rozdělen fyziologický a zpětně rekonstruovaný spektrogram na dílčí úseky. Na úrovni rozdělených segmentů je proveden odečet hodnot rekonstruovaného spektrogramu od spektrogramu fyziologického. Tento matematický výpočet poskytuje informaci o odchylkách amplitud mezi fyziologickými a rekonstruovanými spektrogramy v každém pracovním pásmu.

Pomocí příkazu *errorbar* jsou tyto odchylky vyneseny do grafu. Graf tedy znázorňuje průměrnou, maximální kladnou a maximální zápornou odchylku. Výše popsaný sled operací je zprostředkován funkcí *analiza_spektrogramu.m*.



Obr 45 Blokové schéma popisující princip hodnocení výsledků

Porovnáváním výsledných spektrogramů a stanovením odchylek je dosaženo číselného výsledku, což lze považovat za objektivní přístup k hodnocení účinnosti zvolené kódovací strategie.

Z patientského hlediska je nutné hodnotit přednostně subjektivně jak kvalitu zpracování zvuku pomocí kochleárního implantátu, tak i nastavení parametrů řídicích průběh zpracování zvukového signálu. Stejná kódovací strategie a její nastavení může napříč všemi pacienty, s ohledem na závažnost poškození sluchového orgánu, vyvolat značně odlišný názor na kvalitu vnímání zvukového počítku.

6 INTERPRETACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Zvukové záznamy, zpracované příslušnou kódovací strategií, byly vyhodnoceny 15 na sobě nezávislými posluchači, s cílem získat subjektivní ohodnocení kvality zpracovaného záznamu. Každý z posluchačů analyzovaný záznam zařadil podle srozumitelnosti do jedné ze tří předem nadefinovaných tříd a to do srozumitelné, nesrozumitelné nebo srozumitelné po několikanásobném přehrání.

Z osmi testovaných nahrávek byly k ověřování srozumitelnosti vybrány dva čtyři vteřiny dlouhé záznamy, a sice mužský monolog a dialog mezi mužem a ženou. Nahrávky byly pořízeny nahrávacím systémem notebooku Lenovo ideapad flex 2. Výsledky průzkumu jsou uvedeny v tabulkách, přičemž příslušná čísla vyjadřují počet posluchačů. Ani jeden ze záznamů není výrazněji narušen šumem nebo jinými rušivými elementy.

Tabulka 4 Výsledky srozumitelnosti pro monolog hodnocený 15 subjekty

	CIS 8	CIS 16	CIS 22	ACE
Srozumitelné	6	9	8	7
Nesrozumitelné	5	2	3	2
Srozumitelné po několikanásobném přehrání	4	4	4	6

Tabulka 5 Výsledky srozumitelnosti pro dialog hodnocený 15 subjekty

	CIS 8	CIS 16	CIS 22	ACE
Srozumitelné	7	9	8	8
Nesrozumitelné	4	1	4	2
Srozumitelné po několikanásobném přehrání	4	5	3	5

Je patrné, že fakt, zda je na vstupu monolog (Tabulka 4) nebo dialog (Tabulka 5), má na srozumitelnost téměř minimální vliv. V rámci kódovacích strategií vykazuje minimální srozumitelnost strategie CIS s 8 pracovními kanály, kdy přibližně pro polovinu posluchačů bylo obtížné jednoznačně a srozumitelně vnímat zvukový záznam.

Podle předpokladů disponují lepší srozumitelností strategie s vícekanálovým řešením. Většina posluchačů, se zvukem zpracovaným strategiemi CIS 16, CIS 22 nebo ACE, po několika přehráních nemělo větší potíže porozumět nahrané řeči.

Druhou fází subjektivního hodnocení je schopnost dané strategie zachovávat informace o barvě hlasu, popřípadě o počtu mluvčích.

Úkolem posluchačů bylo při poslechu dialogu posoudit, zda je možné kvalitně vnímat různé barvy lidského hlasu. Jednotlivé strategie byly opět slovně ohodnoceny třemi úrovněmi, jakými je barva hlasu zachována, barva hlasu nezachována, barva hlasu částečně zachována.

Tabulka 6 Schopnost rozlišit barvy lidského hlasu hodnocená 15 subjekty

	CIS 8	CIS 16	CIS 22	ACE
Barva hlasu zachována	0	0	0	0
Barva hlasu nezachována	3	3	4	2
Barva hlasu částečně zachována (lze odlišit jednotlivé mluvčí)	12	12	11	13

Z dosažených informací je zřejmé, že pomocí zpracovaného výsledného řečového záznamu nelze identifikovat jednotlivé mluvčí na základě jejich barvy hlasy (Tabulka 6). Avšak poměrně úspěšně je možné ve zpracovaném záznamu odlišit jednotlivé mluvčí a tím pádem stanovit počet účastníků rozhovoru.

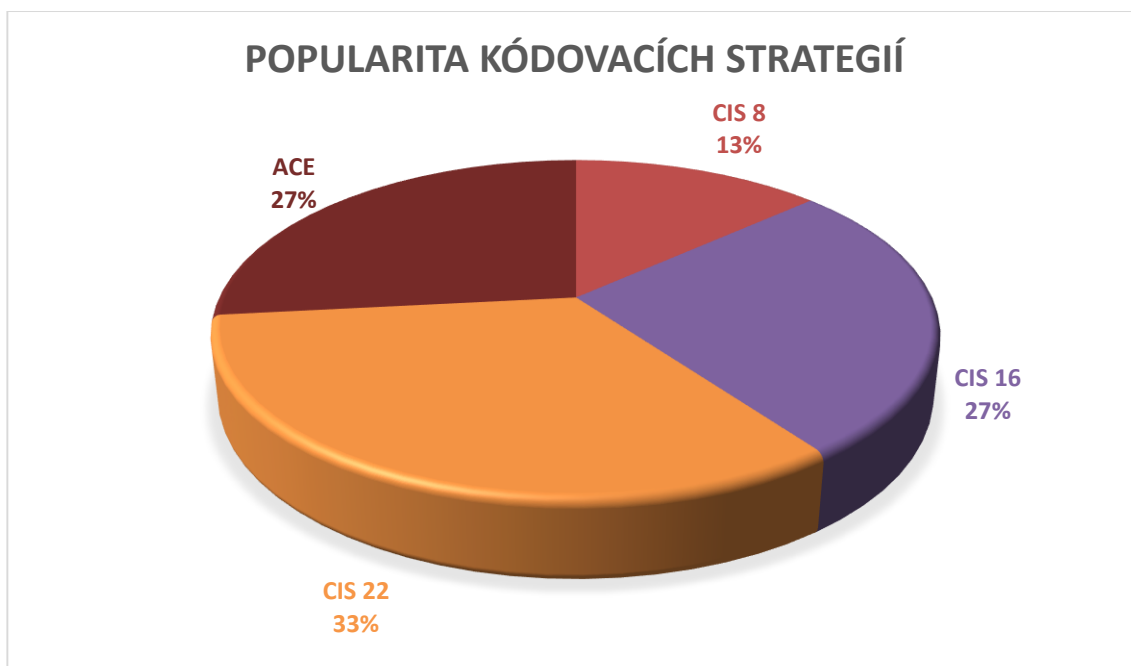
Jednotlivé kódovací strategie byly také testovány z hlediska kvality poslechu hudby. Posluchačům byla přehrána instrumentální nahrávka elektrické kytary. Cílem bylo na základě subjektivních pocitů určit příjemnost poskytnutého vjemu.

Tabulka 7 Vhodnost poslechu hudby hodnocená 15 subjekty

	CIS 8	CIS 16	CIS 22	ACE
Příjemný poslech hudby	0	0	0	0
Nepříjemný poslech hudby	15	15	15	15

Pro všechny dotázané posluchače byl poslech hudby, zpracované simulátorem kochleárního implantátu, značně nepříjemný (Tabulka 7). Testované kódovací strategie tedy není vhodné používat za účelem poslechu hudby.

S ohledem na výše uvedené předměty testování upraveného zvukového záznamu, každý z 15 oslovených posluchačů určil, na základě svých subjektivních dojmů, jednu z naimplementovaných strategií, která se mu jevila jako nejpříjemnější.



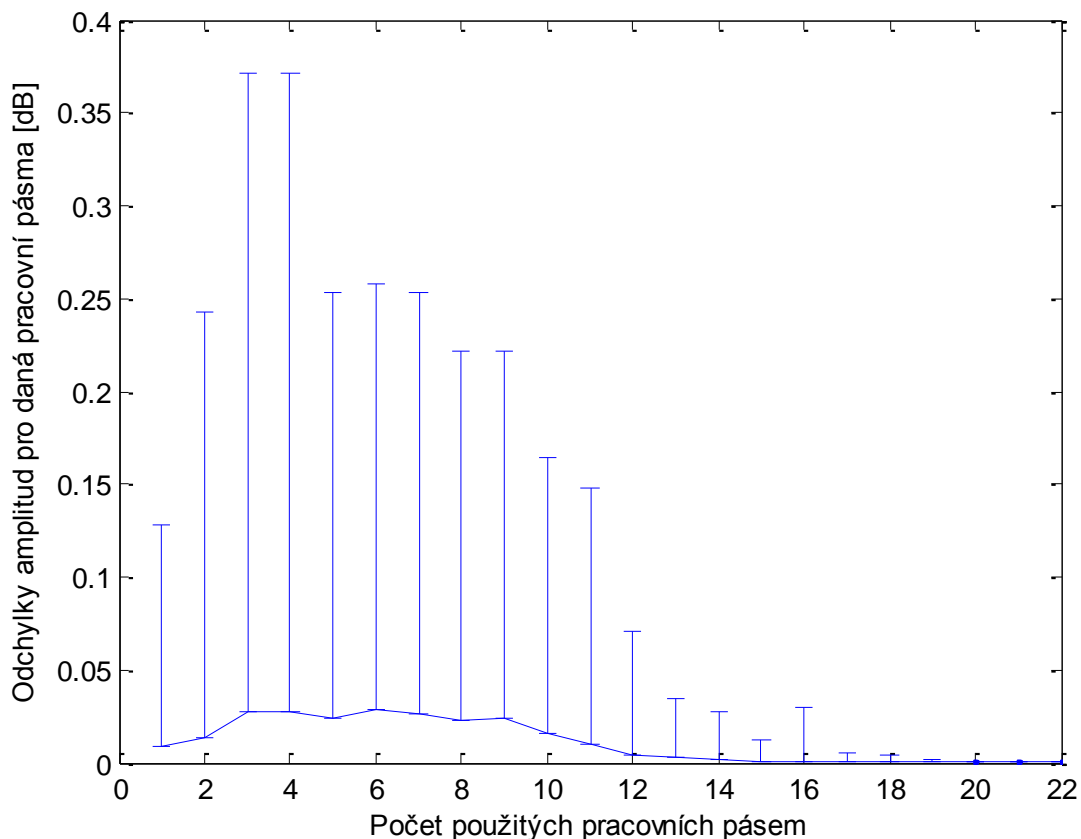
Obr 46 Grafické znázornění popularity kódovacích strategií

Z nabídnutých kódovacích strategií třetině posluchačů nejvíce vyhovovala CIS strategie používající 22 pásem. Nejnižší úspěšností opět disponuje CIS strategie s použitím 8 pracovních kanálů (Obr 46).

Jak je zmíněno výše, funkci kochleárního implantátu lze do jisté míry hodnotit objektivním přístupem pomocí výpočtu odchylek amplitud mezi fyziologickým spektrogramem a spektrogramem vypočítaným ze zrekonstruovaného signálu.

Základní myšlenkou takového hodnocení dosažených výsledků je pozorování snížení velikosti odchylek. Po vyjádření rozdílů spektrogramů fyziologického a patologického signálu by vypočítané odchylky měly být nápadně větší než při provedení rozdílu fyziologického a simulátorem zrekonstruovaného signálu, čímž dojde k částečnému potlačení vlivu těžké sluchové poruchy.

Za účelem porovnávání spektrogramů je vytvořen referenční graf znázorňující odchylky patologického spektrogramu od fyziologického (Obr 47). Graf je rozčleněn do nejvyššího používaného počtu pásem, tudíž je v něm zapsáno 22 pozic definujících odchylku.

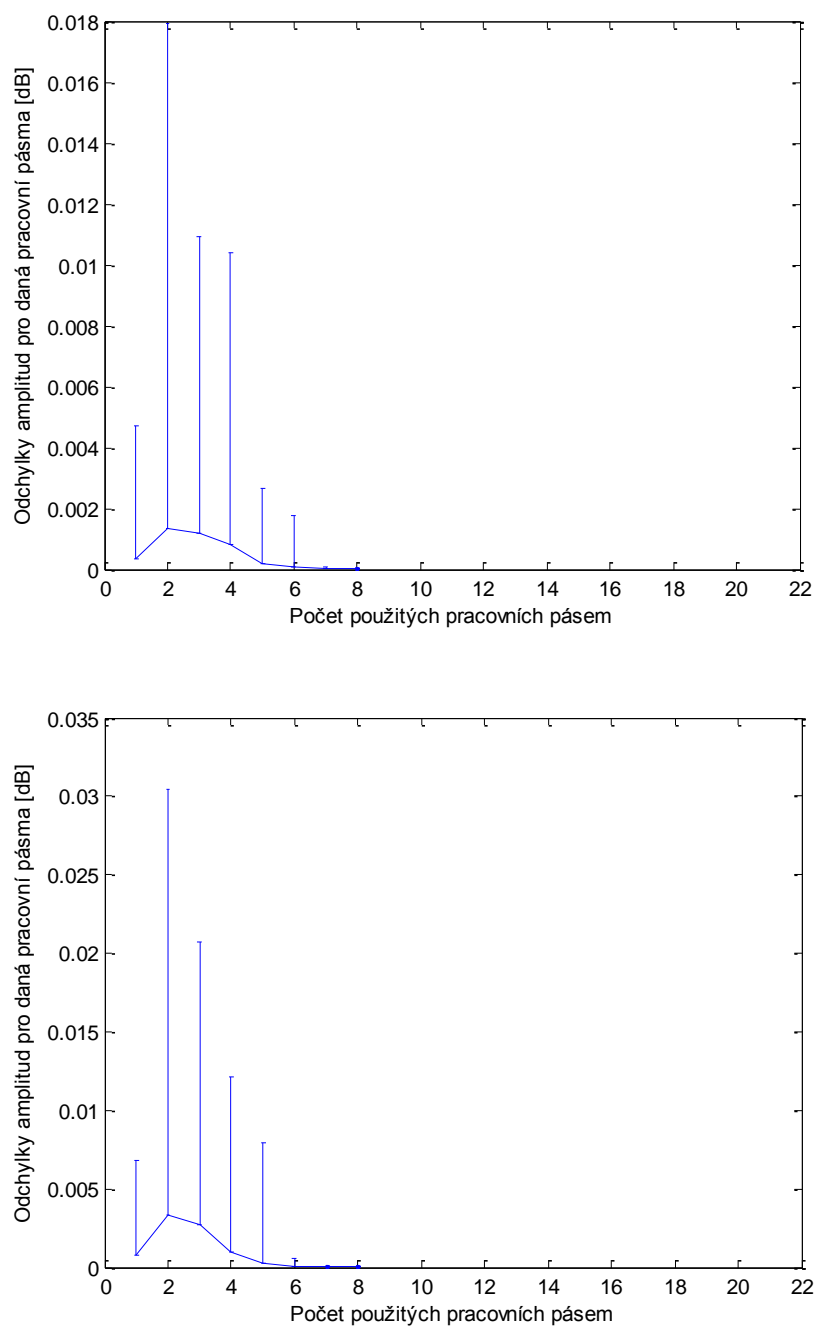


Obr 47 Znázornění odchylek mezi patologickým a fyziologickým spektrogramem

Z takového referenčního rozdílu je patrné, že největší odchylky vznikly v pásmech 3 až 4, kdy maximální hodnota odchylky je přibližně $0,38 \text{ dB}$. Maximální záporné odchylky se na úrovni všech pásem výrazně blíží k průměrné odchylce, což lze se zřetelem na charakter frekvenčního zeslabení patologického signálu očekávat. S ohledem na logaritmické frekvenční rozložení pásem lze celkový rozsah těchto pásem stanovit přibližně na hodnotu $120 - 850 \text{ Hz}$. Nulová odchylka ve 22. pásmu vypovídá o tom, že do tohoto pásma již nezasahuje frekvenční rozsah lidského hlasu. Při rozkladu spektrogramů do jiného počtu pásem se hodnota odchylek a jejich frekvence mezi pásmy výrazně neliší.

Totožným způsobem jsou počítány amplitudové odchylky fyziologického a zpětně rekonstruovaného spektrogramu. Jelikož graf poskytuje informace o odchylkách v daných pásmech a frekvence pásem jsou rozloženy logaritmicky, není vhodné porovnávat odchylky mezi strategiemi s odlišným počtem pásem.

Při analýze výsledků lze pozorovat odlišné hodnoty odchylek při zpracování záznamu namluveného jednou osobou a při dialogu. Následující obrázky vždy reprezentují výsledky poskytnuté konkrétní kódovací strategií s tím, že horní část obrázku je zaměřena na dialog a spodní část na monolog.

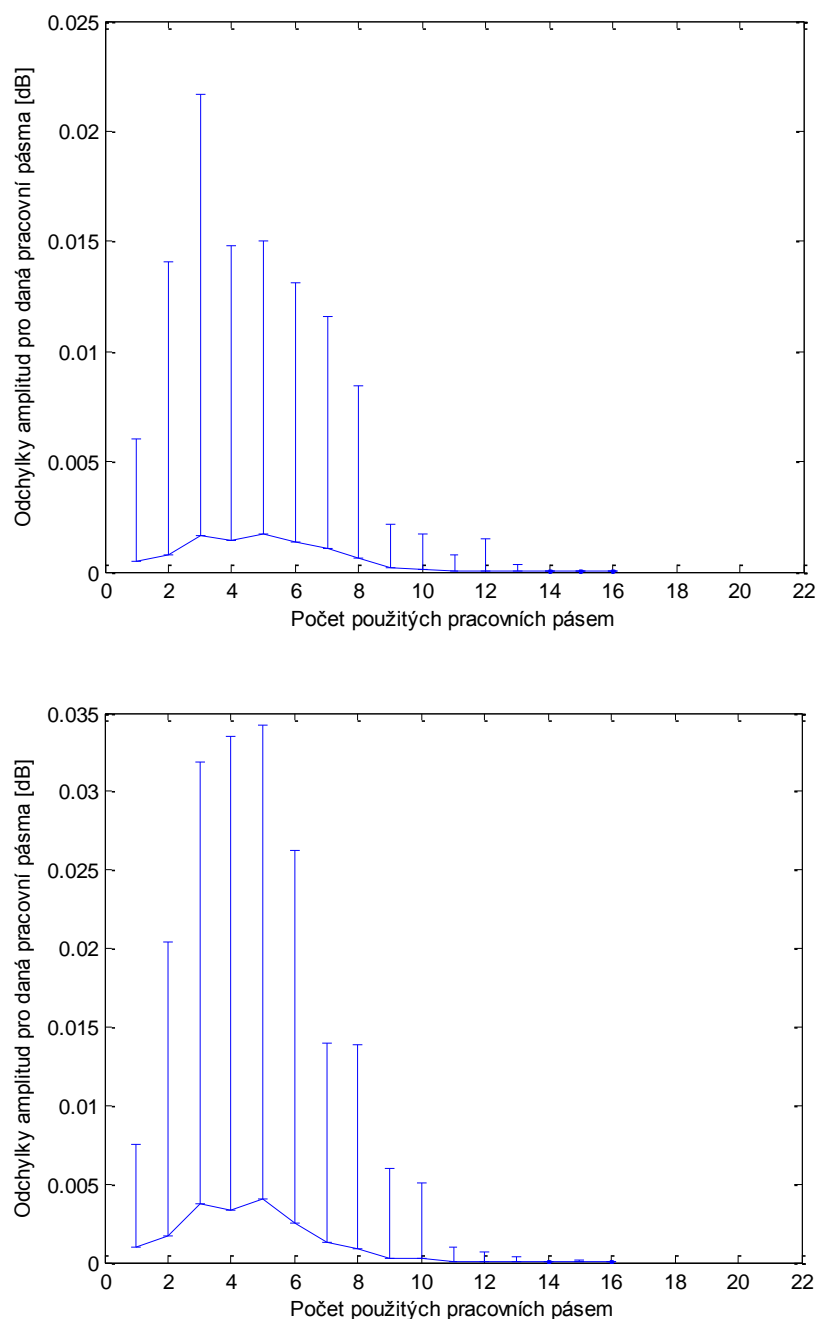


Obr 48 Znázornění odchylek fyziologického záznamu a záznamu CIS 8

Totožným způsobem jsou počítány amplitudové odchylky fyziologického a zpětně rekonstruovaného spektru. Jelikož graf poskytuje informace o odchylkách v daných

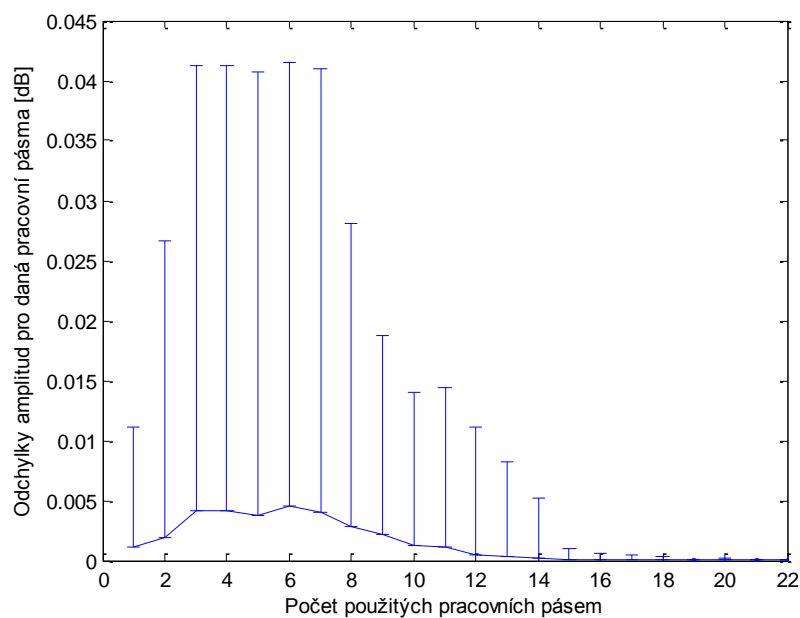
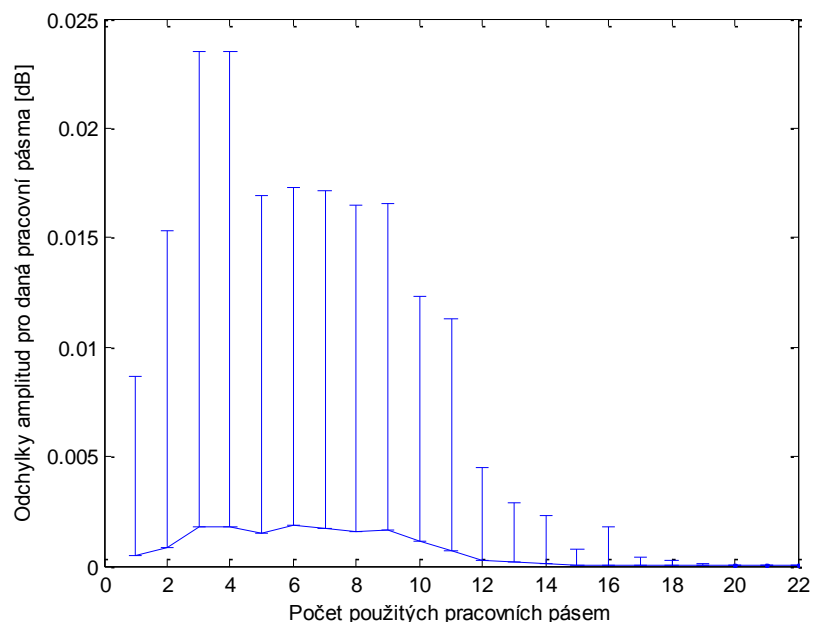
pásmech a frekvence pásem jsou rozloženy logaritmicky, není vhodné porovnávat odchylky mezi strategiemi s odlišným počtem pásem.

Kódovací strategie CIS s 8 pracovními kanály vykazuje největší odchylky ve spektrogramech na úrovni 2. až 5. pásma (Obr 48), která v součtu odpovídají rozsahu přibližně 150 -1300 Hz. Maximální hodnota odchylky se blíží hodnotě 0,03 dB, což je několikanásobně menší odchylka než při rozdílu s patologickým spektrogramem.



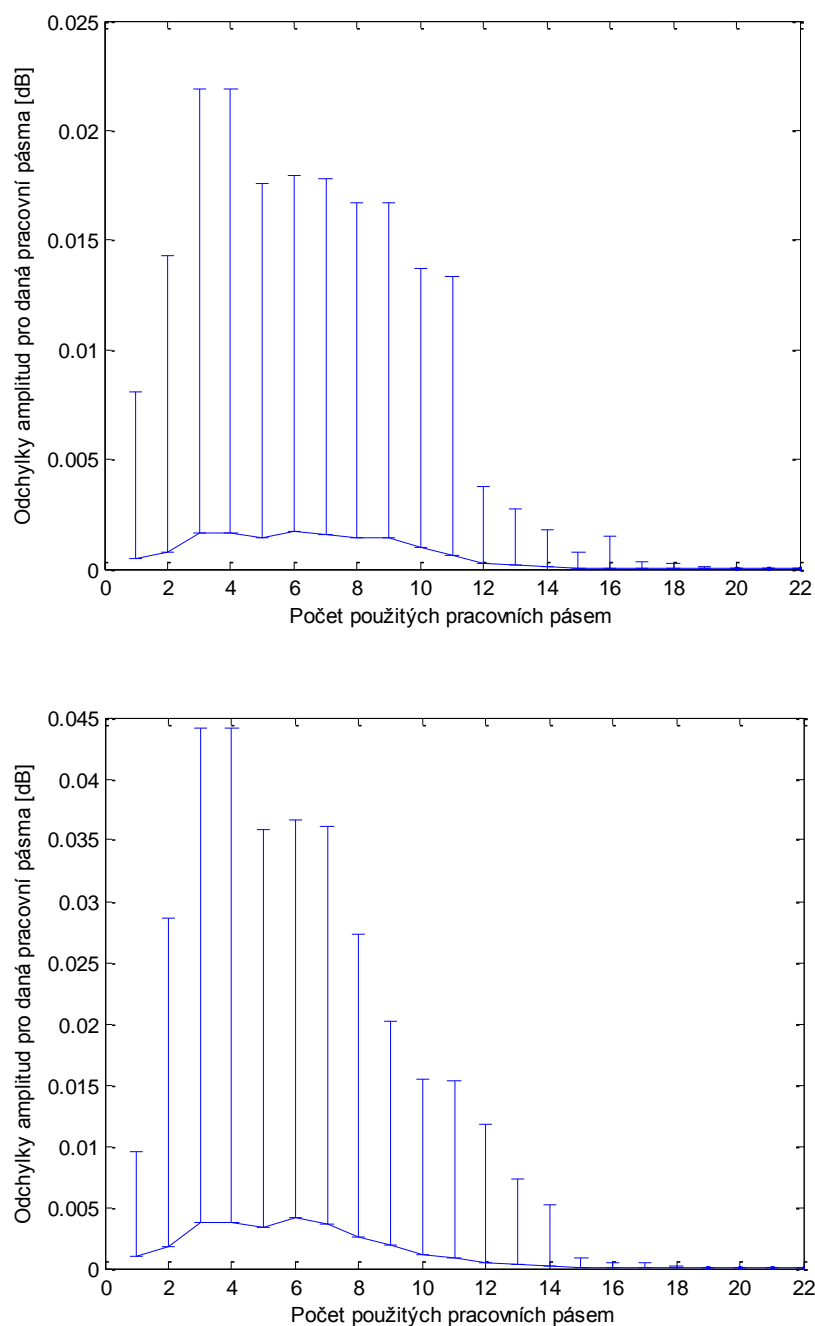
Obr 49 Znáznornění odchylek fyziologického záznamu a záznamu CIS 16

Při použití strategie CIS s 16 pracovními pásmy (Obr 49), jsou maximální odchylky ve 2. až 8. pásmu, což je přibližně $100 - 1500 \text{ Hz}$. Průměrná odchylka napříč všemi pásmy se blíží k nule. Maximální hodnota odchylky je zaznamenána v 5. pásmu ze záznamu monologu a odpovídá hodnotě $0,034 \text{ dB}$. Metoda CIS 16 vykazuje opět menší maximální odchylky od fyziologického spektrogramu, než je tomu v případě patologického záznamu.



Obr 50 Znáznornění odchylek fyziologického záznamu a záznamu CIS 22

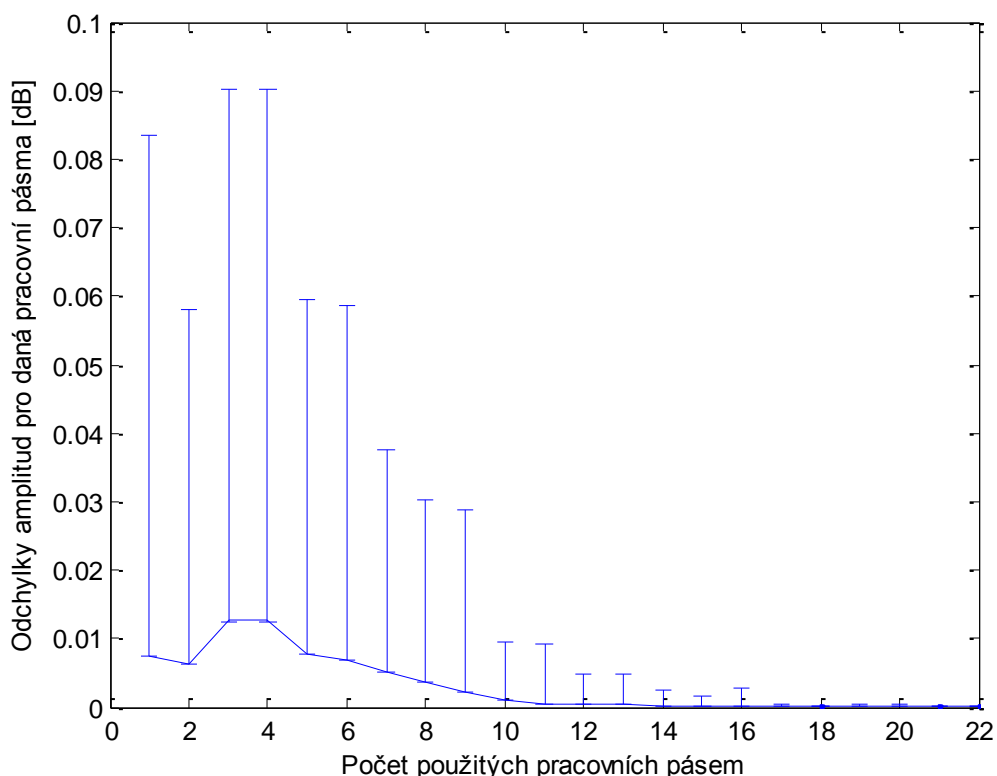
CIS strategie s 22 kanály ze všech předešlých CIS strategií disponuje největšími hodnotami maximálních odchylek (Obr 50). Maximální kladná odchylka nabývá hodnoty přibližně $0,04 \text{ dB}$, a to v pásmech 3 – 7 při analýze monologu. Celkový frekvenční rozsah těchto pásem činí přibližně $200 - 800 \text{ Hz}$. V porovnání s odchylkami patologického histogramu je opět zřejmé, že tato strategie disponuje řádově nižšími odchylkami. Průměrná odchylka se pohybuje pod hodnotou $0,05 \text{ dB}$ a je velmi blízká všem ostatním použitým strategiím.



Obr 51 Znáznornění odchylek fyziologického záznamu a záznamu ACE

Poslední z použitých kódovacích strategií je strategie ACE pracující s 22 frekvenčními pásmy. Výstup ACE strategie je rekonstruován na rozdíl od CIS 22 z 12 pásem. Odchytky ve spektrogramu způsobené ACE strategií (Obr 51) jsou srovnatelné s 22 pásmovou strategií CIS.

Nejhoršími výsledky disponuje zpětná rekonstrukce akustického záznamu kytary, kdy je po vypočítání maximálních odchylek dosaženo hodnot až $0,09 \text{ dB}$ (Obr 52). V rámci průměrných odchylek jsou ve 3. a 4. pásmu detekovány hodnoty nad $0,01 \text{ dB}$, což se přibližuje odchylkám zjištěným při odečtení patologického spektrogramu od fyziologického. Podobných výsledků je dosaženo napříč všemi používanými kódovacími strategiemi.

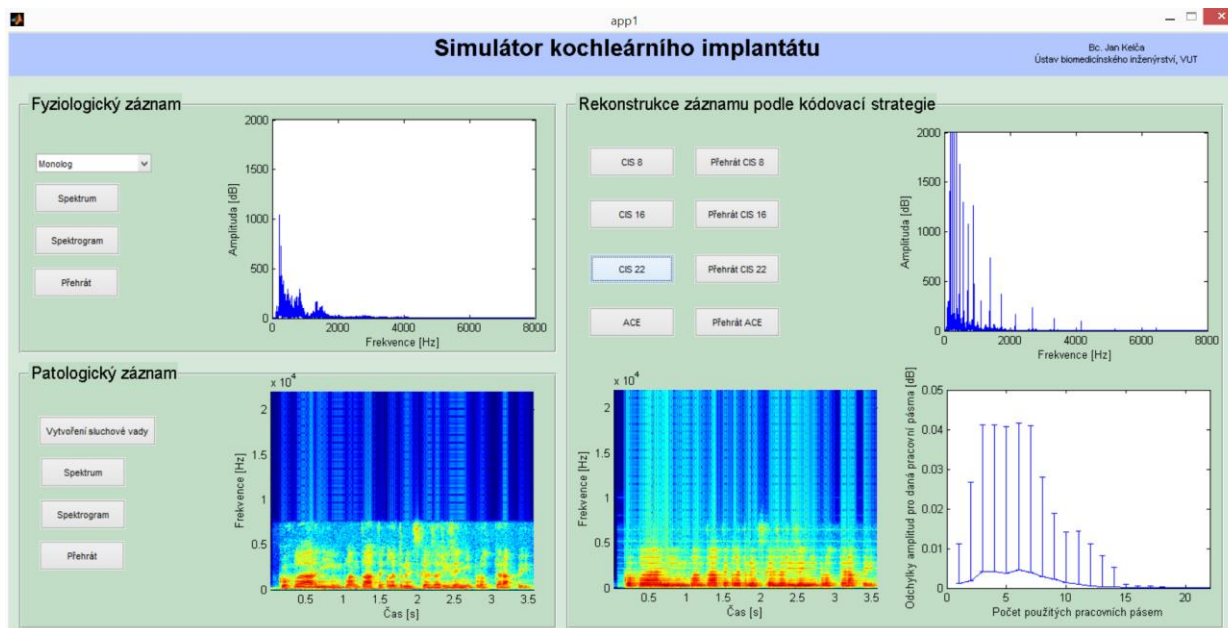


Obr 52 Znáznornění odchylek akustického záznamu

Na výsledné odchylky má zásadní vliv přítomnost šumu, kvalita nahrávacího zařízení a vzdálenost zdroje zvuku od mikrofonu. S přítomností šumu a s narůstající vzdáleností mezi nahrávacím systémem a zdrojem zvuku bylo zaznamenáno snížení kvality zpětně rekonstruovaného záznamu. Na úrovni kódovací strategie nebylo možné vliv těchto elementů zcela eliminovat. Za tímto účelem se v praxi používají směrové mikrofony, které jsou součástí moderních kochleárních implantátů.

7 UŽIVATELSKÉ ROZHŘANÍ GUI

Programová část práce je pro přehlednost doplněna jednoduchým uživatelským rozhraním GUI (Obr 53). Toto rozhraní umožňuje uživatelům intuitivně přistupovat k hlavním operacím programu, které umožňují pochopit základní princip zpracování zvukového záznamu kochleárním implantátem.

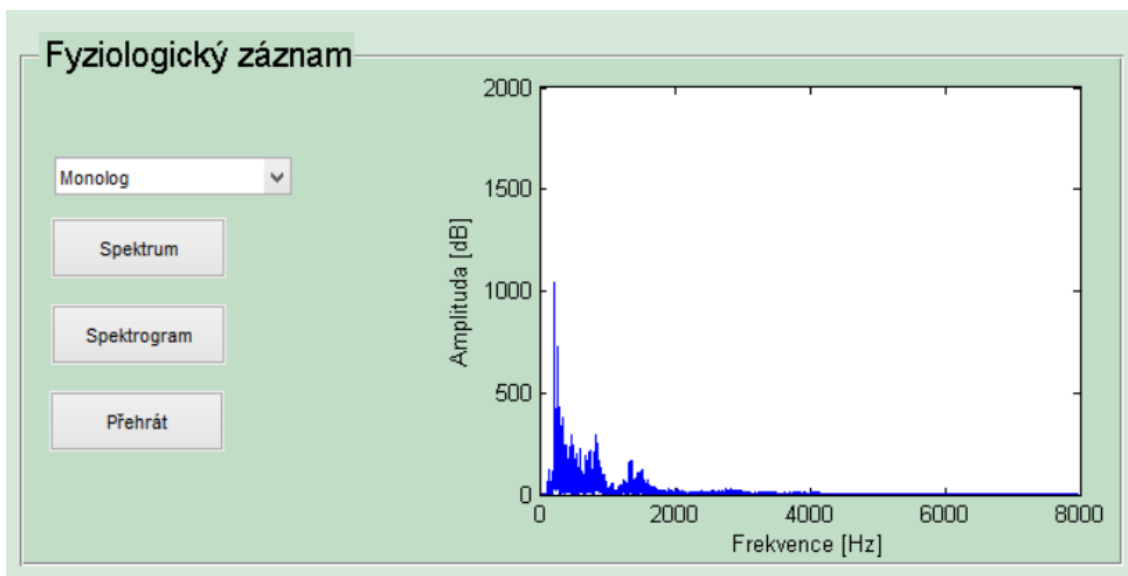


Obr 53 Pracovní plocha uživatelského rozhraní

Uživatelské rozhraní neslouží jako plnohodnotná náhrada ovládání programu na úrovni volání funkcí a příkazů ve zdrojových kódech. Pro nastavování konkrétních parametrů ovlivňujících běh programu a pro detailnější pochopení problematiky kochleárních implantátů je vhodné spouštět program pomocí funkce *main.m*.

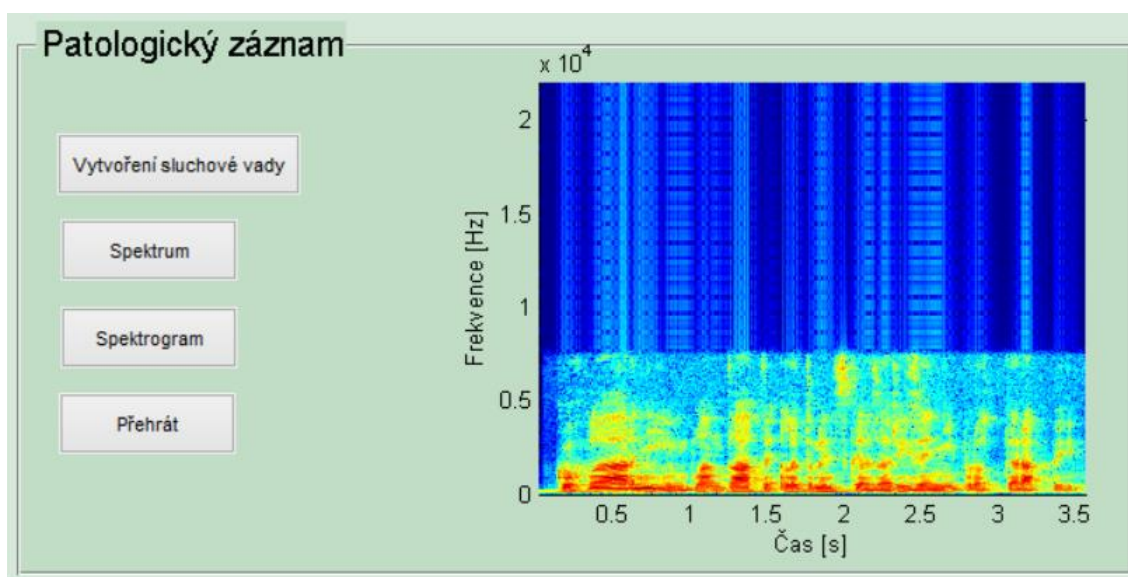
Kódová část uživatelského rozhraní je uložena v souboru *app1.m*, přes který je doporučeno celou aplikaci spouštět. Velký počet a výpočetní náročnost použitých matematických operací mají zásadní vliv na rychlost programu. Časová odezva na některé prováděné úkony se v krajních mezích může pohybovat v intervalech až do 30 s.

Vlastní rozhraní je rozděleno do tří pracovních ploch. První z nich slouží k výběru a načtení fyziologického záznamu (Obr 54). Uživatel si ze zpracovaného fyziologického záznamu může zobrazit frekvenční spektrum popřípadě spektrogram. Pro kontrolu je tato část prostředí doplněna tlačítkem pro přehrání načteného záznamu.



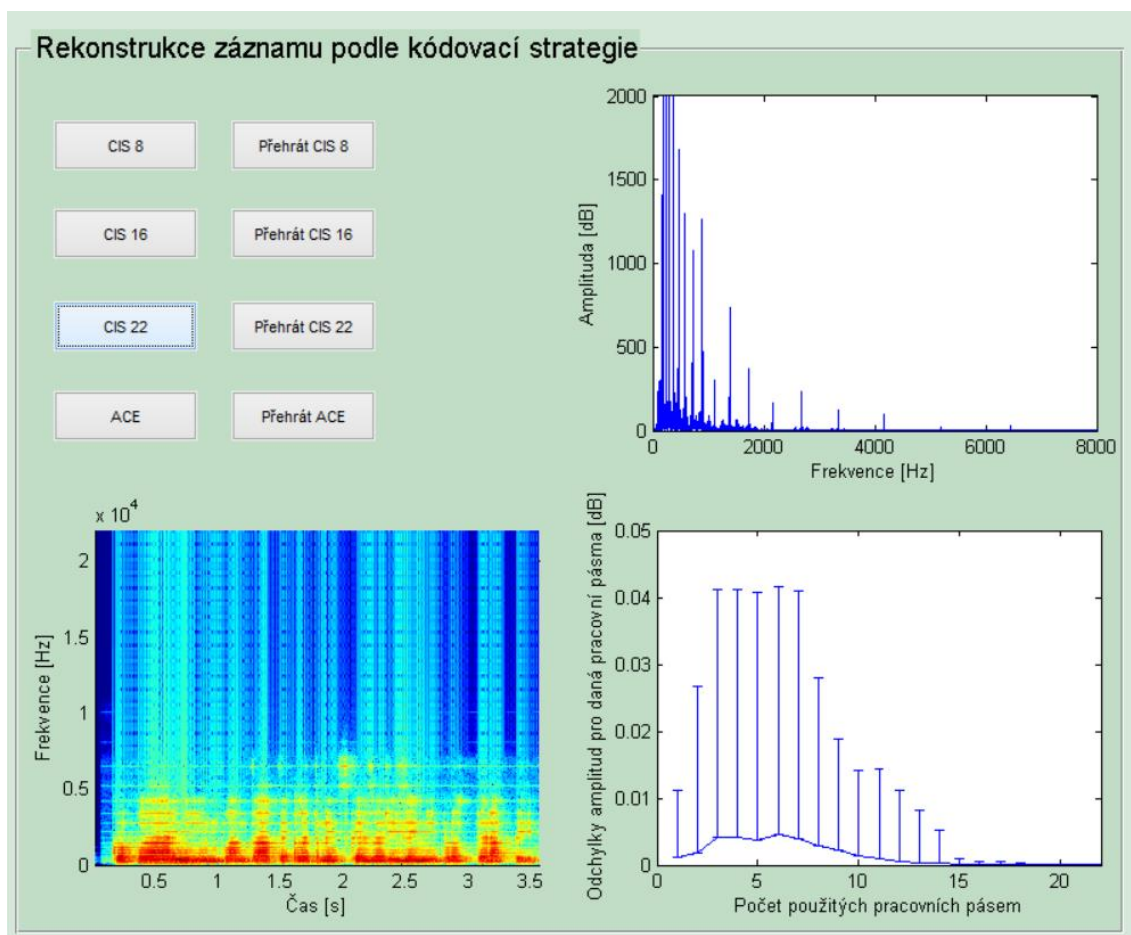
Obr 54 GUI - načtení zvukového záznamu

Na výstupy z první pracovní části funkčně navazuje vytvoření těžké sluchové poruchy (Obr 55). Tuto operaci zprostředkovává tlačítko *Vytvoření sluchové vady*, které frekvenčně omezí nahraný zvukový záznam. Program opět nabízí uživateli možnost zobrazení spektra a spektrogramu. Volba přehrání patologického záznamu demonstruje, vlivem těžké poruchy, téměř minimální možnost vnímat jakýkoliv zvuk.



Obr 55 GUI - vytvoření sluchové vady

Pracovní plocha *Rekonstrukce záznamu podle kódovací strategie* (Obr 56) nabízí 4 možnosti zpracování zvukového signálu. Po zvolení jedné z nabízených možností (CIS 8, CIS 16, CIS 22 a ACE) dojde ke zpracování zvuku příslušným kódovacím přístupem a k zobrazení spektra, spektrogramu a odchylek rekonstruovaného signálu od signálu fyziologického. Po zpracování záznamu je možné si patričným tlačítkem přehrát zrekonstruovaný zvukový signál.



Obr 56 GUI - úprava a rekonstrukce záznamu

Na úrovni zdrojového kódu si uživatel může libovolně přidávat nahrávky ve formátu *.wav*, které chce analyzovat.

ZÁVĚR

Předložená diplomová práce je zaměřena na zpracování zvukového signálu pro pomůcky pro nedoslýchavé. Úvod práce se věnuje charakteristice základních fyzikálních principů šíření akustické vlny prostředím. Vlastní teoretická část práce je zaměřena na detailní popis anatomie a fyziologie sluchového ústrojí, doplněný o poznámky z oblasti patologie.

Následující část diplomové práce se věnuje kompenzaci sluchových poruch, kdy je hlavní důraz kladen na kochleární implantáty, které se používají k eliminaci těžkých sluchových poruch. Základní podmínkou použití kochleárních implantátů je zachování funkčnosti nervových drah. Kostru všech takovýchto implantabilních zařízení tvoří kódovací strategie definující pravidla pro zpracování zvukového signálu.

V praktické části práce je navrženo blokové schéma, podle kterého je v programovacím prostředí MATLAB naimplementován simulátor kochleárního implantátu. Tento simulátor umožňuje po načtení zvukového záznamu zpracovávat signál podle příslušné kódovací strategie.

V práci je použita mezi výrobci populární CIS strategie, která rozkládá zvukový signál bankou pásmových propustí do 8, 16 nebo 22 pásem, ze kterých jsou následně počítány obálky signálu. Jedná se o velmi jednoduchou metodu zpracování zvukového záznamu, proto je práce doplněna o sofistikovanější strategii ACE, která z 22 pásem rozloženého signálu počítá energie, na základě kterých následně dochází ke stimulaci nervových sluchových buněk.

Jelikož v laboratorních podmínkách lze jen obtížně nasimulovat stimulaci nervových buněk elektrickým impulzem, je za účelem analýzy dosažených výsledků upravený signál zpětně rekonstruován. Ke zpětné rekonstrukci signálu je použit součet sinusových signálů, jejichž amplitudy jsou modulovány na základě detekovaných obálek rozložených signálů.

Jelikož hodnocení kvality sluchového vjemu je subjektivní záležitost, je takovému hodnocení věnována adekvátní pozornost. Rekonstruovaný signál byl přehrán nezávislým posluchačům, kteří hodnotili kvalitu poskytnutého záznamu. Podle očekávání nejúspěšnější, co do srozumitelnosti, jsou záznamy upravené vícekanálovými strategiemi. Nejhorší srozumitelnost vykazuje záznam zpracovaný 8 kanálovým zapojením, ostatní metody jsou téměř srovnatelné. Žádná z uvedených kódovacích strategií nezachovává barvu lidského hlasu. Rekonstrukce akustické nahrávky kytary se ukázala být pro příjemný poslech nevhodná.

Objektivní hodnocení výsledků není z patientského hlediska v této oblasti příliš směřodátné. Navrhnutá metoda analýzy výsledků spočívá v porovnávání spektrogramu fyziologického a zpětně rekonstruovaného záznamu.

Odchyly amplitud spektrogramů jsou reprezentovány výrazně nižšími hodnotami než je tomu u porovnávaných spektrogramů fyziologického a patologického záznamu. Průměrná odchylka u všech použitých strategií se pohybuje řádově v tisících a odchylka patologického záznamu v setinách, tudíž je patrná částečná kompenzace sluchové poruchy.

Značný vliv na dosažené výsledky má kvalita vstupních dat a frekvenční rozložení jednotlivých pásem kódovací strategie, které by v ideálním případě mělo odpovídat frekvenčnímu rozložení uvnitř hlemýždě. Jelikož tyto hodnoty jsou u každého jedince odlišné a výrobci kochleárních implantátů přesné nastavení jednotlivých parametrů běžně neuvádí, bylo frekvenční rozložení stanoveno logaritmičtí.

LITERATURA

- [1] HYBÁŠEK, Ivan a Jan VOKURKA. *Otorinolaryngologie*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006, 426 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-1019-1
- [2] HÁLA, Bohuslav a Miloš SOVÁK *Hlas, řeč, sluch*. Praha: Česká grafická unie, 1947
- [3] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, c2005, xx, 890 s. ISBN 80-726-2311-7
- [4] SOBOTTA, Johannes. *Sobottův Atlas anatomie člověka*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2007, 76 s. ISBN 978-80-247-1870-5
- [5] HRAZDIRA, Ivo, Vojtěch MORNSTEIN a Jiřina ŠKORPÍKOVÁ. *Základy biofyziky a zdravotnické techniky*. Brno: Neptun, c2006, 312 s. ISBN 80-868-5001-3
- [6] ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2006, 230 s. ISBN 978-80-247-1383-07
- [7] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8
- [8] *Technet. Idnes*. [online]. 26.3.2015 [cit. 2015-05-05]. Dostupné z: http://technet.idnes.cz/audio-video-show-praha-2015-0xn-/tec_audio.aspx?c=A150326_103318_tec_audio_nyv
- [9] *Human-body* [online]. [cit. 2014-10-17]. Dostupné z: <http://human-body.blog.cz/>
- [10] *Lookfordiagnosis* [online]. [cit. 2014-12-20]. Dostupné z: https://lookfordiagnosis.com/mesh_info.php?term=auditory+pathways&lang=1
- [11] ROKYTA, Richard a František ŠŤASTNÝ. *Struktura a funkce lidského těla*. 1. vyd. Praha: Tigris, 2002, 175 s. ISBN 80-900-1302-3
- [12] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X
- [13] LEJSKA, Mojmír. *Základy praktické audiologie a audiometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994, 171 s. ISBN ISBN 80-701-3178-0
- [14] ROZMAN, Jiří, Milan CHMELÁŘ a Karel JEHLIČKA. *Terapeutická a protetická technika BMI 004. Terapeutická a protetická technika*. VUT FEKT Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2002.
- [15] Moctezuma, A., Tu, J. *An Overview of Cochlear Implant Systems*. USA: University

of Illinois, Urbana-Champaign, 2011

[16] *ČVUT* [online]. [cit. 2014-11-10].

Dostupné z: http://noel.feld.cvut.cz/sbornik05/data/002_slajdy.pdf

[17] WILSON, Blake S. Cochlear implants: Current designs and future possibilities. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2008-12-01, vol. 45, issue 5, s. 695-730 [cit. 2014-12-14]. DOI: 10.1682/JRRD.2007.10.0173.

Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/5/pdf/wilson.pdf>

[18] *Ruce* [online]. [cit. 2014-10-20]. Dostupné z: <http://ruce.cz/clanky/441-kochlearni-implantat-nadeje-nebo-prokleti>

[19] *UTD* [online]. [cit. 2014-12-20].

Dostupné z: <http://ecs.utdallas.edu/loizou/cimplants/tutorial/>

[20] *Haaf* [online]. [cit. 2014-11-2].

Dostupné z: <http://www.haaf.cz/view.php?cisloclanku=2007060305>

[21] *Elektroakustika* [online]. [cit. 2014-11-22].

Dostupné z: http://www.elektroakustika.cz/types_microphones.html

[22] *Biomed* [online]. [cit. 2014-11-1].

Dostupné z: <http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/2006108websites/group10cochlearimplant/pages/speechprocessor.htm>

[23] *Intechopen* [online]. [cit. 2014-12-3]. Dostupné z: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/36343.pdf>

[24] *MIT Technology Review* [online]. [cit. 2014-12-20].

Dostupné z: <http://www.technologyreview.com/article/401188/zinc-air-batteries/>

[25] *CS.Indiana* [online] [cit. 2014-11-29].

Dostupné z: <http://www.cs.indiana.edu/~port/teach/641/audition.for.linguists.Sept1.html>

[26] *KochlearUNAS* [online]. [cit. 2014-12-8].

Dostupné z: <http://www.kochlear.unas.cz/forum/index.php?action=vthread&forum=4&topic=460>

[27] *Fonika* [online]. [cit. 2014-12-20]. Dostupné z: http://www.fonika.cz/?page_id=9

[28] *Phys.org* [online]. [cit. 2014-12-20]. Dostupné z: <http://phys.org/news/2013-07-scalable-carbon-nanotube-based-catalyst-outperforming.html>

[29] *Acoustic* [online]. [cit. 2014-12-7].

Dostupné z: http://www.acoustics.bseeber.de/implant/ieee_talk.pdf

- [30] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-1558-4
- [31] ZAPLATÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. *MATLAB: začínáme se signály*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2006, 271 s. ISBN 80-7300-200-0
- [32] MELANSON, J.L. and LINDEMANN, E, Digital signal processing hearing aid. 2000 Google Patents; US Patent 6,104,822
- [33] NIPARKO, John K. *Cochlear implants: principles & practices*. 2nd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2009, xii, 356 p. ISBN 0781777496

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr 1 Průběh šíření akustické vlny [19]	3
Obr 2 Grafické vyjádření prahových intenzit [5].....	5
Obr 3 Anatomie sluchového ústrojí [9].....	6
Obr 4 Anatomie středního a vnitřního ucha [8]	8
Obr 5 Anatomie Coriho orgánu [8].....	9
Obr 6 Přenos informace nervovými drahami [10]	10
Obr 7 Rozložení frekvencí uvnitř hlemýždě [25]	12
Obr 8 Šíření signálu po bazilární membráně směrem k vrcholu [25].....	12
Obr 9 Klasifikace sluchových protéz [14]	18
Obr 10 Blokové schéma sluchadla [14]	19
Obr 11 Kochleární implantát [26].....	20
Obr 12 Schémata mikrofonů zleva: elektrodynamický, krystalový, elektretový kondenzátorový [20]	22
Obr 13 Základní schéma kochleárního implantátu [19].....	23
Obr 14 Schéma analogových kochleárních implantátů [19].....	23
Obr 15 Průběh zpracování přijatého signálu: a) původní signál b) rozklad do frekvenčních pásem c) detekce obálek d) vygenerované impulzy [19].....	24
Obr 16 Schéma digitálních kochleárních implantátů [19]	24
Obr 17 Schéma House/ 3M device strategie [19]	26
Obr 18 Schéma Vienna/ 3M device strategie [19].....	26
Obr 19 Schéma CA strategie [19]	27
Obr 20 Schéma CIS strategie [19]	28
Obr 21 Schéma F0/F2 strategie [29]	29
Obr 22 Schéma F0/F1/F2 strategie [19].....	30
Obr 23 Schéma MPEAK strategie [19].....	31
Obr 24 Schéma SMSP strategie [19]	32
Obr 25 Schéma ACE strategie [23].....	33
Obr 26 Přenos informace z procesoru k elektrodám (nahore pomocí radiových vln,	

dole perkutánně) [19]	34
Obr 27 Zakřivená a rovná elektrodová pole [22]	35
Obr 28 Princip monopolárních a bipolárních elektrod [19]	36
Obr 29 Princip zinko-vzduchové baterie [28]	37
Obr 30 Základní blokové schéma simulátoru	39
Obr 31 Načtení zvukového záznamu a jeho primární úprava	41
Obr 32 Spektrum načteného fyziologického záznamu	43
Obr 33 Spektrogram načteného fyziologického záznamu	44
Obr 34 Spektrum patologického záznamu	45
Obr 35 Spektrogram patologického záznamu	46
Obr 36 Blokové schéma navržené CIS kódovací strategie	47
Obr 37 Blokové schéma navržené ACE kódovací strategie	49
Obr 38 Blokové schéma vyjadřující princip zpětné rekonstrukce signálu	50
Obr 39 Spektrogram záznamu upraveného ACE strategií	51
Obr 40 Spektrogram záznamu upraveného CIS 22 strategií	52
Obr 41 Spektrum signálu upraveného CIS 8 kódovací strategií	53
Obr 42 Spektrum signálu upraveného CIS 16 kódovací strategií	53
Obr 43 Spektrum signálu upraveného CIS 22 kódovací strategií	54
Obr 44 Spektrum signálu upraveného ACE kódovací strategií	55
Obr 45 Blokové schéma popisující princip hodnocení výsledků	56
Obr 46 Grafické znázornění popularity kódovacích strategií	59
Obr 47 Znázornění odchylek mezi patologickým a fyziologickým spektrogramem	60
Obr 48 Znázornění odchylek fyziologického záznamu a záznamu CIS 8	61
Obr 49 Znázornění odchylek fyziologického záznamu a záznamu CIS 16	62
Obr 50 Znázornění odchylek fyziologického záznamu a záznamu CIS 22	63
Obr 51 Znázornění odchylek fyziologického záznamu a záznamu ACE	64
Obr 52 Znázornění odchylek akustického záznamu	65
Obr 53 Pracovní plocha uživatelského rozhraní	66
Obr 54 GUI - načtení zvukového záznamu	67

Obr 55 GUI - vytvoření sluchové vady.....	67
Obr 56 GUI - úprava a rekonstrukce záznamu.....	68

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Zdroje různých hladin hlasitostí.....	5
Tabulka 2 Přehled frekvenčních omezení sluchu.....	15
Tabulka 3 Přehled používaných kódovacích strategií.....	38
Tabulka 4 Výsledky srozumitelnosti pro monolog hodnocený 15 subjekty	57
Tabulka 5 Výsledky srozumitelnosti pro dialog hodnocený 15 subjekty	57
Tabulka 6 Schopnost rozlišit barvy lidského hlasu hodnocená 15 subjekty.....	58
Tabulka 7 Vhodnost poslechu hudby hodnocená 15 subjekty	58

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ACE	Advanced Combinational Encoder
CA	Compressed Analog
CIS	Continious Intervaled Sampling
DFT	Diskrétní Fourierova transformace
FFT	Rychlá Fourierova transformace
HiRes	Hi – Resolution
MPEAK	Multi Peak
SMSP	Spectral Maxima Sound Processor
SPEAK	Spectral Peak

OBSAH PŘILOŽENÉHO CD

Použité funkce:

- *main.m* – hlavní volací funkce, která pracuje s dílčími funkcemi
- *nacti_zvuk.m* – funkce pro načtení zvukového záznamu a jeho základní úpravy
- *zmen_zvuk.m* – funkce simulující patologické slyšení
- *vykresli_spektrum.m* – funkce vykreslující spektra
- *vykresli_spektrogram.m* – funkce vykreslující spektrogramy
- *CIS_strategie.m* – funkce pracující se záznamem dle CIS kódovací strategie
- *ACE_strategie.m* – funkce pracující se záznamem dle ACE kódovací strategie
- *pasmova_propust.m* – funkce rozkládající signál do pásem
- *generator_sinusovych_vln.m* – funkce generující sinusové vlny, za účelem zpětné rekonstrukce
- *analiza_spektrogramu.m* – funkce pro grafické porovnávání spektrogramů
- *prehrej_zvuk.m* – funkce pro přehrání zvukového záznamu
- *app1.m* – uživatelské rozhraní GUI

Ukázkové nahrávky:

- *zaznam.wav* – dialog
- *zaznam1.wav* – monolog
- *zaznam2.wav* – akustická nahrávka kytary

Ostatní soubory:

- *0_CTI_ME_0* – základní informace o běhu programu
- *Jan_Kelča_DP.pdf* – elektronická verze diplomové práce