

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2022

Helena Staňková



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## ANALÝZA KLINICKÝCH DAT V RÁMCI KOCHLEÁRNÍ IMPLANTACE

ANALYSIS OF CLINICAL DATA IN COCHLEAR IMPLANTATION

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Helena Staňková

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

BRNO 2022



# Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Helena Staňková

**ID:** 220945

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2021/22

**NÁZEV TÉMATU:**

## **Analýza klinických dat v rámci kochleární implantace**

### **POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Seznamte se s problematikou rehabilitace sluchu pomocí kochleárního implantátu u dospělých pacientů. 2) Blíže si prostudujte předimplantační a postimplantační klinická měření a parametry nastavování řečových procesorů v rámci rehabilitace implantovaných pacientů. 3) V rámci odborné rešerše se zaměřte na statistické metody vhodné pro analýzu klinických dat a jejich uplatnění v oblasti rehabilitace sluchu. 4) Data poskytnutá klinickým pracovištěm vhodně strukturujte a interpretujte pro účely další analýzy. 5) Navrhněte metodiku statistické analýzy poskytnutých dat a vyhodnoťte vzájemné souvislosti mezi daty. 6) Provedte diskusi dosažených výsledků a zhodnoťte účinnost a využitelnost navržené metodiky s ohledem na zaběhlou praxi na pracovišti ORL kliniky, FN u sv. Anny.

### **DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] SOUZA, CH. et al. Implantable Hearing Devices. Plural Publishing Inc., 2017, San Diego, s. 260. ISBN13: 978-1-59756-855-5.

[2] DHANASINGH, A; JOLLY, C. An overview of cochlear implant electrode array designs. Hearing Research, Elsevier, 2017, pp. 1-10.

**Termín zadání:** 7.2.2022

**Termín odevzdání:** 27.5.2022

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

**doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.**  
předseda rady studijního programu

### **UPOZORNĚNÍ:**

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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**

Kochleární implantáty kompenzují různé poruchy slyšení postlingválně i prelingválně neslyšících jedinců. Klinická vyšetření zahrnující radiologická, anatomická a audiologická měření poskytují informace vedoucí ke kochleární implantaci a následné optimální rehabilitaci. Tato práce se v kooperaci s ORL klinikou Fakultní nemocnice u Svaté Anny věnuje analýze klinických dat uživatelů kochleárních implantátů. Rozbor dat zahrnuje plánování pomocí otologického softwaru OTOPLAN a práci s programem MAESTRO, NIS-Ambulance a TomoCon. Data jsou statisticky zpracována v programovacím prostředí MATLAB. Výsledky práce přináší jednotný náhled na rozmanitá data, který může sloužit jako pomocný rozhodovací faktor v předimplantačním či pooperačním postupu u nově implantovaných pacientů.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

kochleární implantáty, OTOPLAN software, MAESTRO software, klinická data, audiogramy, nastavovací mapy, statistická analýza

## **ABSTRACT**

Cochlear implants compensate various audiological disorders in postlingually and prelingually deaf patients. Clinical examinations including radiological, anatomical and audiological measurements provide crucial informations leading to cochlear implantation and optimal postoperative rehabilitation. In cooperation with ORL clinic at St. Anne's University Hospital this work deals with analysis of clinical data provided by cochlear implant users. Data analysis includes otological planning with OTOPLAN software, use of MAESTRO software, TomoCon software and hospital information system. Data were statistically processed using MATLAB programming language. Work results based on diverse data bring an united view, which could serve as helpful indicator in preimplantation and post-operative care in newly implanted patients.

## **KEYWORDS**

cochlear implants, OTOPLAN software, MAESTRO software, clinical data, audiograms, mapping, statistical analysis

STAŇKOVÁ, Helena. *Analýza klinických dat v rámci kochleární implantace*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2022, 104 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

## Prohlášení autora o původnosti díla

**Jméno a příjmení autora:** Helena Staňková  
**VUT ID autora:** 220945  
**Typ práce:** Bakalářská práce  
**Akademický rok:** 2021/22  
**Téma závěrečné práce:** Analýza klinických dat v rámci kochleární implantace

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

Brno .....

.....

podpis autorky\*

---

\* Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

## PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce Ing. Janu Odstrčilíkovi, Ph.D. za odborné vedení, konzultace, trpělivost, podporu a podnětné návrhy k práci. Dále bych ráda poděkovala Ing. Marině Ronzhině, Ph.D. za projevenou ochotu a cenné rady. Poděkování také patří doc. MUDr. Břetislavovi Gálovi, Ph.D. a Ing. Dušanovi Urbánkovi z Fakultní nemocnice u Svaté Anny za poskytnutí dat, vybavení a především za možnost spolupráce. Poslední poděkování patří mé rodině za velkou psychickou podporu v průběhu psaní této práce.

# Obsah

Úvod	13
<b>1 Anatomie a fyziologie sluchu</b>	<b>14</b>
1.1 Zevní ucho ( <i>auris externa</i> )	14
1.2 Střední ucho ( <i>auris media</i> )	14
1.3 Vnitřní ucho ( <i>auris interna</i> )	15
1.3.1 Cortiho orgán ( <i>organum spirale</i> )	15
<b>2 Kochleární implantát</b>	<b>18</b>
2.1 Princip a funkce kochleárního implantátu	18
2.2 Zpracování zvukového signálu kochleárním implantátem	18
2.3 Kódovací strategie	20
2.4 Typy elektrod	20
2.4.1 Délka elektrodového svazku	21
2.4.2 Tvar elektrody	22
2.4.3 Počet elektrod	23
<b>3 Předimplantační vyšetření a související parametry</b>	<b>24</b>
3.1 Soubor předimplantačních vyšetření	24
3.2 Subjektivní a objektivní audiometrické testy	25
3.2.1 Tónová audiometrie	25
3.2.2 Řečová audiometrie	26
3.2.3 Ostatní audiometrické testy	27
3.3 Specifika radiologických vyšetření (CT, MRI)	28
<b>4 Postimplantační rehabilitace - pooperační nastavování řečových procesorů</b>	<b>31</b>
4.1 Série nastavování a parametry řečových procesorů	32
4.1.1 Prahová hodnota - THR	32
4.1.2 Prahová hodnota příjemného poslechu - MCL	33
4.2 Hodnocení míry úspěšnosti rehabilitace	34
<b>5 Základy statistické analýzy</b>	<b>36</b>
5.1 Základní popisná statistika	36
5.2 Testy normality rozložení dat	36
5.3 Testování hypotéz	38
5.4 Korelace	38
5.5 Parametrické a neparametrické statistické testy	39

<b>6</b>	<b>Přehled zkoumaných statistických závislostí</b>	<b>43</b>
6.1	Základní demografické statistické údaje . . . . .	43
6.1.1	Věk . . . . .	43
6.1.2	Pohlaví . . . . .	43
6.2	Statistické analýzy na základě audiologických a anatomických dat . . . . .	44
6.2.1	Korelace převážně s audiologickým daty . . . . .	44
6.2.2	Korelace mezi anatomickými a audiologickými daty . . . . .	45
6.3	Vyvození závěrů a možných hypotéz z rešerše statistických analýz . .	47
<b>7</b>	<b>OTOPLAN software</b>	<b>48</b>
7.1	Funkce programu . . . . .	48
<b>8</b>	<b>Příprava a analýza dat</b>	<b>52</b>
8.1	Databáze pacientů . . . . .	52
8.2	Data . . . . .	52
8.2.1	TomoCon . . . . .	54
8.2.2	NIS - Nemocniční informační systém . . . . .	55
8.2.3	MAESTRO . . . . .	57
8.2.4	OTOPLAN data . . . . .	59
8.3	Výsledná data z OTOPLANu . . . . .	60
<b>9</b>	<b>Implementace navržené metodiky</b>	<b>64</b>
<b>10</b>	<b>Dosažené výsledky a diskuse</b>	<b>66</b>
10.1	Demografická statistika . . . . .	66
10.2	Statistická analýza dat získaných z OTOPLANu . . . . .	67
10.2.1	Statistika s frekvenčními daty . . . . .	68
10.2.2	Statistika s úhlovými daty . . . . .	75
10.2.3	Statistika s milimetrovými pozicemi elektrod . . . . .	78
10.3	Statistická analýza audiogramů . . . . .	78
10.4	Statistická analýza MAESTRO dat . . . . .	86
<b>11</b>	<b>Doporučení pro implantaci a rehabilitaci nových pacientů</b>	<b>92</b>
	<b>Závěr</b>	<b>94</b>
	<b>Literatura</b>	<b>96</b>
	<b>Seznam symbolů a zkratk</b>	<b>102</b>
<b>12</b>	<b>Tabulka výsledků jednovýběrových t-testů</b>	<b>103</b>





# Seznam obrázků

1.1	Řez hlemýžděm [19] . . . . .	16
1.2	Struktura Cortiho orgánu [10] . . . . .	17
2.1	Kochleární implantát [48] . . . . .	19
2.2	Frekvenční rozložení hlemýždě v rámci umístěné 28mm elektrody [47]	21
3.1	HRCT snímky s bilaterální implantací . . . . .	29
3.2	CBCCT snímky zobrazující kochleu s implantátem . . . . .	30
4.1	ECAP měření během operace . . . . .	31
5.1	Histogram ověřující normalitu rozložení dat . . . . .	37
5.2	N-P graf ověřující normalitu rozložení dat . . . . .	37
5.3	Typy korelací . . . . .	39
5.4	Přehled parametrických a neparametrických statistických testů . . . .	40
7.1	Ukázka měření kochleárních parametrů pomocí zaměřovacího kříže . .	50
8.1	Pracovní plocha programu TomoCon . . . . .	54
8.2	Pracovní plocha programu NIS - Ambulance . . . . .	56
8.3	Předoperační audiogram pacienta . . . . .	56
8.4	Pooperační audiogram pacienta . . . . .	57
8.5	Karta pacienta v MAESTRu . . . . .	58
8.6	Pracovní plocha programu MAESTRO . . . . .	58
8.7	Nastavovací mapa KI . . . . .	59
8.8	Předoperační rozměření kochley . . . . .	61
8.9	Výběr elektrody FLEXSOFT . . . . .	61
8.10	Pooperační rozměření hlemýždě s již umístěným elektrodovým svazkem	62
8.11	Pooperační identifikace elektrodových kontaktů . . . . .	63
10.1	Koláčový graf muži/ženy a implantovaná strana P/R . . . . .	66
10.2	Koláčové grafy - typ a délka elektrody . . . . .	67
10.3	Srovnání frekvenčního umístění elektrodových kontaktů před a po operaci . . . . .	69
10.4	Průběh vývoje frekvencí před a po operaci . . . . .	72
10.5	Výsledky Bartlettova testu o homogenitě rozptylů frekvenčních dat .	73
10.6	Výsledky testu Kruskal-Waliis pro skupiny diferencí na jednotlivých elektrodových kontaktech . . . . .	73
10.7	Vizuální výsledky KW testu pro frekvenční difference . . . . .	74
10.8	Srovnání úhlového umístění elektrodových kontaktů před a po operaci	75
10.9	Korelační závislost mezi CDL a AID . . . . .	77
10.10	Porovnání vedení vzduchem a kostí . . . . .	79
10.11	Vývoj PTA hodnot . . . . .	80
10.12	Porovnání výsledků PTA na základě pohlaví . . . . .	81

10.13	Výsledky Bartlettova testu o homoginitě rozptylů PTA podle věku .	82
10.14	Výsledky ANOVA testu pro testování hypotézy o shodnosti rozptylů PTA mezi věkovými skupinami . . . . .	83
10.15	Korelace mezi frekvenčním rozsahem a PTA . . . . .	84
10.16	Korelace mezi frekvenčními odchylkami a PTA . . . . .	85
10.17	Korelace mezi CDL a PTA . . . . .	86
10.18	Porovnání THR hodnot při prvním a posledním dostupném nastavování	87
10.19	Porovnání MCL hodnot při prvním a posledním dostupném nastavování	88
10.20	Korelace nastavovacích parametrů THR s hodnotami PTA . . . . .	89
10.21	Porovnání dynamického rozsahu při prvním a posledním dostupném nastavování . . . . .	90
10.22	Korelace průměrného dynamického rozsahu s výsledky tónové au- diometrie . . . . .	91

# Seznam tabulek

3.1	Úrovně poruch sluchu . . . . .	26
4.1	Notthingamská škála . . . . .	35
8.1	Schéma uspořádání dat v tabulce . . . . .	53
8.2	Rozlišení radiologických snímků . . . . .	60
8.3	Analyzované parametry v OTOPLANu . . . . .	60
9.1	Přehled použitých statistických testů . . . . .	65
10.1	Rozsahy a průměry frekvencí na jednotlivých elektrodo- vých kontaktech pro všechny analyzované pacienty . . . . .	69
10.2	Výsledky dvouvýběrového párového t-testu pro srovnání frekvenčních rozsahů . . . . .	70
10.3	Výsledky neparametrického znaménkového párového testu pro úhlové pozice . . . . .	76
10.4	Přehled PTA hodnot . . . . .	79
12.1	Tabulka výsledků jednovýběrových t-testů mezi spodními, centrálními a horními frekvenčními mezemi programu MAESTRA s frekvenčním rozložením elektrod před a po operaci . . . . .	103

# Úvod

Kochleární implantáty jsou dnes již běžnou pomůckou pro řadu neslyšících. Využívají je například děti, které se narodily hluché nebo dospělí, kteří během života o sluch přišli. Inspirací pro napsání této práce na téma Analýza klinických dat v rámci kochleární implantace se stal můj bratranec, který se narodil hluchý. Většina takto narozených dětí, ale i dospělých v pozdějším věku, má problém s funkcí vláskových buněk Cortiho orgánu v hlemýždi vnitřního ucha. Tyto vláskové buňky bývají nefunkční nebo zcela chybí.

Byť se tato práce věnuje pouze dospělým pacientům, mnoho lidí nemá o možnosti kochleární implantace dětí nebo dospělých dostatečný přehled. Existuje celá řada sensorineurálních poruch, nemocí a úrazů, které způsobují částečnou či úplnou ztrátu sluchu. Dospělí kandidáti pro implantaci přicházejí během života o sluch nejčastěji vlivem těžkého úrazu nebo nemoci jako je meningitida, otoskleróza či cholesteatom. Se zvyšujícím se věkem dochází také v některých případech k natolik velkému zhoršení percepčních poruch, že sluchadla již nepřinášejí žádnou benefit a je nutná kochleární implantace.

Problematika kochleárních implantátů se neustále vyvíjí a zdokonaluje, ale nad fungováním vnitřních struktur hlemýžde stále visí některé otazníky. Například se stále debatuje, jaký typ neurálních struktur je více vyhovující pro dráždění pomocí kochleárního implantátu. Doposud se vedou i spekulace o umístění elektrod a nejvhodnějším způsobu jejich dráždění.

První polovina bakalářské práce se věnuje teoretickému procesu kochleární implantace. Tato část zahrnuje kapitoly věnující se fyziologii a anatomii sluchu, popisu a fungování kochleárního implantátu včetně využívaných typů elektrod, sérii předoperačních a pooperačních klinických vyšetření a jejich parametrů a statistické rešerši, která se věnuje zkoumaným statistickým závislostem.

Cíle praktické části jsou dostupná klinická data vhodně strukturovat, předzpracovat a statisticky analyzovat. Kapitola příprava a analýza dat je zaměřena na sběr dat a jejich předzpracování. Výsledná data pro statistické zpracování byla získána analýzou obrazových dat v programu OTOPLAN a exportem z dalších programů jako jsou MAESTRO, NIS (Nemocniční informační systém) a TomoCon. V kapitole Základy statistické analýzy byl sestaven teoretický přehled využitých statistických testů a korelačních analýz. V kapitole Implementace navržené metodiky byl představen přehled využitých příkazů a funkcí pro statistickou analýzu. Vhodně strukturovaná data byla dále statisticky analyzována v programovacím prostředí MATLAB 2021b. Kapitola Dosažené výsledky včetně diskuse je věnována samotné statistické analýze, jejich výsledkům a diskusi. Závěr práce je formován jako možné doporučení pro implantaci nových kandidátů.

# 1 Anatomie a fyziologie sluchu

## 1.1 Zevní ucho (*auris externa*)

Zevní ucho se skládá z boltce (*auricula*), zevního zvukovodu (*meatus acusticus externus*) a bubínku (*membrana tympani*). Boltec slouží k primárnímu zachycení zvukového signálu z okolí a jeho následnému usměrnění dále do zevního zvukovodu a na bubínek. Celý tento systém má funkci rezonátoru, tedy zesilovače určitých tónů zvuku [10, 28].

Boltec se také podílí na určení směru šíření zvukové vlny a to v závislosti úhlu dopadu této vlny na boltec. Pokud se zvuková vlna šíří v kolmém směru na boltec, je přijímaný signál silnější než naopak v případě zvuků přicházejících zezadu. Vysvětlením tohoto faktu je specifická anatomie boltce a jeho nemožnost se pohybovat, jako je tomu například u některých zvířat, které využívají pohyblivé boltce jako radarové antény [10, 28].

## 1.2 Střední ucho (*auris media*)

Střední ucho je uloženo ve středoušní dutině (*cavum tympani*) spánkové kosti a se zevním uchem je spojeno pomocí bubínku, naopak s vnitřním uchem komunikují pomocí oválného okénka (*fenestra ovalis s. vestibuli*) a kruhového okénka (*fenestra rotunda s. cochleae*). Dále je střední ucho spojeno s Eustachovou trubicí (*tuba auditiva*), která propojuje střední ucho s nosohltanem a slouží k vyrovnávání tlaku ve středoušní dutině. Při přetlaku či podtlaku ve středouši vzhledem k hodnotám atmosférickému tlaku, se bubínek vyklenuje dovnitř či ven, což způsobuje známé pocity bolesti či zalehnutí v uších [10, 28].

Další nezbytnou součástí středouši jsou tři na sebe navazující sluchové kůstky - kladívko (*malleus*), kovádlínka (*incus*) a třmínek (*stapes*). Systém fungování těchto kůstek se někdy také nazývá pákový systém. Chvění zvukové vlny, která narazila na bubínek, se postupně přenáší na kladívko, které je spojeno s bubínkem, dále na kovádlínku a nakonec na třmínek, který je zasazen do oválného okénka. Tento pákový proces má spolu s celým systémem středouši za úkol zabránit ztrátě akustické energie v průběhu šíření vlny ze vzdušného prostředí středního ucha do vodnatého prostředí vnitřního ucha [10, 28].

Za normálních okolností je ztráta energie na rozhraní vzduch/voda velmi vysoká. Díky zcela odlišné velikosti plochy bubínku a oválného okénka a pákového systému, je však energie zachována. Plocha bubínku je totiž mnohonásobně větší než plocha oválného okénka, což způsobuje, že se akustická energie koncentruje až na 17x menší plochu. Dochází tedy ke zvýšení tlaku na straně oválného okénka. Dále v důsledku

nerovnoramenné páky dochází ke zvyšování silového účinku, protože kmity báze třmínku jsou ve srovnání s chvěním rukojeti kladívka menší, zato ale mají větší silový účinek. Výsledný efekt je tedy mnohonásobné zesílení akustického tlaku na straně oválného okénka [10, 28].

Na závěr je nutné zmínit ochrannou úlohu svalů *M. tensor tympani* a *m. stapedius*. Tyto svaly chrání před nadměrnou stimulací a poškozením sluchového aparátu vlivem silných zvuků o hladině intenzity vyšší než 70 decibelů [10, 28].

## 1.3 Vnitřní ucho (*auris interna*)

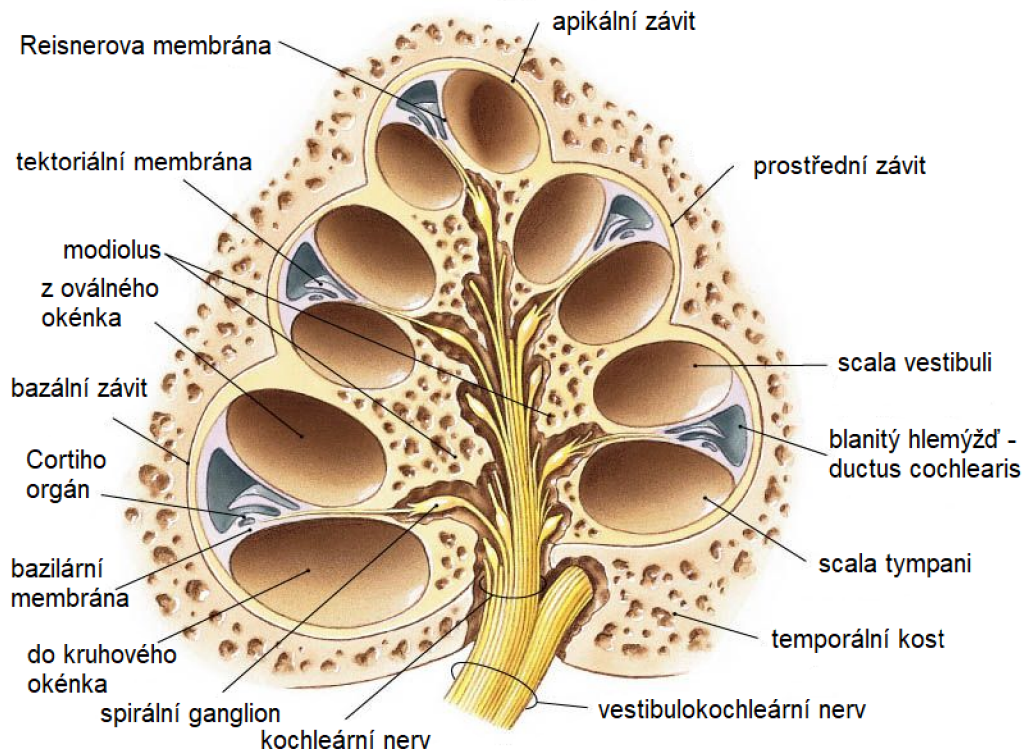
Vnitřní ucho se skládá z kostěného a blanitého labyrintu uloženého ve skalní kosti. Pro zpracování zvuku je klíčový kostěný hlemýžď (*cochlea*) v podobě kanálku, který je průměrně dlouhý 35mm a je stočený do 2 a 3/4 závitů okolo kostěného kuželíku (*modiolus*) - viz 1.1. Nitrem kostěného hlemýžďe probíhá blanitý hlemýžď (*ductus cochlearis*), který má na řezu kostěným hlemýžďem přibližně trojúhelníkovitý tvar. Spodní stěnu blanitého hlemýžďe tvoří basilární membrána (*membrana basilaris*), horní Reisserova membrána (*membrana vestibularis Reissneri*) a zevní stěnu *stria vascularis*. Membrány rozdělují prostor blanitého hlemýžďe do tří komor - horní *scala vestibuli*, prostřední *scala media* a spodní *scala tympani*. *Scala vestibuli* a *scala tympani* jsou vyplněny tekutinou zvanou perilymfa, zatímco *scala media* je tvořena endolymfou. Tyto tekutiny se liší svým složením a v případě narušení jejich fyziologické rovnováhy dochází k poruchám funkce vestibulárního a sluchového aparátu, protože rozdíl v jejich iontovém složení umožňuje vznik endokochleárního potenciálu [10, 23, 28].

Komunikace vnitřního ucha se středouším je realizována pomocí oválného a kruhového okénka. Prostřednictvím báze dutiny *scala vestibuli* komunikuje oválné okénko s bází třmínku, zatímco *scala tympani* komunikuje přes okénko kruhové s pružnou blanou *membrana tympani secundaria*. Prostory obou dutin jsou spolu na vrcholu hlemýžďe propojeny otvorem zvaným *helikotrema* [10, 28].

### 1.3.1 Cortiho orgán (*organum spirale*)

Prostor *scala media* obsahuje vlastní sluchový receptorový orgán zvaný Cortiho orgán 1.2. Cortiho orgán leží na basilární membráně a skládá se z buněk vláskových a podpůrných. Podpůrné buňky tvoří nosnou kostru Cortiho orgánu a svým nakloněním proti sobě vytváří Cortiho tunel. Po stranách podpůrných buněk jsou uloženy buňky vláskové, které dělíme na vnější a vnitřní podle vzdálenosti od *modiolu*. Báze vláskových buněk jsou pomocí chemických synapsí napojeny na dendrity bipolárních neuronů, jejichž těla leží uvnitř *modiolu*. Každá vlásková buňka je opatřena vlásky

nazývanými stereocilie, které jsou zanořeny do tzv. *membrana tectoria* vystupující z *modiolu*. Vzájemná propojení podpůrných a vláskových buněk tvoří pevnou plochu zvanou bazální lamina (*lamina reticularis*) [10, 23, 28].

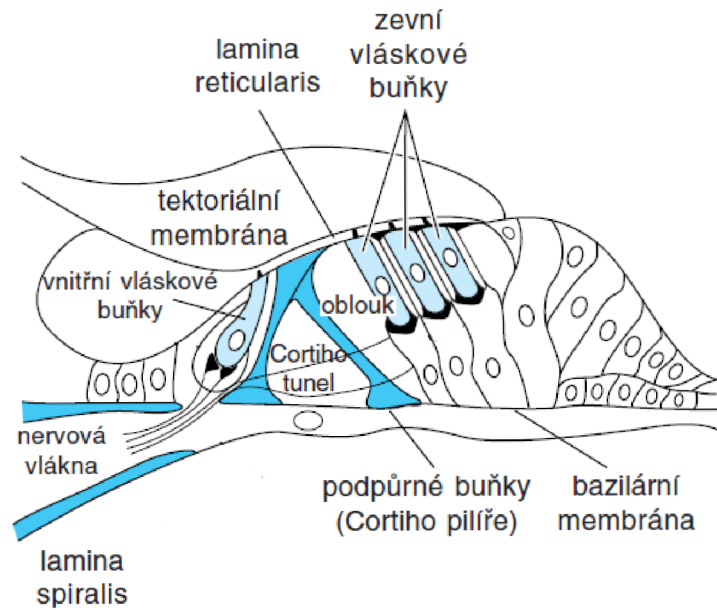


Obr. 1.1: Řez hlemýžděm [19]

Zvuková vlna vyvolává při přechodu ze středouší do vnitřního ucha vibrace, které způsobují tlakové změny perilymfy ve *scala vestibuli*. Tlaková vlna se šíří dvěma směry a to příčně a podélně. V důsledku interferencí vln dochází k oscilačním pohybům basilární membrány a tím pádem i chvění Cortiho orgánu. Dochází k protipohybu tektoriální membrány a bazální laminy Cortiho orgánu. Protipohyby obou struktur mají za následek ohyb stereocilií vláskových buněk na obě strany. Vychýlováním stereocilií dochází k otvírání či zavírání membránových iontových kanálů vláskových buněk, což vede ke vzniku tzv. receptorového (endokochleárního) potenciálu, jehož cílem je vyrovnat vzniklý elektrochemický gradient. Podle směru ohybů stereocilií dochází buď k depolarizaci (při pohybu vlásků směrem od modiolu) nebo hyperpolarizace při pohybu stereocilií opačným směrem [23, 28].

Báze vláskových buněk jsou inervovány dendrity bipolárních neuronů, jejichž těla jsou uložena ve spirálním gangliu (*ganglion spirale cochleae*) a společně vytváří sluchový nerv. Vzruchová aktivita bipolárních buněk je ovlivněna receptorovým potenciálem, který určuje množství uvolněného neurotransmiteru. Pokud dojde k depolarizaci vláskové buňky, množství uvolněného přenašeče je větší stejně tak jako

frekvence akčních potenciálů (AP) generovaných axony bipolárních neuronů. Naopak při hyperpolarizaci klesá množství vyloučeného neurotransmiteru a s tím i frekvence AP. Signál tvořený akčním potenciálem pokračuje dále po sluchové dráze až do sluchové kůry mozku [23, 28].



Obr. 1.2: Struktura Cortiho orgánu [10]



## 2 Kochleární implantát

Kochleární implantát (dále jen KI) je elektronické zařízení, které pomáhá prelingválně i postlingválně neslyšícím jedincům se sensorineurální poruchou, ale zachovat sluchovým nervem, opět vnímat zvuk. Na rozdíl od sluchadel, které zvuk pouze zesilují, kochleární implantát sluch nahradí. KI jsou určeny dospělým, kteří o sluch během života přišli, ale i dětem, které se narodily jako neslyšící [23, 38, 41].

Historie prvních pokusů s kochleárními implantáty sahá do 50. let minulého století. Ve Francii se tehdy podařilo dvěma lékařům, Djurnovi a Eyrièsovi, stimulovat kochleární nerv u padesáti sedmi letého pacienta s bilaterálními cholesteatomy<sup>1</sup>. První kochleární implantáty se začaly vyrábět v 70. letech na Technické univerzitě ve Vídni. V roce 1977 byl představen první multikanálový KI. V druhé polovině 80. let došlo k založení společnosti Cochlear Limited, která představila první KI, který byl schválen pro použití v USA. O pár let později byly založeny firmy MED-EL a Advanced Bionics, které se společně se společností Cochlear řadí k největším výrobcům KI. Mezi další, v České republice méně známe, firmy zabývající se výrobou KI, jsou Nurotron (Čína) a Oticon Medical (Dánsko) [2].

### 2.1 Princip a funkce kochleárního implantátu

KI se skládá z vnější a vnitřní (implantované) části. Vnější část tzv. audio (řečový) procesor je tvořen mikrofómem, baterií, akumulátorem a vysílací cívkou, která je s pouzdem procesoru spojeno pomocí přenosového kabelu. Tato část je odnímatelná a nejčastěji ji uživatel nosí za uchem, popřípadě rovnou nad místem implantace vnitřní části. Implantovaná část sestává z přijímací cívky, interního stimulatoru a systému elektrod, které jsou zavedeny přímo do hlemýždě. Části implantátu lze vidět na obrázku 2.1 [20, 23].

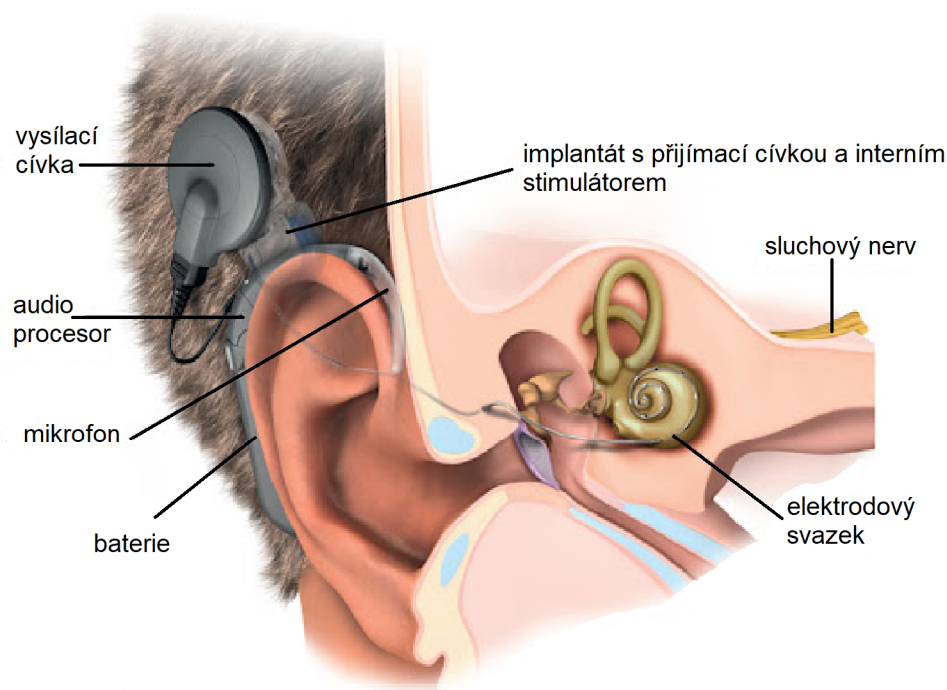
Velmi zjednodušeně lze princip fungování kochleárního implantátu popsat jako převod zvukových signálů na sérii elektrických impulsů, které přímo stimulují sluchový nerv a nahrazují tím funkci poškozených vláskových buněk Cortiho orgánu [27, 38].

### 2.2 Zpracování zvukového signálu kochleárním implantátem

Zpracování zvukového signálu pomocí KI začíná u citlivého mikrofónu či více mikrofónů, které jsou součástí audio procesoru. Mikrofony zachycují akustické signály

---

<sup>1</sup>benigní útvar způsobující mimo jiné i hluchotu [15]



Obr. 2.1: Kochleární implantát [48]

z okolí a převádějí je na elektrické signály. Elektrické signály jsou zpravidla ještě upraveny předzesilovačem, aby došlo k redukci poměru SNR, tedy co k největšímu odstranění poměru signálu k šumu. Takto upravený elektrický signál je analyzován digitálním signálovým procesorem (DSP), jehož úkolem je zakódovat signál do podoby, která bude posléze prezentována sluchovému nervu. Zakódovaný signál bude tedy obsahovat všechny časové a spektrální charakteristiky přijímaného zvuku a bude opět konvertován na elektrický signál, který je pomocí přenosového kabelu odeslán na vysílací cívku. Cívka konvertuje elektrický signál na elektromagnetický a ten je pomocí elektromagnetické indukce převeden na přijímací cívku, která je navinutá okolo interního stimulátoru implantátu. Obě cívky obsahují magnety, pomocí kterých drží vysílací cívka na hlavě v místě, kde je pod kůží umístěna implantovaná část. Přenos mezi oběma cívky je tedy realizován bezdrátově a dochází v rámci něho k přenosu energie, která slouží k napájení interního stimulátoru. Interní stimulátor, který také obsahuje DSP opět změnil podobu signálu z elektrického na digitální kód, který je přeměněn na elektrické impulsy, které odpovídají charakteristice původního vstupního signálu. Elektrické impulsy cestují multielektrodotovým systémem dovnitř hlemýžďe, kde jednotlivé intrakochleární elektrodotové kontakty stimulují nervová vlákna sluchového nervu. Implantát obsahuje ještě referenční elektrodotu (extrakochleární), která není zavedena v hlemýždi [38].

## 2.3 Kódovací strategie

Kódovací strategie kochleárních implantátů jsou algoritmy, pomocí kterých dochází k transformaci vlastností zvuku z přijímaného akustického signálu do elektrického stimulu. Slouží k extrakci informací, které jsou klíčové k porozumění řeči. Dnes existuje řada různých kódovacích strategií, které ovšem přinášejí srovnatelné výsledky v rámci jejich výkonu [49].

Mezi nejpoužívanější kódovací strategie patří [50]:

1. "Continuous Interleaved Sampling"(CIS)
2. "HiResolution Sound Processing"(HiRes)
3. "Fine Structure Processing"(FSP)
4. "Spectral Peak"(SPEAK)
5. "Advanced Combination Encoder"(ACE)

V kochleárním implantátu dochází k rozdělení akustického signálu do několika frekvenčních pásem (kanálů), aby bylo možné využít tonotopické uspořádání hlemýždě. Proto byly vyvinuty multikanálové KI, které poskytují sluchovému nervu více spektrálních informací [21, 50].

## 2.4 Typy elektrod

Elektrody kochleárních implantátů se liší podle výrobce a nejčastěji se dělí do třech kategorií - podle délky elektrodového svazku, podle počtu elektrod nebo podle tvaru. Jsou důležitou součástí KI, protože dochází k jejich přímému kontaktu se strukturou hlemýždě. Vždy je nutné použít takovou elektrodu, která bude pro pacienta nejvhodnější. Někteří pacienti mají hlemýžď atypický, tzn. došlo k jeho malformaci či osifikaci a zvolený elektrodový svazek musí být např. kratší. Cílem je, aby při zavádění elektrodového svazku došlo k co nejmenšímu poškození intrakochleárních struktur. Při operaci může dojít k poškození *scala tympani*, basilární membrány a migraci svazku do *scala vestibuli*, spirálního ligamentu nebo může dojít k formaci nové kosti, což by mělo negativní dopad na kvalitu slyšení [5].

Kromě standardního elektrodového svazku využíváme i speciální typy. Mezi tyto typy elektrod řadíme svazky zdvojené, kdy je svazek rozdělen na dvě aktivní části nebo Elektricko-akusticky stimulační (EAS) elektrody, které se zavádí pouze do bazální části a využívají elektroakustické stimulace<sup>2</sup>. Zdvojené elektrody se například používají při úplné obstrukci hlemýždě, kdy je nutné zavést každou část jiným otvorem. EAS elektrody se využívají v případě, že neslyšící má problém s porozuměním pouze vysokofrekvenčních tónů [23].

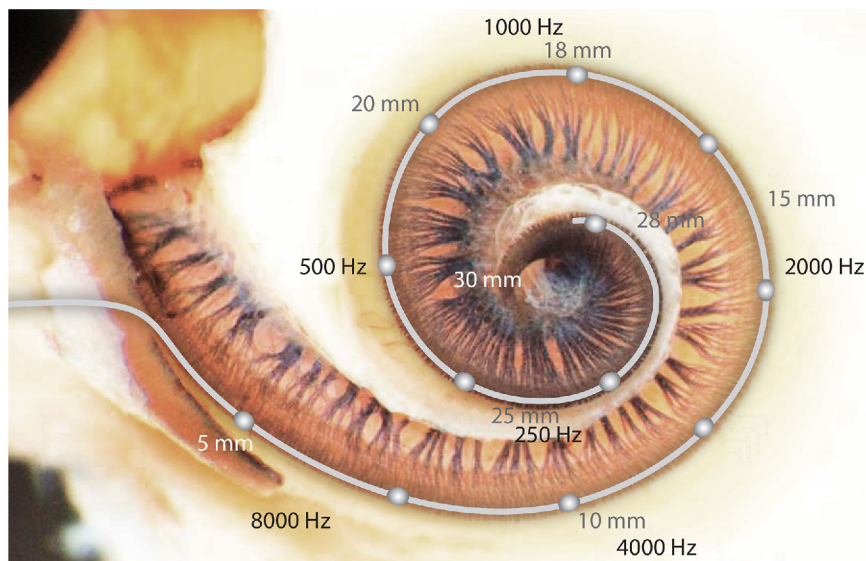
---

<sup>2</sup>unikátní kombinace sluchadla a kochleárního implantátu [7]

## 2.4.1 Délka elektrodového svazku

Jak již bylo zmíněno v bodě 1.3, hlemýžď dosahuje průměrné délky 35mm. Od tohoto údaje se odvíjí délka elektrodového svazku, která se pohybuje od cca 15mm do 31,5mm v závislosti na konkrétní anatomii hlemýžďe. Za výše zmíněnou délku považujeme délku celého svazku, který není celý stimulačně aktivní. Délka aktivní stimulace, tedy délka na které jsou rozmístěny konkrétní stimulační elektrody, je o pár milimetrů kratší [5].

Délka elektrodového svazku výrazně ovlivňuje stimulovanou oblast uvnitř hlemýžďe v důsledku způsobu organizace hlemýžďe a vyšších sluchových drah, který se označuje jako tonotopický. Tonotopii označujeme frekvenční selektivitu bazilární membrány tedy konkrétně vláskových buněk Cortiho orgánu, viz. Obr. 2.2. Každé zvukové frekvenci, v rozsahu slyšitelných frekvencí (16 - 20 000 Hertzů) pro člověka, odpovídá určité místo na basilární membráně, kde dochází k jejímu největšímu rozkmitu. Místu největšího rozkmitu také odpovídá příslušná skupina receptorových buněk a jejich nervových drah [5, 23, 28].



Obr. 2.2: Frekvenční rozložení hlemýžďe v rámci umístěné 28mm elektrody [47]

V rámci kochleární implantace se frekvenční mapa a tedy tonotopické rozložení nejčastěji odvozuje z Greenwoodovy funkce, která vychází z korelace mezi pozicí vláskových buněk s frekvencemi, jež dráždí korespondující sluchové neurony. Z Greenwoodovy funkce se následně vychází při vybírání specifického elektrodového svazku. Tato funkce je druhově specifická a vzorec pro její odvození je následující [4]:

$$F = A(10^{ax} - k) \quad (2.1)$$

kde  $F$  symbolizuje charakteristickou frekvenci, konstanta  $A$  je druhově specifická, konstanta  $a$  symbolizuje sklon lineární části funkce, konstanta  $k$  představuje místo ohybu přechodu křivky z exponenciální do lineární závislosti (integrační konstanta) a parametr  $x$  je podíl délky bazilární membrány k délce Cortiho orgánu. U člověka je hodnota konstanty  $A$  stanovena na 165,4, hodnota konstanty  $k$  činí 0,88,  $a = 2,1$  pokud je  $x$  vyjádřeno jako proporce bazilární membrány a  $x$  je specifické pro každého pacienta a danou pozici v kochlei [4, 14].

## 2.4.2 Tvar elektrody

Tvar elektrodového svazku je opět dán výrobcem a jeho know-how. Například firmy Cochlear Limited a Advanced Bionics preferuje perimodiální elektrodový svazek stočený do spirály, který se při implantaci navine na modiolus, zatímco společnost MED-EL je zastáncem takzvaných flexibilních přímých elektrod, které se volně zasouvají do hlemýždě podél laterální stěny ve *scala tympani* [5].

První vyráběné elektrody KI byly přímé a používají se dodnes. Tyto elektrody prošly dlouhým vývojem a například MED-EL dnes využívá přímý svazek, jehož drátky jsou uspořádány do vlnitého tvaru, což způsobuje větší flexibilitu a menší riziko traumatického poškození kochley. Cochlear Limited preferuje perimodiální elektrodu, která je pomocí zavaděče vedena rovně až do oblasti báze hlemýždě a poté se začíná stáčet okolo modiolu. Tuhá část obalu je následně vyjmuta a svazek je obtočen pevně okolo modiolu, tedy blíže oblasti spirálního ganglionu. Podtypem perimodiálních elektrod jsou tzv. mid-scala elektrody vyráběné firmou Advanced Bionics. Tento typ také využívá zavaděč a optimální pozice elektrod je udávána ve střední části *scala tympani* [5, 12].

Při zavádění přímého elektrodového svazku se elektrody navíjí na laterální stěnu hlemýždě. Stále se spekuluje, zda dochází ke stimulaci dendritů bipolárních neuronů Cortiho orgánu, blíže kterému leží elektrody přímého svazku nebo dochází ke stimulaci gangliových buněk ve spirálním ganglionu podél modiolu, okolo kterého se navíjí perimodiální elektrody. Hlavním rozdílem mezi stimulací těchto dvou odlišných struktur je fakt, že buňky ganglion spirale nepokrývají celou délku hlemýždě. Zatímco Cortiho orgán a jeho přilehlá nervová vlákna se táhnou po celé délce hlemýždě až k apexu, buňky spirálního ganglionu zasahují pouze po úhel inserce ekvivalentní  $660^\circ$ . Pro představu elektroda dlouhá 31,5 mm pokryje úhel inserce až do  $720^\circ$ . V případě, že by tedy docházelo ke stimulaci buněk spirálního ganglionu, nedocházelo by ke kvalitní stimulaci nejnižších frekvencí, které se nachází v blízkosti vrcholu hlemýždě [5, 21].

Pokud by docházelo ke stimulaci dendritů buněk v oblasti Cortiho orgánu, představovaly by dlouhé přímé elektrody výhodu, protože by pokryly celou délku hle-

mýždě, tedy co možno nejširší frekvenční pásmo. Na druhou stranu, pokud by docházelo ke stimulaci buněk spirálního ganglionu, elektrody perimodiálního svazku by umožnily bližší kontakt s modiolem a tedy specifitější stimulaci a účinnost elektrických podnětů [5, 12].

### **2.4.3 Počet elektrod**

Počet aktivních stimulačních elektrod se pohybuje od 12 (MED-EL) po 24 elektrod (Nurotron). Jak se ale ukázalo, počet elektrod nereflektuje výslednou kvalitu sluchu. U počtu elektrod záleží na jejich rozmístění napříč elektrodovým svazkem a také na následném rozložení jednotlivých elektrod v hlemýždi. Důležité je, jakou oblast nervových buněk je schopna jedna stimulační elektroda pokrýt a ke kolika interakcím dochází mezi jednotlivými kanály elektrod. Vzájemné interakce mezi dvěma elektrodami jsou nežádoucí, protože dochází ke stimulaci stejné oblasti neuronů, což má na výslednou kvalitu zvuku spíše negativní dopad. Více elektrod tedy nutně neznamená lepší výslednou kvalitu zvuku [5].

## 3 Předimplantační vyšetření a související parametry

### 3.1 Soubor předimplantačních vyšetření

Pacient ucházející se o kochleární implantát musí projít sérií testů a vyšetření, podle kterých se následně rozhodne, zda je či není vhodným kandidátem pro implantaci KI. Většina dospělých pacientů získala percepční vadu během života, ať již nějakým traumatickým zraněním, nemocí nebo zhoršující se poruchou vlivem stárnutí. Většina tedy trpí postlingvální hluchotou, tzn. mají dokončený řečový vývoj. Komunikace s dospělými a staršími dětmi je výrazně jednodušší, a proto je i stanovení indikace ke kochleární implantaci snazší, neboť známe diagnózu způsobující těžkou nedoslýchavost či úplnou hluchotu. Je také důležité si uvědomit, že čím kratší dobu hluchota trvá, tím větší šance je dosáhnout dobrých výsledků implantace [2, 23].

Jedno z vyšetření, které pacient podstupuje, je psychologická evaluace. Psycholog má za úkol posoudit, jak kandidát k celé situaci přistupuje, zda má podporu rodiny a jakou má on sám i rodina motivaci podstupovat následnou rehabilitaci, která je nezbytnou součástí celého procesu. Dalším nezbytným vyšetřením je série audiologických testů ve spolupráci s logopedem, který zjišťuje i dosavadní kvalitu řeči či schopnost odezírání. Zvláštní pozornost pak věnujeme jedincům se senzori-neurální poruchou, která rychle prograduje. Zde je nutné odhadnout ten správný čas, kdy pacientovi již nepřináší sluchadla žádné benefity. Obecně lze říci, že z audiologického hlediska se pacient stává kandidátem ve chvíli, kdy je výsledek řečové audiometrie se sluchadlem dosahuje 50 až 60% porozumění a průměrný práh sluchu tónové audiometrie se pohybuje na úrovni 50-60dB (opět se sluchadly). Kontraindikací audiologického vyšetření jsou jedinci zvyklí se pohybovat v prostředí neslyšících, komunikující pomocí znakové řeči a projevující se nesrozumitelným mluveným projevem [2, 23].

Další vyšetření, které musí kandidáti podstoupit, jsou lékařská vyšetření, mezi které patří radiologická vyšetření, neurologické vyšetření (pro vyloučení poškození vyšších sluchových drah) případně všeobecné předoperační vyšetření, pokud se stane pacient opravdu vážným kandidátem. Podstatným krokem je i modelování hlemýžďe pomocí chirurgického programu OTOPLAN. Tento program poskytuje detailní anatomickou 3D rekonstrukci pacientova vnitřního ucha včetně důležitých okolních struktur [23, 40].

## 3.2 Subjektivní a objektivní audiometrické testy

Jedny z nejdůležitějších vyšetření pro posouzení kvality sluchu a určení vhodnosti kandidáta pro KI jsou audiometrické testy, které se dělí na objektivní a subjektivní. Mezi objektivní testy řadíme tympanometrii neboli impedanční audiometrii, měření otoakustických emisí a vyšetření odezvy sluchových center BERA ("Brainstem Evoked Response Audiometry") či ASSR ("Auditory Steady State Response"). Subjektivní testy zahrnují tónovou a řečovou audiometrii a představují základní vyšetření pro kandidáty z řad dospělých pacientů. Existuje ale spousta dalších doplňkových testů, které jsou indikovány na základě specifických poruch pacientů (např. vyšetření vestibulárních funkcí) [23].

### 3.2.1 Tónová audiometrie

Tónová audiometrie představuje základní subjektivní sluchové vyšetření, které se provádí pomocí audiometru. Audiometr představuje elektroakustický přístroj, jenž generuje čisté tóny o různých frekvencích a šum. Úplně základním typem toho vyšetření je prahová tónová audiometrie, při které stanovujeme jednotlivé sluchové prahy pro čisté tóny. Sluchový práh představuje nejnižší intenzitu sluchového stimulu, který vyvolá u pacienta sluchový vjem. Z jednotlivých sluchových prahů se sestrojí tzv. prahová křivka, podle které se následně určuje stupeň nedoslýchavosti. Prahové křivky se sestrojují pro pravé a levé ucho zvlášť. Také rozlišujeme audiometrii pomocí vzdušného nebo kostního vedení [23].

Vyšetření probíhá ve volném zvukovém poli<sup>1</sup> nebo tzv. tiché (audiometrické) komoře, která je konstruována tak, aby do ní nepronikaly žádné zvuky z okolí. Pacient je před začátkem vyšetření řádně instruován o celém jeho průběhu. U kandidátů na KI se většinou vyšetření provádí ve volném poli s nasazenými sluchadly. Vždy se začíná vyšetřovat to ucho, na které osoba slyší lépe. Audiometr generuje do jednoho ze sluchátek čisté tóny s určitým krokem v rozsahu 125 - 12 000 Hz pro vzdušné vedení a 250 - 4000 Hz pro kostní vedení. Druhé sluchátko je buď tiché nebo generuje šum, který slouží k maskování druhého ucha. Rozsah intenzit, který je audiometr schopen pokrýt se pohybuje od -10dB do 120dB. Začíná se na nejnižší intenzitě, která se s určitým krokem podle potřeby zvyšuje a poté opět snižuje, aby se správně zaznamenal výsledek [10, 23].

Základním předpokladem pro úspěšný výsledek vyšetření je spolupráce vyšetřované osoby. Pacient reaguje na stimul o určité intenzitě a frekvenci a nejčastěji pomocí signálního tlačítka dává najevo, zda jeho sluchový systém stimul registruje.

---

<sup>1</sup>prostor, ve kterém se zvukové vlny šíří volně v kruzích bez odrazu, ohybu nebo interference [23]



Na základě těchto výsledků je sestaven audiogram, podle kterých se posuzuje, zda je pacient vhodným adeptem pro kochleární implantaci. Zjišťuje se například, zda pacientův sluch vykazuje rozdíly na pravém/levém uchu nebo zda dochází ke zhoršení sluchu v celém rozsahu nebo pouze v určitém pásmu frekvencí. Lidské ucho je totiž nejcitlivější ve frekvenčním pásmu od 1000 do 4000 Hz [10, 23]

Výsledky audiometru jsou zaznamenány v podobě grafu. Jedná se o záznam rozdílu intenzit mezi prahem sluchu vyšetřované osoby a nulovou hladinou audiogramu. Na x-ové ose jsou znázorněny použité frekvence v Hertzech a na ose y jsou rozloženy intenzity v decibelech. Záznamové křivky z pravého a levého ucha rozlišujeme barvou. Nejčastěji se používá červená barva pro pravé ucho a modrá barvu pro ucho levé. Podle mezinárodního ustanovení se také prahy vzdušného vedení vpravo značí kolečkem, prahy vlevo křížkem a křivky se spojují plnou čarou. Zatímco u kostního vedení se značí prahy pomocí hranatých závorek a spojují se pomocí přerušované čáry [23].

Senzorineurální porucha, kterou část kandidátů na KI trpí, se odhalí pomocí audiometru kvůli zvýšeným prahům slyšení pro oba typy vedení (kostní i vzdušné). Obecně při normální sluchové funkci by hladina intenzity neměla přesáhnout 20dB, při vyšších intenzitách se již jedná o různé stupně poruchy slyšení. Za hluchotu se považuje práh intenzity přesahující 90dB. Celkovou ztrátu sluchu se uvádí v procentech [10, 23].

Tab. 3.1: Přehled stupňů poruch sluchu [23]

stupeň poruchy sluchu	práh sluchu
norma	$\leq 20$ dB
lehká	21-40 dB
středně těžká	41-70 dB
těžká	71-90 dB
praktická hluchota	$\geq 90$ dB
úplná hluchota	bez zbytků sluchu

### 3.2.2 Řečová audiometrie

Tónová audiometrie neposkytuje dostatečné informace o schopnostech pacienta porozumět řeči. Proto kandidát na KI podstupuje i řečovou audiometrii, které poskytuje informace o tom, jak pacient slyší a tím pádem i rozumí mluvenému projevu [23].

K tomuto vyšetření se používá řečový audiometr, jenž slouží jako generátor slov popřípadě krátkých vět. Důležité je, aby slova co nejvíce reprezentovala daný jazyk tzn. aby byla konkrétní slova rovnoměrně zastoupena z fonetického hlediska. Vyšetření probíhá podobně jako tónová audiometrie, ze které se při řečové audiometrii vychází. Z tónové audiometrie se vypočítá průměr sluchového prahu, ze kterého se následně vychází při určování výchozí hodnoty intenzity slov. Audiometr generuje namísto tónů sérii slov, kterou musí pacient správně zopakovat. Intenzitu se postupně zvyšuje, dokud pacient neuhodne všechny slova nebo nedojde k tzv. "roll over" fenoménu, kdy naopak se zvyšující se intenzitou, klesá míra porozumění, což je u některých sluchových poruch typické. Výsledek audiometru je opět reprodukován ve formě grafu, ze kterého se vyhodnocuje práh slyšení a práh porozumění. X-ová osa představuje hladinu intenzity v decibelech a na ose y se místo frekvencí nachází míra porozumění v procentech. Práh slyšení pak představuje hladinu intenzity, kdy pacient slova slyší, ale nerozumí jim a práh porozumění představuje intenzitu, při které pacient porozuměl alespoň 50% slov. Normální křivka porozumění má esovitý tvar s rozpětím cca 35dB. Indikací kochleární implantace je, pokud je pacientovo skóre horší než 40% při opakování vět nebo pokud pacient správně zopakuje maximálně 50% slov. Vhodné je vyzkoušet několik typů sluchadel [23, 41]

### 3.2.3 Ostatní audiometrické testy

Tympanometrie (impedanční audiometrie) je metoda sloužící k vyšetření poddajnosti blány bubínku v závislosti na změnách tlaku ve vnějším zvukovodu. Zjišťuje odpor středoušního systému [23].

Z hlediska kandidatury na KI, je důležité pomocí této metody vyšetřit reflex třmínkového svalu. Stahy třmínkového svalu se u normálně slyšících jedinců vybavují při intenzitě vyšší než 80dB. Když dojde k vyvolání reflexu, je patrné, že pákový systém je celistvý a pohyblivý. Stahy tohoto svalu chrání sluchový orgán před náhlým ohluchnutím, které mohou způsobit velmi hlasité zvuky. Pokud dojde k vyvolání třmínkového reflexu při intenzitě nižší než 60dB nad prahem sluchu, je pravděpodobné, že pacient trpí kochleární poruchou sluchu. Stejně tomu tak je v případě, že reflex není vyvolán vůbec. To je způsobeno nemožností vyvolat dostatečně hlasitý podnět, protože pacientův práh sluchu je velmi vysoko tzn. pacient trpí těžkou formou poruchy sluchu [23].

Dalším vyšetřením jsou vyšetření sluchových evokovaných potenciálů, které se řadí mezi základní objektivní testy. Pomocí těchto testů lze vyšetřit celou sluchovou dráhu, což je u kandidátů na KI nutné. Většinou se provádí jedno z těchto dvou vyšetření. Metodika vyšetření je založena na detekci elektrických potenciálů vyvolaných v různých úrovních sluchových drah na základě zvukových stimulů [23].

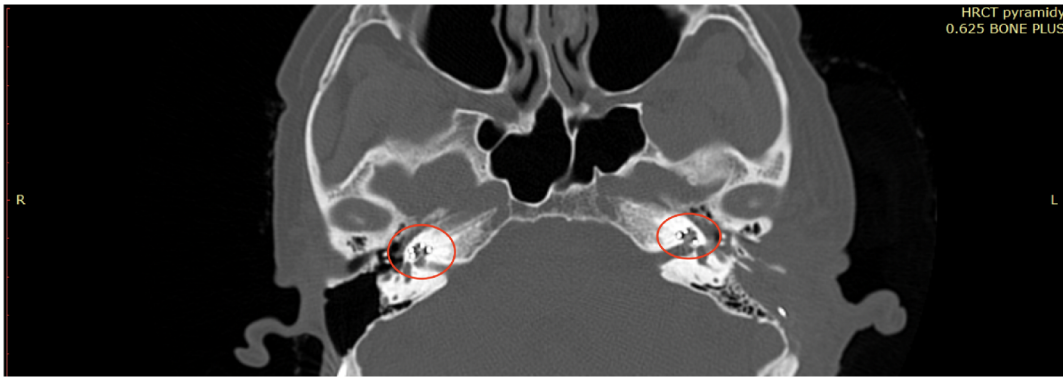
Tzv. kmenová audiometrie (BERA) zaznamenává odpovědi sluchových drah od hlemýždě až po mozkový kmen. Pomocí dvou elektrod je změřeno 5 až 7 charakteristických pozitivních křivek, podle kterých lze stanovit orientační práh sluchu u nespolupracujících osob (např. dětí) a diagnostikovat různé percepční poruchy kochleárního či retrokochleárního typu. Druhým typem je vyšetření ustálených evokovaných potenciálu (ASSR). Toto vyšetření je alternativou tónové audiometrie, tedy stanovuje sluchový práh bez nutnosti spolupráce dané osoby. Je vhodné zejména u dětí a nespolupracujících osob [23, 41].

Posledním typem vyšetření je měření otoakustických emisí, které patří mezi běžné vyšetření novorozenců. Otoakustické emise představují základní ukazatel, že vláskové buňky Cortiho orgánu jsou funkční. Vlastností hlemýždě je totiž nejen zvuky přijímat, ale i je produkovat. Takto charakteristické zvuky, které kochlea produkuje, se nazývají otoakustické emise a dají se zaznamenat pomocí citlivého mikrofону. Existuje spousta typů otoakustických emisí. U pacientů s podezřením na kochleární poruchu využíváme tzv. transientně evokované otoakustické emise (dále TEOAE) nebo kochleární echo. Otoakustické emise jsou přítomné u zdravých jedinců, kde jdou poměrně dobře zaznamenat. Pokud ale chybí, je pravděpodobné, že pacient bude trpět kochleární nebo převodní poruchou [23]

### 3.3 Specifika radiologických vyšetření (CT, MRI)

Zobrazovací metody hrají nejen v předoperačním vyšetření klíčovou roli. Slouží také po operaci k pooperačnímu monitoringu či v rámci výzkumu a objevování nových experimentálních technik. Pomocí radiologických vyšetření například zjišťujeme, zda existují ve sluchové dráze nějaké překážky, které by mohly představovat možnou kontraindikaci pro implantaci KI. Tyto vyšetření také poskytují komplexní náhled na audiologické dráhy a spánkovou kost konkrétního pacienta. Důležité je zobrazení zejména morfologických struktur a zhodnocení celkové integrity sluchových drah [2].

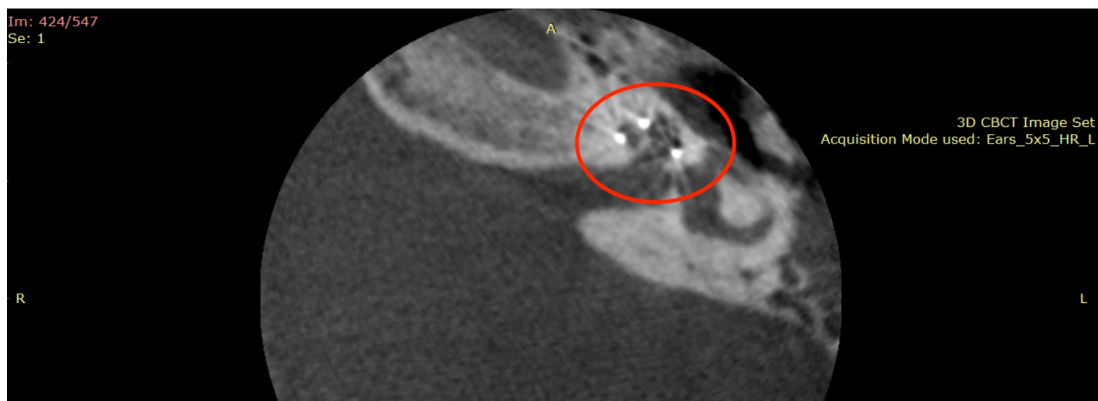
Kandidát na KI podstupuje většinou před samotnou operací jedno ze dvou typů radiologických vyšetření - počítačovou tomografii (dále jen CT) nebo magnetickou rezonanci (MRI). Ve Fakultní nemocnici u Svaté Anny se před operací nejčastěji provádí "high resolution" CT (HRCT), které lze vidět na obrázku 3.1. V tomto případě je na obrázku patrná bilaterální implantace, která v České republice není častá, kvůli kritériím českých pojišťoven.



Obr. 3.1: HRCT snímky s bilaterální implantací

Zobrazovací metody mají za úkol poskytnout lékaři jiný pohled na strukturu sluchových drah pacienta. Předoperační CT poskytuje kvalitní obraz kostních struktur (hlemýžď, modiolus), z čehož lze následně odvodit i normální funkci drah. Slouží také k zobrazení vnitřního zvukovodu a vestibulárního ústrojí. Toto vyšetření odhadne většinu kochleárních malformací, kterými trpí až 20% pacientů se sensorineurální poruchou. Pomocí HRCT, které představuje vysoké prostorové rozlišení, se může kromě vizualizace délky *ductus cochlearis* zobrazit i faciální nerv a anatomii středního ucha. Oproti magnetické rezonanci představuje CT poměrně rychlé vyšetření bez nutnosti sedace, což je přínosem u některých dětských pacientů. Nevýhodou je ale dávka radiačního záření, kterou pacient obdrží [2].

Druhým z výše zmíněných vyšetření je magnetická rezonance. Ta představuje kontraindikaci pro již implantované pacienty. S postupem let a zlepšováním technologií kochleárních implantátů je dnes již možné provádět MRI i pacientům s KI. Pomocí magnetické rezonance se zobrazují především měkké tkáně. Dobře lze například odhalit kochleární obstrukci - fibrózu nebo osifikaci, kterou lze poznat i na CT. MRI také slouží k posouzení stavu tekutin vnitřního ucha včetně jeho anatomie. Využívá se i při zobrazení některých kraniálních nervů či diagnostice různých vrozených a získaných patologií vnitřního ucha. Při vyšetření pomocí magnetické rezonance se provádí i rutinní sken celého mozku k odhalení případných dalších abnormalit. Na rozdíl od počítačové tomografie, nevydává MRI rentgenové záření, a proto je lepší získávat všechny potřebné detaily kromě těch kostních právě pomocí tohoto vyšetření [2].



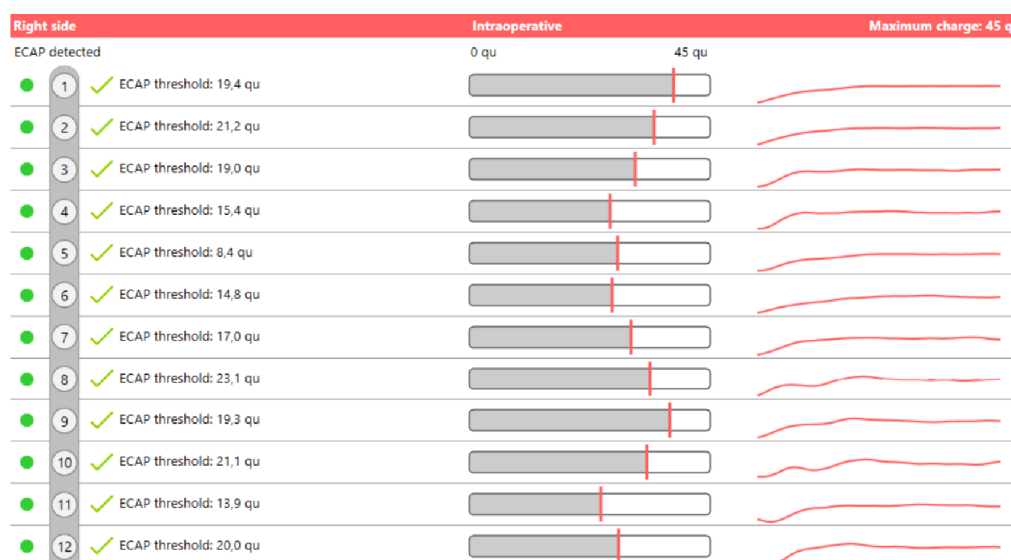
Obr. 3.2: CBCT snímky zobrazující kochleu s implantátem

Po operaci se využívá především rentgen (RTG) ke kontrole umístění kochleárních implantátů a také tzv. "cone beam"CT (CBCT), pomocí kterého je možné zobrazit počet a přesnou pozici elektrod. CBCT představuje klíčový pooperační ukazatel, který odhalí, zda nedošlo k dislokaci nebo vysunutí elektrod z hlemýždě. Od roku 2019 provádí FNUSA po každé operaci právě zmíněné CBCT. Snímky z CBCT jsou k vidění na obrázku 3.2. Tento konkrétní snímek zobrazuje řez kochleu, na kterém jsou patrné jednotlivé kochleární závitě včetně umístění některých elektrod [2].

## 4 Postimplantační rehabilitace - pooperační nastavování řečových procesorů

Postimplantační období zahrnuje fázi po operaci a následnou rehabilitaci. Délka tohoto období se u jedinců liší, ale většinou trvá cca půl roku. U prelingválně neslyšících dětí je rehabilitace složitější, zdlouhavá a trvá i roky, zatímco postlingválně hluší pacienti se běžně naučí s KI do půl roku normálně žít [25].

První nastavování KI probíhá již při operaci, kdy dochází k implantaci vnitřní části. Během operace se provádí tzv. telemetrické měření, které zabezpečí správnou funkci implantátu. Kontroluje se, zda nebyly elektrody při implantaci elektrodového svazku poškozeny pomocí měření jejich impedance. Také se provádí kontrolní reakce sluchových center v podobě impulsu vyslaného z implantátu a sleduje se vyvolání třmínkového reflexu [38].



Obr. 4.1: ECAP měření během operace

Měření ECAP ("Electrically evoked compound action potential") je patrné na obrázku 4.1. Toto měření ověřuje, že elektrody v hlemýždi dráždí sluchová vlákna a je patrná jejich odezva na vysílané impulsy. Optimálně by odezva měla být dostatečná u všech kontaktů, aby bylo dosaženo co nejkvalitnějšího sluchového vjemu.

Po samotné operaci nastává fáze rekonvalescence, která trvá přibližně 4 týdny. Je důležité, aby došlo k úplnému zahojení ran a stabilizace implantátu pod kůží. Během této fáze pacienti nemají k dispozici vnější část systému tzn. pacienti nemají připojený vnější audioprocessor a nic neslyší [25].

## 4.1 Série nastavování a parametry řečových procesorů

Přibližně po čtyřech týdnech rekonvalescence nastává aktivace audio procesoru. U aktivace pacient obdrží vnější část KI, tedy samotný vnější audioprocessor a další příslušenství. Příslušenství zahrnuje například dálkové ovládání k procesoru, nabíječku, náhradní baterie, koupací sadu a další drobný náhradní sortiment [25].

Kromě obdržení všeho potřebného dochází k prvnímu zapojení audioprocessoru a tím pádem i k prvnímu nastavování. Před prvním připojením dochází k výběru vhodného magnetu, který je dostatečně silný, aby držel vysílací cívku nad místem implantátu, ale zase ne moc, aby nedocházelo k omezení kožní cirkulace v místě spojení obou částí [49].

Samotné nastavování zahrnuje výběr kódovací strategie a stimulačních prahů. Každý výrobce většinou poskytuje několik kódovacích strategií, které je možno použít. Audiologové ve spolupráci s inženýry většinou volí doporučenou kódovací strategii danou výrobcem. Pokud po měsíci uživatel KI nevidí žádné zlepšení, je možné strategii změnit. Stává se, že pacientovi někdy vyhovuje jiná kódovací strategie než je ta doporučená. Tento postup je však až krajním řešením a je nutné, aby byly vyčerpány všechny jiné možnosti. Pacienti bývají mnohdy netrpěliví a je důležité, aby před změnou strategie byly prvně upraveny stimulační frekvence [49].

Největší důraz v rámci pooperačního nastavování je kladen na nastavení stimulačních prahů, konkrétně na prahovou hodnotu (dále jen THR) a prahovou hodnotu příjemného poslechu (MCL). Oblast mezi THR a MCL se nazývá elektrický dynamický rozsah (EDR). Čím je EDR větší, tím pravděpodobněji lze dosáhnout příznivějších výsledků stimulace. Při každém nastavování nebo mapování vzniká sluchová mapa, která obsahuje aktuální nastavené hodnoty a je uložena v audioprocessoru kochleárního implantátu. Pacient má většinou k dispozici několik map, která může přepínat na základě svých požadavků. Mapy se korigují intenzivně během prvního roku, v dalších letech podle potřeby jedenkrát až dvakrát za rok [13, 23, 49].

### 4.1.1 Prahová hodnota - THR

Prahová hodnota představuje nejtišší elektrický impuls pro každou elektrodu, který je uživatel schopen detekovat. Určování prahových hodnot je u dospělých a starších dětí prováděné podobně jako při tónové audiometrii. Většinou se začíná na nízkých frekvencích, protože většina uživatelů KI, měla před operací alespoň částečně zachované slyšení právě v této oblasti. Jako reference je tedy používán nízkofrekvenční stimul, které by měl být dobře slyšitelný, ale ne nepříjemně hlasitý. Inženýr vysílá do externí části KI bifázický impuls, který je podobný pípnutí. Úkolem uživatele

je dát najevo, zda daný impuls slyšel. Většinou se využívá postupná strategie, buď zvyšující se anebo snižující se, s určitým krokem, který by ale především v případě dalších nastavování neměl být velký, aby bylo nastavování co nejpřesnější. Druhou možností je vysílat pacientovi sérii impulsů (nejčastěji dva až pět) a úkolem pacienta je spočítat, kolik pípnutí slyšel. Tato metoda je vhodná zejména u pacientů s tinitem, jejichž odpovědi bývají častěji falešně pozitivní. Pro tyto pacienty je mnohdy těžké rozlišit impuls od jejich vlastního tinitu. Díky této metodě se uživatel lépe soustředí na určitá pípnutí než na konstantně přítomný tinitus [49].

Může se stát, že pacient místo pípnutí slyší pouze šum nebo šramot. Pokud se tento šum opakovaně vyskytuje v průběhu nastavování, je možné, že stimulace je přiváděna do oblasti se značným poškozením nervových struktur nebo do místa s absencí nervové inervace. Popřípadě je ještě možné, že impulsy jsou přiváděny do oblasti, která nebyla dlouhou dobu nijak stimulována [49].

Někteří výrobci, jako například MED-EL, přestavili kódovací strategie, při kterých není určování prahových hodnot nutné. V tomto případě jsou prahové hodnoty nastavené na nulu nebo na určitou procentuální míru maximálních hodnot příjemného poslechu. Tyto kódovací strategie využijí logaritmické funkce, které rozsah tichých akustických vstupů umístí do vyšší oblasti dynamického rozsahu pacienta k zajištění adekvátní slyšitelnosti. Stále je diskutováno, zda je tato metoda spíše výhodou či nikoliv. V případě atypického dynamického rozsahu by to pro uživatele mohlo představovat horší kvalitu slyšitelnosti. Proto je v některých případech THR hodnoty nutné změřit, než spoléhat na jejich odhad [49].

První nastavování je velice specifické a THR hodnoty se během dalších nastavování mohou měnit. Na prvním nastavování bude pacient pravděpodobně reagovat pouze na vysoké prahové hodnoty. Během dalších nastavování se budou hodnoty postupně snižovat, proto by se THR hodnoty měly během prvního roku života s KI změřit několikrát [49].

#### **4.1.2 Prahová hodnota příjemného poslechu - MCL**

Nastavování maximální hodnoty příjemného poslechu představuje v rámci programování kochleárních implantátů největší výzvu. I u dospělých pacientů je velmi náročné nastavit tyto hodnoty správně, aby poskytovaná kvalita zvuků byla optimální. Podobně jako u nastavení THR hodnot dochází v průběhu jednotlivých mapování ke změnám MCL hodnot. Optimální hodnoty jsou většiny nastaveny v řadě týdnů [49].

Nastavování hodnot MCL je mírně odlišné. Jednou z variant je psychologické mapování pomocí škály hlasitosti. Uživateli je do elektrod nebo elektrody vyslán stimul a úkolem pacienta je na škále označit míru subjektivního vnímání této hlasi-



tosti. Hlasitost je postupně zvyšována až do doby, než bude pacientovi daná úroveň připadat příjemná. Pokud není tato hodnota měřena pro každou elektrodu zvlášť, využívá se interpolace pro odhadnutí hodnot dalších elektrod [49].

Další hojně používanou metodou je postupné globální zvyšování hlasitosti při poslechu mluveného projevu a zvuků prostředí. MCL hodnoty se budou postupně v celém svém rozsahu zvyšovat od hladiny blízké THR hodnotám až do momentu, kdy uživatel shledá vnímané zvuky jako moc hlasité, nepříjemné či ztrácející na kvalitě. Následně budou nastaveny tak, aby uživatel vnímal mluvený projev a zvuky okolí na co nejpříjemnější úrovni. Podle pacientovy potřeby je možné snížit či zvýšit konkrétní hladiny na určitých frekvencích, pokud pacient pociťuje s poslechem určité nedostatky. Je důležité, aby byla hlasitost nastavena stejně v rámci všech frekvencí tzn., že hodnoty MCL nejsou identické, protože hlasitost není vnímána v rámci celého frekvenčního rozsahu stejně. Nízkofrekvenční zvuky jako například samohlásky jsou typicky vnímány hlasitěji než zvuky o vysokých frekvencích [49].

Balancování hlasitosti na jednotlivých frekvencích se provádí pomocí srovnávání hlasitostí na dvou sousedních kanálech zároveň. Je důležité, aby se pacient soustředil opravdu na hlasitost a ne na frekvenci tedy výšku či hloubku tónů [49].

Poslední a také nejvíce objektivní způsob je určování MCL pomocí vyvolávání třmínkového reflexu. Do zvukovodu neimplantovaného ucha je umístěna sonda, která vysílá impuls o určité frekvenci. Pokud je intenzita vysoká dojde k vyvolání třmínkového reflexu. Tato hladina již představuje nepříjemný poslech a je snížena na optimální hodnoty MCL. Za žádnou cenu by hodnoty MCL neměly být nastaveny na hladiny, které vyvolávají stahy třmínkového svalu. Za normálních okolností, tedy v případě běžného mluveného projevu, nedochází k tomuto reflexu u normálně slyšících lidí, proto by k němu nemuselo docházet ani u uživatelů KI. U 30% případů ale nelze tento reflex vybavit z důvodů různých abnormalit středního ucha [49].

## 4.2 Hodnocení míry úspěšnosti rehabilitace

Klíčovým ukazatelem postimplantační rehabilitace jsou audiogramy tónové a řečové audiometrie ve volném poli a zejména jejich srovnání s předoperačními výsledky. Pacient s již nastaveným kochleárním implantátem podstupuje tato vyšetření proto, aby došlo k zhodnocení míry zlepšení porozumění řeči. Tónová audiometrie v tomto případě odhadne zlepšení slyšitelnosti na určitých frekvencích a tedy schopnost pacienta detekovat zvuky. Na rozdíl od tónové audiometrie poskytne řečová audiometrie míru difference mezi jednotlivými zvuky, zvláště slovy, které zní při vyslovování podobně. K tomuto vyšetření se využívá standardizovaná sestava slov tzv. Česká slovní audiometrie, která se skládá z různých sestav známých českých slov respektující rozmanitost českého jazyka [11, 23].

V rámci rehabilitace jsou pacienti v péči nejen audiologů a klinických inženýrů, ale také logopedů. Velmi důležitým faktorem v rámci rehabilitace je délka období, ve kterém pacient vůbec neslyšel. Tato doba následně ovlivňuje jak schopnost porozumění, ale i možnost se plně srozumitelně vyjadřovat [23].

Komunikační schopnosti se většinou hodnotí podle Nottinghamské škály (viz tabulka 4.1, která představuje stupnici od 1 do 7. Toto hodnocení se provádí nejméně 6 měsíců po implantaci [11].

Tab. 4.1: Stupně komunikačních dovedností podle Nottinghamské škály [11]

stupeň klasifikační škály	hodnocení
0	nevnímá žádné zvuky
1	reaguje na zvuky
2	reaguje na zvuky řeči
3	rozlišuje okolní zvuky
4	rozlišuje některé zvuky řeči
5	rozumí běžným frázím bez odezírání
6	rozumí běžné konverzaci bez odezírání
7	komunikaci po telefonu

Nejdůležitější je, aby uživatel svůj KI využíval po celý den a byl s ním spokojen. Za úspěšnou rehabilitaci považujeme sérii kroků, které uživatel splňuje [30].

Mezi tyto dovednosti řadíme [30]:

1. schopnost rozeznat slabé hluboké i vysoké zvuky
2. zvuky nejen identifikovat ale i rozlišovat
3. rozumět pokynům a otázkám
4. konverzovat bez nutnosti odezírání
5. zlepšovat se v rozpoznávání melodie rytmu
6. vykazovat pokroky ve srozumitelnosti vlastní řeči
7. telefonovat s implantátem
8. poslouchat hudbu a hrát na hudební nástroj

## 5 Základy statistické analýzy

Kapitola se zabývá přehledem nejčastěji používaných parametrických a neparametrických testů a metod korelační analýzy.

### 5.1 Základní popisná statistika

Základní popisná statistika je založena zejména na charakteristice polohy a variability. Tyto popisné statistiky slouží k získání základního náhledu na analyzovaná data. Mohou být také využity k další analýze nebo k posouzení normality dat[17],[36].

Z charakteristik poloh určujících míru centrální tendence se nejčastěji využívá průměr, modus a medián. Charakteristika variability zachycuje především rozptyl hodnot. Zde byly využity charakteristiky jako směrodatná odchylka, rozsah, rozptyl, maximum a minimum[17],[36].

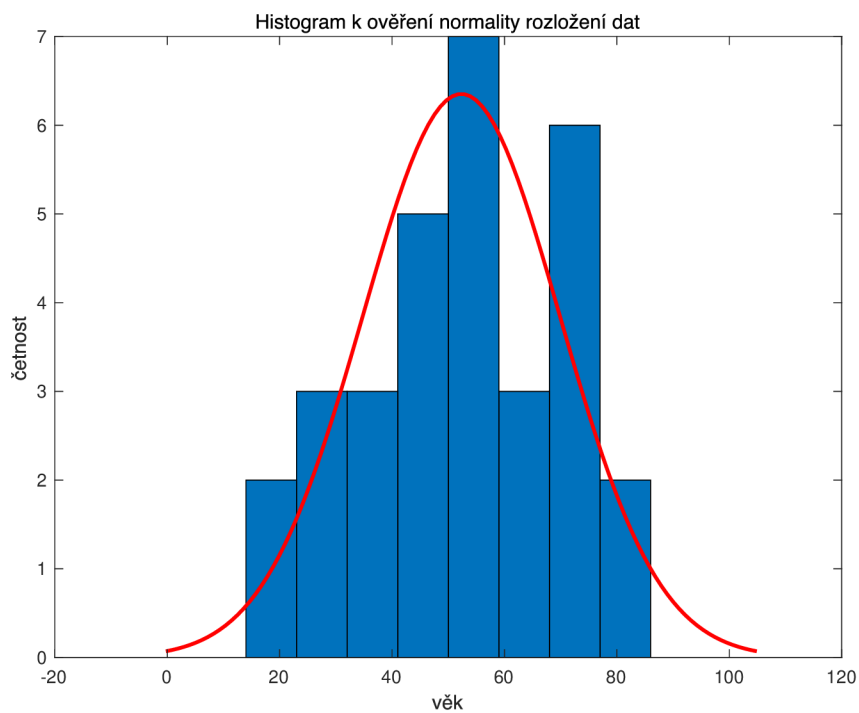
Popisná statistika byla využita k analýze četnosti nebo procentuálnímu podílu. Z výsledků vzešlo kolik % tvoří muži či ženy, jaký je průměrný věk implantace nebo, které elektrody jsou více využívány. Výsledky jsou zpracovány v tabulkách případně vizuálně pomocí vhodných grafů[17],[36].

### 5.2 Testy normality rozložení dat

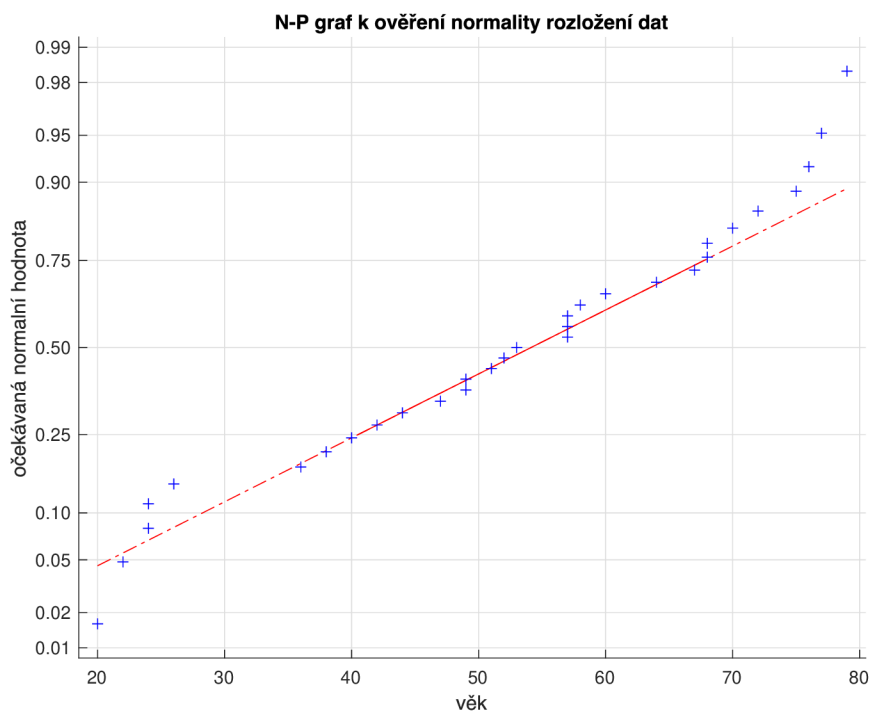
Testy normality slouží k posouzení rozložení dat. Normální rozdělení, také známé jako Gaussova křivka popisuje pravděpodobnost rozdělení náhodné spojité veličiny na základě dvou parametrů - střední hodnoty a rozptylu. Normalita je předpokladem řady statistických testů a na základě jejich výsledků se rozhoduje mezi výběrem parametrických či neparametrických testů nebo typem korelace[17],[36].

Normalitu dat lze ověřit vizuálně nebo pomocí testů. Vždy je dobré ověřit normalitu pomocí obou postupů, protože ne vždy mohou pouze testy odhalit případně odlehle hodnoty atd. Vizuálně se hodnotí zejména tvarové rozložení dat. V tomto případě se nejčastěji používají histogramy a N-P ("Normal probability") grafy popř. boxploty[17],[36].

Histogram na obrázku 5.1 zobrazuje rozložení dat proměnné věk s Gaussovskou křivkou naznačující optimální průběh normality.



Obr. 5.1: Histogram ověřující normalitu rozložení dat



Obr. 5.2: N-P graf ověřující normalitu rozložení dat

N-P graf tzv. normálně pravděpodobností graf na obrázku 5.2 znázorňuje normální rozložení dat podél přímky. Optimálně by měly všechny body ležet na přímce, anebo se jí co nejvíce blížit.

Vhodnější a věrohodnější jsou testy normality, které testují nulovou hypotézu, že není rozdíl mezi zpracovávaným rozložením dat a normálním rozložením. V případě této analýzy byl využit Shapirův-Wilkův test (SW test), který má dostatečnou sílu testu i v případě malých testových souborů, ale existuje celá řada testů pomocí nichž lze normalitu ověřit[17].

## 5.3 Testování hypotéz

Statistické hypotézy představují tvrzení, které lze na základě statistických metod ohodnotit. Rozlišují se dvě základní hypotézy - nulová  $H_0$  a alternativní  $H_A$ . Nulová hypotéza představuje opak alternativní, která chce něco experimentálně prokázat a nulovou hypotézu popřít. Platnost hypotéz se ověřuje pomocí statistických testů, které buď nulovou hypotézu zamítají nebo přijímají, přesněji řečeno nezamítají [17], [36].

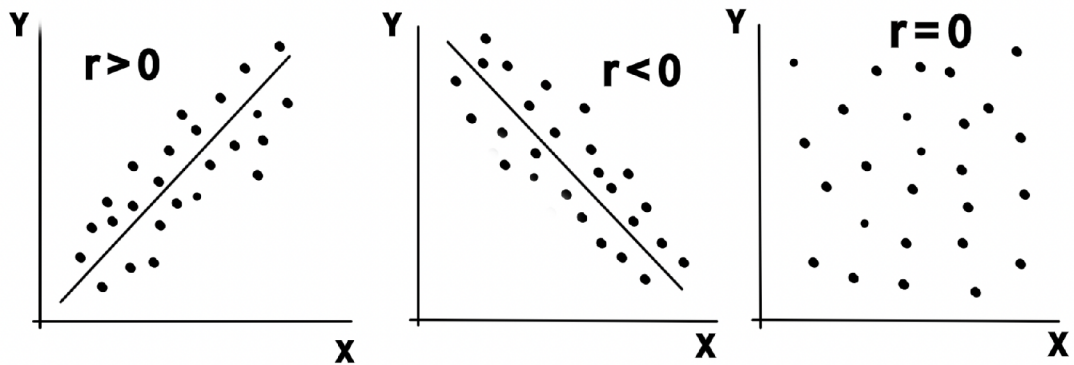
Rozhodování o platnosti nulové hypotézy je spojeno se dvěma typy chyb, které se standardně označují jako chyba I. a II. typu. Pravděpodobnost chyby I. druhu je dána falešnou pozitivitou testu, tedy případem o falešném zamítnutí nulové hypotézy. Chyba II. druhu souvisí s falešně negativním závěrem testu, kdy nezamítáme nulovou hypotézu, která ovšem ve skutečnosti neplatí [17],[36].

Chyba I.druhu je považována za důležitější, a proto se snažíme ji eliminovat na přijatelné minimum. Za statisticky významné hranice jsou považovány hranice 5% ( $\alpha = 0,05$ ) a 1% ( $\alpha = 0,01$ ). Jedná se o hladiny významnosti, na které mohou být statistické testy prováděny[17].

Platnost nulové hypotézy lze ověřit dvěma způsoby a to konkrétně pomocí porovnání hodnoty testové statistiky s kritickou hodnotou anebo srovnání p-hodnoty s hladinou významnosti, na které byl test proveden. Obě hodnoty se získávají při výpočtu statistického testu[17].

## 5.4 Korelace

Základem korelace je hodnocení vztahů mezi dvěma spojitými proměnnými u nichž není nutně předpokládána závislost. Nejjednodušší formou vizualizace dvou proměnných je bodový XY graf. Z této vizualizace lze odhadnout, zda proměnné rostou (kladná korelace), klesají (záporná korelace) nebo zda jsou bez korelace. Na obrázku 5.3 jsou znázorněny případy kladné, záporné a nulové korelace[17].



Obr. 5.3: Typy korelací

Míru kvantifikace vztahů mezi veličinami popisuje korelační koeficient ( $r$ ). Rozlišujeme dva typy - Pearsonův korelační koeficient, který je parametrický a Spearmanův korelační koeficient, který hodnotí míru závislosti pořadí hodnot (neparametrický). Korelační koeficient nabývá hodnot v intervalu od -1 do 1. Testuje se nulová hypotéza o nezávislosti proměnných  $X$  a  $Y$  ( $r = 0$ ), oproti alternativní, která nezamítá závislost mezi daty ( $r \neq 0$ ). Testování hypotéz probíhá pomocí výpočtu testové statistiky a srovnání s  $p$  - hodnotou[17].

Vzorec pro výpočet korelačního koeficientu[17]:

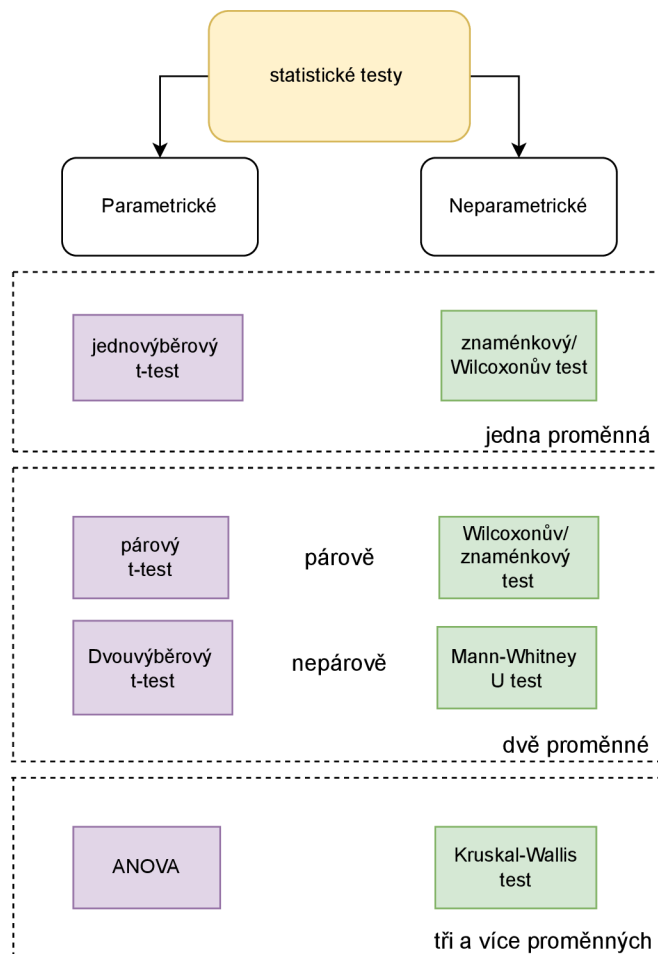
$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (5.1)$$

kde  $\bar{x}$ ,  $\bar{y}$  jsou výběrové průměry,  $x_i$ ,  $y_i$  jsou hodnoty proměnných. Pro výpočet Spearmanova korelačního koeficientu se využívá stejný vzorec 5.1 s tím rozdílem, že se pozorované hodnoty nahradí pořadím hodnot a výběrové průměry se nahradí průměrným pořadím hodnot[17].

## 5.5 Parametrické a neparametrické statistické testy

Statistické testy vyjadřují závislost spojitých a kategoriálních dat. Rozdíl mezi parametrickými a neparametrickými testy je v jejich samotné síle. Parametrické testy mají své předpoklady, které je nutné dodržet. Při dodržení těchto předpokladů vykazují parametrické testy vyšší statistickou sílu. Hlavním předpokladem v případě použití těchto typů testů je normalita rozložení dat. Pokud nelze tento předpoklad dodržet, používají se pro asymetrická data neparametrické testy, které uvažují prosté pořadí hodnot. Dochází k redukci informací původních datových hodnot a statistická síla testu je tedy menší[17],[36].

Přehled všech statistických testů je na diagramu 5.4. Testy jsou rozděleny na parametrické a neparametrické a podle počtu porovnávaných proměnných na jeden, dva nebo tři a více výběrů.



Obr. 5.4: Přehled parametrických a neparametrických statistických testů

Jednovýběrový parametrický t-test srovnává průměr proměnné se statisticky významnou hodnotou (hypotetickým průměrem), tzn. například světový věkový průměr kochleární implantace s průměrem pacientů implantovaných ve Fakultní nemocnici u Svaté Anny. Ze statistického hlediska jde o ověření, zda vzorek pochází z rozdělení se stejnou střední hodnotou jako tomu je u předpokládané konstanty. U neparametrické varianty, jednovýběrového Wilcoxonova testu, se jedná o srovnávání mediánu namísto střední hodnoty. Předpokladem je tedy normalita rozložení dat okolo mediánu. V případě, že nelze tento předpoklad dodržet, lze použít jednovýběrový znaménkový test, který má nižší sílu testu než test Wilcoxonův, protože neuvažuje pořadí hodnot, ale využívá pouze fakt, zda je hodnota vyšší nebo nižší než medián[17],[36].

Rovnice výpočtu testové statistiky jednovýběrového t-testu[17]:

$$t = \frac{\bar{x} - \mu_0}{s} \cdot \sqrt{n} \quad (5.2)$$

kde  $\bar{x}$  je aritmetický průměr testovaného souboru,  $\mu_0$  je předpokládaná konstanta,  $s$  je rozptyl a  $n$  je počet hodnot[17].

U dvouvýběrových testů záleží nejen na normalitě rozložení dat dvou výběrů, ale také faktu, zda jsou data párová či nikoliv. Párová data představují dvě na sobě závislá rozložení hodnot, zatímco u nepárových dat se jedná o nezávislé výběry. Oba výběry musí mít stejný počet spárovaných hodnot. U parametrických testů je předpoklad normality diferencí dat, protože se při samotném výpočtu jedná o rozdíly hodnot (diference). Druhým předpokladem je také shodnost rozptylů ve skupinách, což lze ověřit například F-testem. Pokud nejsou oba předpoklady splněny, nelze průměry obou skupin porovnávat a je nutno použít neparametrický ekvivalent[17],[36].

Vzorec F-testu o předpokladu shodnosti rozptylu [36]:

$$F = \frac{s_1^2}{s_2^2} \quad (5.3)$$

kde  $s_1^2$  a  $s_2^2$  jsou rozptyly výběru. Jedná se tedy o poměr rozptylů skupin [36].

Rovnice parametrického nepárového t-testu[17]:

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{(n_1-1)s_1^2 + (n_2-1)s_2^2}{n_1+n_2-2} \cdot \left(\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}\right)}} \quad (5.4)$$

kde  $\bar{x}$  je aritmetický průměr testovaných souborů,  $s$  je rozptyl a  $n$  je počet hodnot[17].

Rovnice parametrického párového t-testu[17]:

$$t = \frac{\bar{x} - 0}{s} \cdot \sqrt{n} \quad (5.5)$$

kde  $\bar{x}$  je aritmetický průměr diferencí,  $s$  je rozptyl a  $n$  je počet hodnot. Nejčastěji se testuje rozdíl oproti nule, lze si však stanovit jinou hodnotu[17].

Neparametrickými alternativami jsou pro párové výběry Wilcoxonův a znaménkový test a pro nepárové proměnné Mann-Whitney U test. Podmínky jsou obdobné jako u neparametrických párových variant jednovýběrových testů. Wilcoxonův test opět předpokládá symetřicitu skupin kolem mediánu. Nelze ho použít na ordinální data, protože se v průběhu výpočtu párové hodnoty od sebe odečítají a pořadí se určuje podle absolutních hodnot rozdílů. Statistický méně silný znaménkový test uvažuje pouze počet kladných či záporných rozdílů. Nepárový Mann-Whitney U test, který lze použít i pro ordinální data. Stejně jako ostatní neparametrické testy počítá s pořadím hodnot a to konkrétně tak, že pokud si jsou dva výběry podobné, bude podobný i součet jejich pořadí[17].



Rovnice Man-Whitneyova testu[17]:

$$U_1 = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_1(n_1 + 1)}{2} - T_1 \quad (5.6)$$

$$U_2 = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_2(n_2 + 1)}{2} - T_2 \quad (5.7)$$

$$U = \min(U_1, U_2) \quad (5.8)$$

kde  $n$  je počet hodnot skupiny a  $T$  je součet pořadí hodnot výběru[17].

Analýzu tří a více proměnných provádíme pomocí parametrického ANOVA testu nebo neparametrického testu Kruskal-Wallis. ANOVA, neboli analýza rozptylu, má několik předpokladů, které je nutné před provedením testu ověřit. Kromě ověření normality rozložení dat ve skupinách patří mezi další předpoklady nezávislost skupin a homogenita rozptylů skupin. Shodnost rozptylů lze otestovat pomocí Levenova testu nebo Bartlettova testu. Pomocí ANOVy se zjišťuje, zda dochází k odlišnosti alespoň jedné skupiny od ostatních. Pokud se alespoň jedna skupina liší, provádí se tzv. mnohonásobné porovnání mezi všemi skupinami. Mezi mnohonásobné porovnávací testy patří např. Tukey HSD nebo Bonferonniho metoda. Tukey HSD je vhodný pro balancovanou jednofaktorovou ANOVu se stejně velkými skupinami dat[17].

Vzorec pro Levenův test předpokladu homogenity rozptylu [46]:

$$W = \frac{(N - k) \sum_{i=1}^k N_i (\bar{Z}_i - \bar{Z})^2}{(k - 1) \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{N_i} (Z_{ij} - \bar{Z}_i)^2} \quad (5.9)$$

kde  $N$  je celkový počet vzorků,  $N_i$  je počet  $i$  skupiny,  $k$  je počet skupin,  $\bar{Z}_i$  je aritmetický průměr  $i$  skupiny a  $Z_{ij}$  se mimo jiné může počítat jako rozdíl absolutní hodnoty  $Y_{ij}$  a aritmetického průměru  $i$  skupiny  $\bar{Y}_i$  [46].

Vzorec pro jednofaktorový ANOVA test[17]:

$$F = \frac{s_A}{k - 1} \cdot \frac{n - k}{s_e} \quad (5.10)$$

kde  $s_A$  je variabilita mezi skupinami,  $s_e$  je variabilita v rámci jednotlivých skupin,  $k$  je počet skupin a  $n$  je počet hodnot[17].

Kruskal-Wallis představuje neparametrickou alternativu analýzy rozptylu. Funguje podobně jako Mann-Whitneyův test jen s tím rozdílem, že porovnává více než dvě skupiny. Pokud se požadujeme interpretace výsledku ve formě mediánu nebo průměru, musí se předpokládat stejný tvar rozložení ve všech skupinách[17].

Rovnice testu Kruskal-Wallis[17]:

$$Q = \frac{12}{n \cdot (n + 1)} \cdot \sum_{j=1}^k \frac{T_j^2}{n_j} - 3(n + 1) \quad (5.11)$$

kde  $T_j$  je součet pořadí pro jednotlivé výběry,  $n$  je počet hodnot a  $n_j$  je počet hodnot výběru[17].

## 6 Přehled zkoumaných statistických závislostí

Statistická analýza měřitelných dat v rámci kochleární implantace může přinést spoustu užitečných výsledků, které mohou lékařům, audiologům a klinickým inženýrům poskytnout důležité informace. Pomocí statistické analýzy lze kochleární implantace dále vyvíjet a inovovat.

### 6.1 Základní demografické statistické údaje

#### 6.1.1 Věk

Mezi základní prováděné statistické analýzy řadíme závislosti věku nebo pohlaví na výsledných pooperačních výkonech audiogramů či parametrech řečových procesorů. Těmito závislostmi se zabývá například egyptská studie "Statistical Analysis of Various Factors Affecting the Results of Cochlear Implantation [52]", která se věnuje právě závislosti věku na pooperačním výkonu. Výsledky studie ukázaly, že nebyla potvrzena závislost mezi věkem implantace a pooperačními výsledky rozlišování slov či zlepšení/zhoršení sluchových prahů [52].

Statistická analýza zahrnovala posouzení normality rozložení dat pomocí Shapiro - Wilkova testu a grafických testů zahrnujících Q-Q grafy a histogramy. Deskriptivní statistika zahrnovala výpočet průměrů včetně standardní odchylky. Korelace závislosti věku na pooperační prahových hodnotách a výsledcích řečových audiometrií neprokázala pomocí Pearsonova a Spearmanova koeficientu přímou ani nepřímou závislost [52].

Další studie, která se mimo jiné věnovala i posouzení možné závislosti věku na výsledcích pooperační tónové a řečové audiometrie, je analýza přímo z brněnského implantačního centra u svaté Anny [11]. Zde byli pacienti rozdělení do tří skupin podle věku - do 50 let, mezi 50 lety až 65 lety a nad 65 let. Po testech normality a posouzení shody rozptylů byla k posouzení závislosti použita jednofaktorová analýza rozptylu (ANOVA). Výsledky neprokázaly signifikantní závislost mezi věkem a klesající efektivitou kochleární implantace byť na základě analýzy mediánu řečové audiometrie je v kategorii nad 65 lety patrný pokles o 10% oproti zbylým skupinám [11].

#### 6.1.2 Pohlaví

Z většiny studií také vyplývá, že ženy a muži tvoří statisticky podobně zastoupené celky. Brněnskou studii tvořilo například 57% žen [11], pouze o procento méně tedy

56% žen udává německá studie, která analyzovala 638 uživatelů [31]. Tato studie se dále zabývala korelací mezi pohlavím a výsledcích různých typů řečových testů. Bylo odhaleno, že pohlaví může mít na výsledný efekt KI vliv. Výsledky mužů naznačovaly, že jejich výkon v komplexní poslechové situaci (mluvený projev s přítomným hlukem) byl mírně lepší, než u žen [31].

## 6.2 Statistické analýzy na základě audiologických a anatomických dat

### 6.2.1 Korelace převážně s audiologickým daty

Důležitým ukazatelem úspěšnosti kochleární implantace jsou výsledky audiologických testů, proto se i většina statistických analýz zabývá tematikou korelací právě s audiologickými výsledky pacientů.

Zajímavou korelaci přináší již výše zmíněná studie z Egypta (6.1.1). Ta se mimo jiné zabývala závislostí mezi délkou velmi těžké nedoslýchavosti či úplné hluchoty a výsledky pooperačních sluchových prahů. Studie potvrdila významnou lineární korelaci mezi délkou hluchoty a zvýšenými respektive zhoršenými průměrnými sluchovými prahy. Statistická analýza byla provedena pomocí Pearsonova korelačního koeficientu, jenž korelaci potvrdil. Vizuálně byla závislost znázorněna pomocí korelačního diagramu, který lineární trend potvrdil [52].

Statistickým významným ukazatelem se stala i anamnéza respektive možnost vlivu genetických testů či předchozích nemocí na pooperační výsledky. Tomuto tématu se například věnuje univerzitní lékařská japonská studie [51]. Genetické testování bylo provedeno u všech 44 pacientů a z toho se u poloviny podařilo odhalit příčinu ztráty sluchu. U devatenácti pacientů byla diagnostikována právě genetická příčina (mutace různých genů). Konkrétně tři geny CDH23, MYO7A a MYO15A, které jsou spojované s funkcí stereocilií, na základě analýzy pomocí Mann-Whitneyova testu prokázaly u pacientů lepší pooperační výsledky sluchových prahů. Lze tedy prokázat závislost mezi mutacemi určitých typů genů a následných pooperačních výsledcích. Naopak brněnská studie (6.1.1), která také prováděla statistickou analýzu na základě anamnestických údajů žádné korelace neprokázala. Je ale nutné podotknout, že byla použita jiná méně konkrétní anamnestická data a analýza byla provedena parametrickým dvouvýběrovým t-testem [11, 51].

Rutinně se po implantaci KI analyzují také hodnoty THR, MCL či EDR v závislosti na pooperačním výkonu. Tímto tématem se zabývala například švýcarská studie [42] z Curychu. Studie pomocí statistické analýzy na základě výsledků Spearmanova korelačního koeficientu potvrdila či vyvrátila následující závislosti. Hodnoty THR

a EDR nekorelují nikterak se skórovacími testy řečové audiometrie, zatímco hodnoty MCL korelaci prokázaly. Hodnota Spearmanova korelačního koeficientu byla ale poměrně nízká, což naznačuje, že variabilita výsledků je nízce předvídatelná.

Naopak holandská studie [3] zabývající se analýzou podobných parametrů prokázala, že širší EDR koreluje s lepšími výsledky řečové audiometrie v tichém i hlučném prostředí. Také THR hodnoty v případě skupiny uživatelů s časným nástupem těžkého poškození sluchu prokázaly korelaci s výsledky řečové audiometrie. V tomto případě se bohužel jednalo o korelaci negativní, tedy vyšší hodnoty THR byly asociovány s horšími pooperačními výsledky. Statistické testy byly provedeny na základě Pearsonova korelačního koeficientu a srovnání skupin proběhlo pomocí nepárového dvouvýběrového t-testu.

## 6.2.2 Korelace mezi anatomickými a audiologickými daty

Americká studie ze Severní Karoliny [1] se věnovala možné korelaci mezi délkou/typem elektrody (a tedy úhlovým zasunutím v hlemýždi) a odchylkou umístění konkrétní elektrody od frekvenčního uložení v hlemýždi. V této studii se poukazuje na fakt, že elektrody KI přiřazují frekvenční informace na základně umístění konkrétní elektrody v hlemýždi bez uvážení intrakochleárních pozic rozložení frekvencí. To vede k odchylkám mezi správným umístěním elektrody a specifické tonotopické struktúře, což může negativně ovlivnit porozumění řeči. Pacienti podstoupili po kochleární implantaci CT a pomocí následné analýzy v programu OTOPLAN bylo možné stanovit pozice elektrod na základě úhlového zasunutí svazku. Rozmístění elektrod podpořilo tonotopické rozložení buněk spirálního ganglionu. Na základě těchto informací byla vypočítána odchylka frekvence od místa uložení elektrody na 1500 Hz. Pomocí ANOVA testu byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi typem elektrody a mírou nesouladu uložení elektrody a příslušné frekvence. Kratší elektrody vykazovaly obecně vyšší míru nesouladu. Následně byla zkoumána korelace pooperační řečové audiometrie a odchylky výše zmíněného nesouladu. Byla potvrzena negativní korelace, která ale byla výrazně ovlivněna pěti pacienty s nejvyšší mírou nesouladu. Po korekci se dospělo k závěru, že uživatelé jsou schopni odchylky při porozumění řeči tolerovat. Následně ale bylo zjištěno, že v korelaci s věkem a vyšší odchylkou nesouladu pozice elektrody s frekvenčním rozložením dochází ke zhoršení výsledků řečové audiometrie v krátké době po operaci [1].

Podobnou závislostí se zabývala i jiná německá studie [34], která pomocí Pearsonova korelačního koeficientu potvrdila statisticky významnou korelaci mezi nesouladem pozice elektrody a frekvence s výsledky porozumění řeči (s přítomným šumem) po 6 měsících od implantace. Výsledky po 12 měsících přítomnost korelace ale vyloučily [34].

Již dlouho studovaným parametrem, který lze dnes jednoduše spočítat pomocí softwaru OTOPLAN je CDL neboli délka *ductus cochlearis* a jeho pokrytí elektrodovým svazkem. Korelaci délky na výsledném pokrytí hlemýždě se zabývá studie z německého Rostocku [35], která potvrdila statisticky významnou negativní korelaci mezi délkou a celkovým pokrytím. Ze studie vyplývá, že čím delší kochlea je, tím menší je výsledné pokrytí. To je pravděpodobně způsobeno tím, že elektroda dosáhne bazilární membrány a další zasouvání by mohlo způsobit traumatické poškození vnitřní struktury. Také to může být ovlivněno omezenou délkou elektrody. Tyto parametry byly následně analyzovány v korelaci s výsledky řečové audiometrie, ale ani u délky nebo pokrytí nebyla zjištěna závislost a to i při rozdělení dat do dvou různých skupin. Je ale nutné podotknout, že průměrné pokrytí v této studii činilo 90%, což je jedno z největších možných pokrytí, a proto nebyla statisticky významná korelace nalezena. Závěrem z této studie vyplývá, že pokud dosáhneme určitého pokrytí, není již nikterak signifikantní toto pokrytí zvyšovat, neboť to nemá na výsledky řečové audiometrie vliv [35].

Naopak jiné studie věnované tomuto tématu (korelace CDL a výsledky řečové audiometrie) závislost potvrzují a nabádají k dalšímu zkoumání této korelace. Například australská studie potvrdila statisticky významnou korelaci mezi CDL, širším poloměrem bazálního závitu a pooperačními výsledky u skupiny pacientů, kteří dostali kratší elektrodový svazek [29]. Nikterak to ale nesouviselo s úhlem zasunutí svazku, což je také často diskutované. Korelaci mezi hlubším úhlem zasunutí svazku a lepšími výsledky řečové audiometrie potvrdila například studie z Rakouska [16]. Ta u pacientů postupně zapojovala i apikálně uložené elektrody, aby prokázala, že i elektrody, které se nachází za 25mm délky hlemýždě mohou dráždit neurální elementy kochley a dokonce tím zlepšovat pooperační výsledky. Podobných výsledků dosahuje německá analýza z Frankfurtu [18], která stejně jako rakouská studie potvrzuje výhody hluboké angulární inzerce u pacientů, kteří nemají zbytkové slyšení. Analýza byla provedena za pomoci testu normality (Shapiro-Wilkův test) a Pearsonova korelačního koeficientu. Skupiny byly analyzovány buď na základě Studentova *t*-testu nebo pomocí ANOVA testu. Zajímavým poznatkem této studie je také fakt, že naopak pacienti se zbytkovým slyšením mají zisk naopak z menšího úhlu zasunutí svazku a jsou spíše indikováni k implantaci EAS.

Obdobných výsledků jako výše zmíněné studie dosahuje americká studie z Tennessee [37]. Ta dokonce dosahuje silné pozitivní korelace mezi úhlovým zasunutím svazku a pooperačních výsledcích skórovacího testu a to při statistické hladině významnosti 0,001. Jedním z vysvětlení pro tuto korelaci je fakt, který souvisí s tonotopickým uspořádáním hlemýždě. Je možné, že při větším úhlovém zasunutí svazku dochází k přesnějšímu umístění elektrod v rámci tonotopického rozložení neurálních elementů, což zlepšuje pooperační výsledky při audiometrických testech.

## 6.3 Vyvození závěrů a možných hypotéz z rešerše statistických analýz

Literární rešerše v oblasti využití statistických testů v rámci analýzy dat v oblasti kochleárních implantací je v celku rozsáhlá, ale neposkytuje zdaleka jednotné výsledky. Lze říci, že cca 50% studií určené hypotézy potvrdí, zatímco druhá půlka studií je vyvrátí. Tyto rozmanité výsledky mohou být způsobeny různými faktory, kterými jsou jednotlivé studie ovlivňovány. Záleží například na počtu zkoumaných pacientů, zahrnutého časového období, na typech kochleárních implantátů a mnoha dalších faktorech.

Obecně lze konstatovat, že statistické studie byly analyzovány pomocí základních parametrických a neparametrických testů s důrazem kladeným na základní popisnou statistiku. Většina testů také probíhala na statisticky významné hladině 95%.

Co se týče formování možných hypotéz, lze v podstatě formulovat jakákoliv tvrzení, protože existuje spousta nedostatečně potvrzených závislostí. Hypotézy lze formulovat jak na základě dostupných jednoduchých anamnestických údajů, tak i složitější závislosti, které by mohly přinést zajímavé statistické výsledky a poskytnout důležité informace pro další vývoj.

Na základě dostupných klinických dat z ORL kliniky ve FN U Sv. Anny a s ohledem na provedenou literární rešerši lze formulovat následující hypotézy:

1. Závislost věku/pohlaví na pooperačních výsledcích
2. Vliv anamnézy na pooperační výsledky
3. Závislost anatomie kochley (CDL, poloměr) na pooperačních výsledcích a nastavovaných parametrech
4. Vliv hloubky úhlového zavedení elektrodového svazku na pooperačních výsledcích
5. Závislost konkrétního uložení elektrod na pokrytí kochley a pooperačních výsledcích
6. Vliv délky elektrodové svazku a jeho případné dislokace na pooperační výsledky
7. Vliv nastavených hodnot (THR, MCL, EDR) na pooperační výsledky
8. Závislost míry poškození sluchu na pooperačních výsledcích
9. Vliv délky hluchoty na pooperační parametry a výsledky rehabilitace

Pooperačními výsledky jsou míněny převážně hodnoty tónových a řečových audiometrií.

## 7 OTOPLAN software

OTOPLAN je medicínský software, který slouží k zobrazování lékařských snímků a dat v rámci otologických výkonů. Pomocí OTOPLANu lze vizualizovat preoperační plánování a postoperačně analyzovat kvalitu lékařského výkonu. Software umožňuje 3D anatomické rekonstrukce včetně využití rozměrovacích geometrických nástrojů, které usnadňují analýzu daných struktur [39, 40].

Z hlediska potřeb využití pro tuto práci jsou nutné znalosti ovládnutí 2D a 3D rekonstrukcí vnitřního ucha, konkrétně kochley a přilehlých okolních struktur (např. temporální kost) v rámci preoperačního plánování. OTOPLAN dále poskytuje preoperačně i postoperačně elektrodový vizualizační audiogram. Jedná se o kombinaci radiologických dat s audiologickými daty, které umožňují vizualizaci elektrodového svazku v konkrétním hlemýždi. Dále je možné predikovat úhlovou hloubku zasunutí svazku či tonotopické centrální frekvence podle Greenwoodovy funkce. Pomocí OTOPLANu je také možné porovnat umístění jednotlivých typů elektrod od společnosti MED-EL a posoudit tak, který svazek se jeví jako nejvhodnější [40].

### 7.1 Funkce programu

Program umožňuje jednoduché načtení obrazových dat v DICOM formátu včetně stáhnutí přímo z databáze PACS, se kterou lze software propojit. Každý data-set je opatřen názvem, ID, datem akvizice, typem modality a počtem snímků [39].

Software poskytuje čtyři základní roviny pozorování - sagitální, axiální, koronární a celkový 3D pohled. Navigace v rámci rovin je poskytována pomocí zaměřovacího kříže (skládajícího se z barevných čar), šipek nebo myši. Pomocí těchto pomůcek lze snímky v jednotlivých rovinách otáčet podle potřeby. Dále má program možnost přiblížení nebo oddálení. Důležitým využívaným prvkem je 2D pravítko, které umožňuje na dvojrozměrných snímcích změřit vzdálenost. Je také možné měřit vzdálenost na 3D snímcích. Při analýze 3D snímků je také přítomné měřítko sloužící pro aproximaci vzdáleností[39].

OTOPLAN obsahuje ve svém menu sekci "Cochlea", která se věnuje kochleárním parametrům, segmentaci (3D vizualizaci hlemýždě), kostnímu převisu či specifikacím kruhového okénka, kterým je veden elektrodový svazek. Nejprve se v rámci analýzy kochley iniciují roviny pozorování. Zaměřovací kříž by měl být umístěn tak, aby jeho střed nacházel v modiolu s tím, že červené čáry kříže procházejí bazálním závitem a modré čáry centrem okrouhlého okénka. Mezi prvními parametry se definují kochleární průměr, šířka a výška. Průměr se měří pomocí zelené čáry, jejíž střed se uloží do okrouhlého okénka a následně se přesune do nejvzdálenějšího opozičního bodu laterální stěny. Šířka se měří pomocí modrých čar kříže a délka pomocí čar

červených, podobně na základě umístování kříže do konkrétních bodů. Na základě těchto parametrů program dopočítá pomocí rovnice délku *ductus cochlearis* (CDL) na úrovni Cortiho orgánu [39].

Rovnice pro výpočet CDL 7.1 vychází z měření průměrů (parametr A) a šířky bazálního kochleárního závitů (parametr B). Využívaná metoda pro výpočet vychází z ECA algoritmu, tedy z elipticko-kruhové aproximace pacientovy specifické délky bazálního závitů. Tento algoritmus využívá dva kroky. Nejprve se počítá délka bazálního závitů na úrovni laterální stěny, tzv. BTL(LW) [43]:

$$BTL_{LW} = 1,18A + 2,69B - \sqrt{0,72AB} \quad (7.1)$$

Druhým krokem algoritmu je reprezentace CDL pro jakýkoliv kochleární úhel jako procento délky bazálního závitů  $p_{BTL}$  [43]:

$$CDL_{LW\theta} = p_{BTL\theta} \cdot BTL_{LW} \quad (7.2)$$

Tento výpočet je dále využit k predikci délky kochley (CDL) a tedy i k optimálnímu zvolení délky elektrody [43].

Je usuzováno, že elektrodový svazek leží cca 0,35mm až 0,5mm (podle zvoleného algoritmu) daleko od laterální stěny, proto se při výpočtu odhadu vhodného celkového úhlu zasunutí elektrody používá modifikovaný výpočet zahrnující tuto odchylku [24].

Modifikovaný výpočet délky bazálního závitů vypadá následovně. [24]:

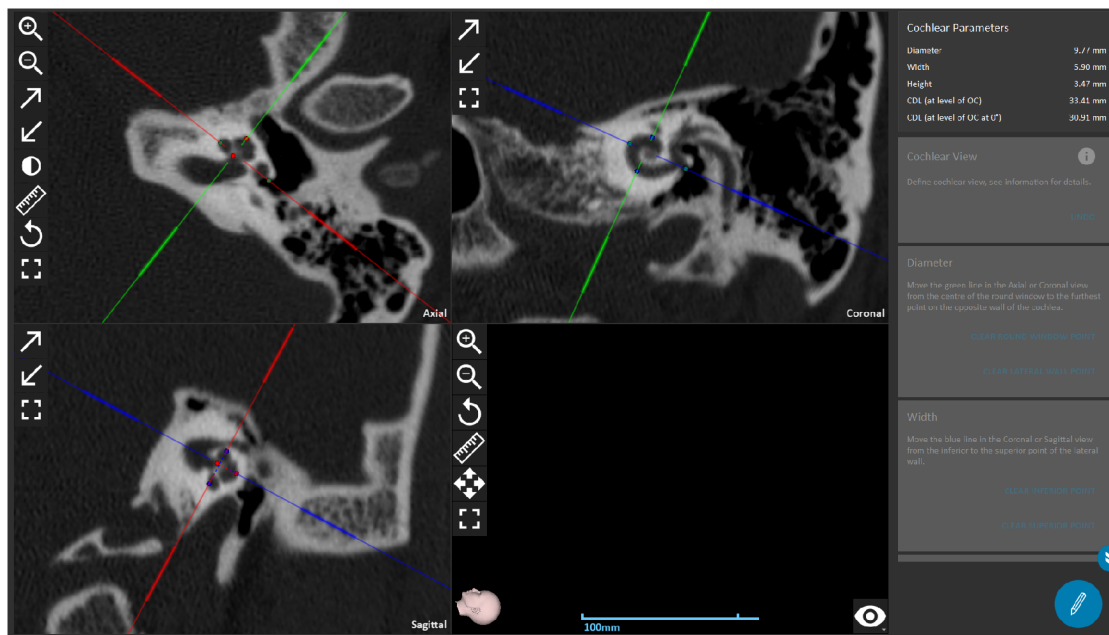
$$BTL_{OC} = 1,18(A - 1) + 2,69(B - 1) - \sqrt{0,72(A - 1)(B - 1)} \quad (7.3)$$

Rovnice délky celého hlemýždě na úrovni Cortiho orgánu [24]:

$$CDL_{OC} = (1,71 * (1,18(A - 1) + 2,69(B - 1) - \sqrt{0,72(A - 1)(B - 1)} + 0,18) + 1,58) \quad (7.4)$$

Kochleární parametry představují nejdůležitější základ pro další analýzu a je nezbytné jejich rozměření vždy provést. Postup určování je naznačen na obrázku 7.1 [39].





Obr. 7.1: Ukázka měření kochleárních parametrů pomocí zaměřovacího kříže

Další možnou analýzou je 3D rekonstrukce kochleý, která vychází ze segmentace. Pomocí nastavení intenzity kochleárních struktur, které se barví červeně, se vykreslí 3D model hlemýždě. 3D rekonstrukci lze například využít v případě vizualizace malformované kochleý k lepší prostorové orientaci. Kromě kochleý je možné provést 3D rekonstrukci oblasti temporální kosti, tzv. kostěného převisu, který se musí před vložením svazku zbrousit. Tato rekonstrukce se provádí automaticky po označení oblasti spánkové kosti na snímcích. Opět lze využít možnost změny kontrastu s tím rozdílem, že kostní struktury se v OTOPLANu barví šedě [39].

Při předoperačním plánování poskytuje OTOPLAN informace o typu vybrané elektrody. OTOPLAN má ve své nabídce elektrody od firmy MED-El a to konkrétně typy FLEX, FORM a CLASSIC v různých délkách. FORM elektrody jsou využívány v případě malformovaných kochleí a vyrábí se v délkách 19mm a 24mm. CLASSIC elektrody jsou první MED-EL elektrody s vlnkovým uspořádáním drátků. Také využívají dvě řady elektrodových kontaktů po celé délce stimulační části. Poslední typ FLEX, dnes nejpoužívanější, mají na konci elektrody již pouze jednu řadu elektrodových kontaktů. Díky tomu je apikální část elektrody velmi flexibilní a zvyšuje mechanickou flexibilitu při zavadění [33].

Velkou výhodou OTOPLANu je možnost pooperační analýzy. Na základě výběru konkrétního typu elektrody je schopen software z pooperačních HRCT nebo CBCT snímků určit automaticky polohy elektrodových kontaktů. V případě, že pooperační snímky vykazují dislokaci některých kontaktů, je nutné polohy konkrétních elektrod manuálně upravit pomocí zaměřovacího kříže. Takto lze zhodnotit nejen

konkrétní umístění elektrod, ale rozpoznat, zda nejsou některé elektrody umístěné mimo kochleu. Pokud je první bazální elektroda extrakochleárně a nad  $0^\circ$  nelze určit inzerční úhel svazku. Kromě polohy elektrod je program schopen určit míru deviace od scala tympani a případné zalomení špičky svazku. Kromě výše zmíněného lze v OTOPLANu porovnávat předoperační a pooperační audiogramy a vizualizovat pacientův progres v rámci rehabilitace [39].

## 8 Příprava a analýza dat

Data potřebná pro statistickou analýzu musela být před samotnou analýzou vhodně zpracována a strukturována. Zpracování a organizace dat probíhala v programech OTOPLAN, TomoCon, MAESTRO, NIS (Nemocniční informační systém) a MS Excel. Níže jsou uvedeny postupy zpracování dat v jednotlivých programech.

### 8.1 Databáze pacientů

Databáze zahrnuje 48 pacientů, kteří podstoupili od roku 2019 kochleární implantaci ve Fakultní nemocnici u Svaté Anny. V rámci práce bylo pomocí softwaru OTOPLAN analyzováno 40 pacientů, u kterých byly dostupné HRCT a CBCT snímky. Ukázalo se však, že někteří pacienti nejsou pro další analýzu vhodní, protože kvalita radiologických snímků je natolik snižena, že je nelze správně analyzovat. Tito pacienti byli z analýzy vyřazeni. Audiologická data dostupná v NISu nebyla k dispozici pro všechny pacienty. Pro další práci z daty bylo nutné, aby každý pacient měl alespoň jeden pooperační a předoperační tónový audiogram. Databáze tedy byla opět redukována na základě výše zmíněných požadavků. Posledními předzpracovávanými daty byly nastavovací mapy v programu MAESTRO. Požadavkem byla alespoň jedna nastavovací mapa, optimální však byly dvě - první a poslední dostupné nastavování po operaci. Většina pacientů měla k dispozici dostatek map, přesto se ale našly výjimky.

Finální databáze tedy zahrnuje 31 pacientů - 19 žen (61%) a 12 mužů (39%) ve věkovém průměru 52 let. Všichni pacienti obdrželi implantáty od firmy MED-EL, což umožňuje práci v programech OTOPLAN a MAESTRO, které byly pro MED-EL vyvinuty.

Data byla organizována v excelovské tabulce, která byla následně převedena do formátu csv pro práci v programovacím prostředí MATLAB 2021b.

### 8.2 Data

Dataset každého pacienta obsahuje anonymizovaná data, která zahrnují informace o ID, věku, pohlaví, implantované straně, typu a délky elektrody, parametrech z OTOPLANu, tónových audiogramech a nastavovacích mapách KI (hodnoty THR, MCL, EDR).

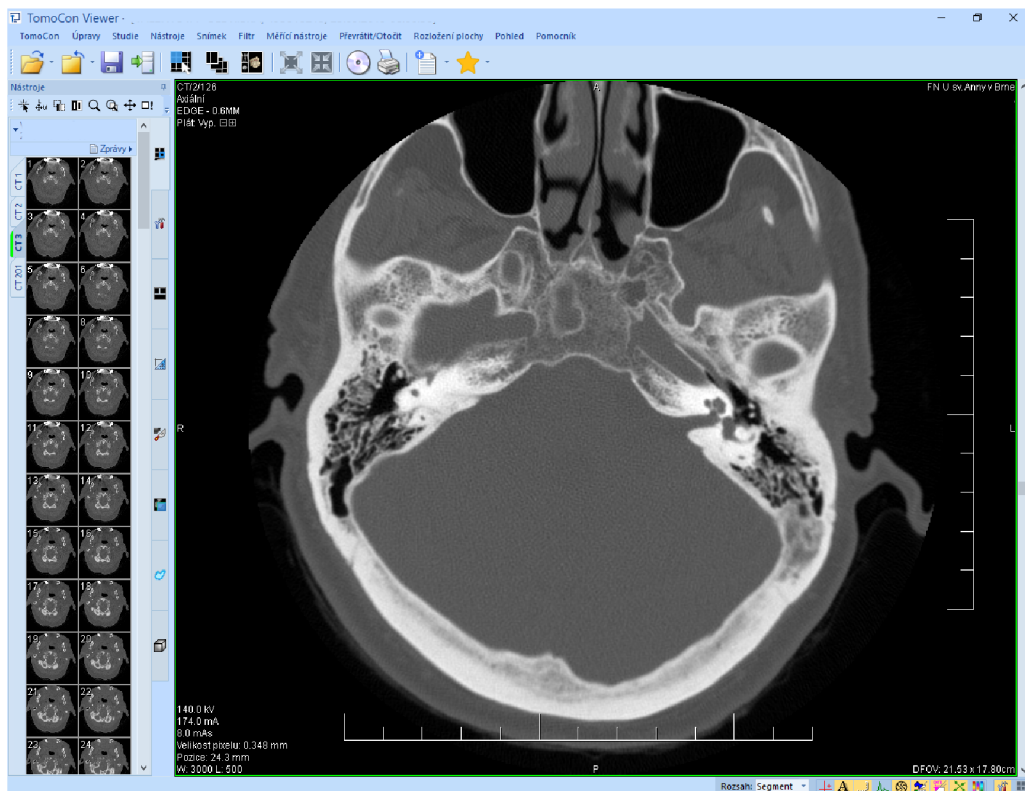
Tab. 8.1: Schéma uspořádání dat v tabulce

analyzovaná data	pacienti - ID	
	rozsah(typ)	jednotka(značení)
věk	20-79	roky
pohlaví	F/M	0/1
implantovaná strana	L/R	1/2
typ elektrody	standard/flex	1/2
naplánovaná délka elektrody	26, 28, 31.5	mm
implantovaná délka elektrody	28, 31.5	mm
rozměřené CDL před operací	30.10 - 37.50	mm
rozměřené CDL po operaci	31.50 - 41.10	mm
frekvenční rozložení el. kontaktů před operací ...(kontakty 1-12)	69.30 - 9 185.20	Hz
milimetrové rozložení el. kontaktů před operací ...(kontakty 1-12)	4 - 31.40	mm
uhlové rozložení el. kontaktů před operací ...(kontakty 1-12)	45.80 - 741.40	°
frekvenční rozložení el. kontaktů po operaci ...(kontakty 1-12)	36.50 - 14 543	Hz
milimetrové rozložení el. kontaktů po operaci ...(kontakty 1-12)	2.60 - 35	mm
uhlové rozložení el. kontaktů po operaci ...(kontakty 1-12)	0.70 - 790.40	°
průměr audio. dat před operací - vedení vzduchem	76.25 - 120	dB
průměr audio. dat před operací- kostní vedení	53.75 - 120	dB
průměr audio. dat po implantaci - vedení vzduchem	28.75 - 75.00	dB
průměr audio. dat poslední dostupné měření	16.25 - 58.75	dB
frekvenční pásmo nastavovací mapy	Tonopické/ Logaritmické	0/1
hodnoty MCL prvního nastavování ...(kontakty 1-12)	3.63 - 34.14	qu
hodnoty THR prvního nastavování ...(kontakty 1-12)	0 - 4.18	qu
hodnoty MCL poslední dostupné mapy ...(kontakty 1-12)	7.04 - 37.74	qu
hodnoty THR poslední dostupné mapy ...(kontakty 1-12)	0 - 7.25	qu

Ve schématické tabulce 8.1 jsou znázorněny rozsahy jednotlivých parametrů a jejich jednotky, popřípadě typy hodnot a jejich značení. Tato tabulka představuje zjednodušený náhled na celý dataset, a proto byla pro přehlednost redukována. V reálné excelovské verzi ovšem představují sloupce pouze jednotlivé pacienty označené číselným ID, zatímco řádky obsahují chronologicky extrahované informace počínaje obecnými informacemi, následně daty získanými z OTOPLANu a nakonec audiologická data a parametry nastavovacích dat. Pokud se ve schématu vyskytuje řádek "kontakty 1-12" znamená to, že v reálné tabulce je 12 řádků s různými hodnotami pro jednotlivé elektrodové kontakty.

### 8.2.1 TomoCon

Radiologické snímky byly exportovány z programu TomoCon, což je diagnostický radiologický software vyvinutý slovenskou firmou TatraMed. TomoCon slouží k prohlížení, manipulaci a diagnostice radiologických snímků ze všech typů zobrazovacích modalit podporující DICOM formát. Tento software umožňuje také export snímků v DICOM, JPEG, TIFF a dalších formátech. Pro tuto práci byl zvolen export v DICOM formátu, který je podporován OTOPLANem [44].



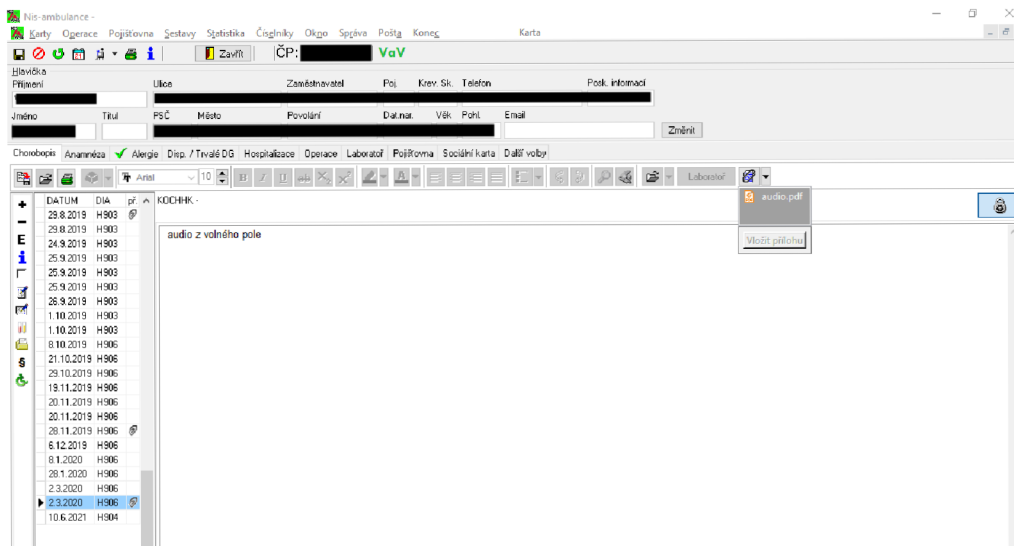
Obr. 8.1: Pracovní plocha programu TomoCon

Na obrázku 8.1 je pracovní plocha stanice TomoConu. Export snímků se provádí v několika krocích. Na základě zadání rodného čísla pacienta se načtou požadované radiologické snímky přes hlavní nabídku - "Otevřít". Následně se v podmenu "Studie" zvolí export snímků, vybere se požadovaný formát (DICOM) a vyexportuje se celá série snímků, která se většinou skládá (v případě HRCT) z alespoň 300 jednotlivých snímků. Předoperační a pooperační CT snímky se exportují zvlášť. Export těchto dat je pro jejich velký objem časově náročnější. Jejich následná analýza probíhá v programu OTOPLAN [44].

## 8.2.2 NIS - Nemocniční informační systém

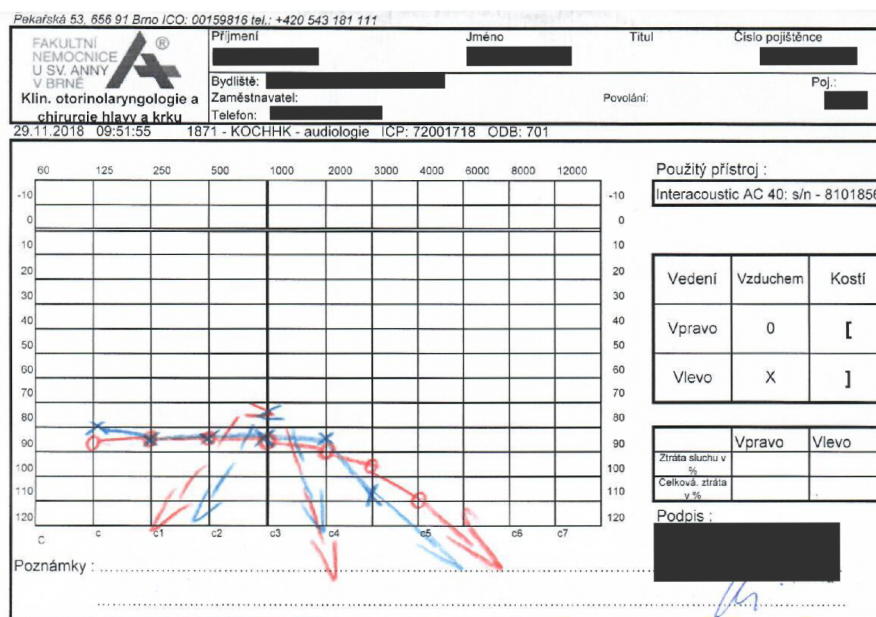
Nemocniční informační systém je komplexní softwarový systém, který zajišťuje správu informačních aspektů všech činností nemocnice týkajících se zdravotní péče včetně administrativních, ekonomických a právních podsystémů. NIS obsahuje více podsystémů respektujících různé funkční části nemocnice jako jsou např. lůžková oddělení a specializovaná oddělení, operační, ambulanční, administrativní a personální oddělení [9].

K této práci byl využit program NIS - Ambulance 8.2, který slouží Nemocnici u Svaté Anny ke správě ambulantní péče. Tento systém má řadu funkcí pro zabezpečení agendy ambulantní péče. Mezi jeho základní funkce patří zpracování kartotéky, objednání pacientů, evidence patientské dokumentace, prohlížení výsledků, operací a hospitalizací, psaní a tisk receptů, poukazů a žádanek atd. Celý systém je založen na databázovém SQL serveru, který všechny informace integruje a ukládá na zabezpečený server [9]. Po přihlášení lze v menu "Karty -> Vyhledej kartu" zadat rodné číslo a dostat se tak ke kartě pacienta a jeho chorobopisu. Klíčové jsou záznamy s přílohou, které obsahují mimo jiné i předoperační a pooperační audiogramy pacientů. Přílohy jsou v nemocničním informačním systému u Svaté Anny uloženy nejčastěji ve formátu PDF nebo JPEG. Lze je tedy jednoduše otevřít a exportovat v daných formátech. V případě audiogramů se jedná o skeny uložené v těchto formátech [9].



Obr. 8.2: Pracovní plocha programu NIS - Ambulance

V rámci práce bylo nutné požadované výsledky audiometrických testů ručně exportovat. Ukázka exportu audiologických dat z NISu je patrná na obrázku 8.3. Jedná se o předoperační tónový audiogram kandidáta na kochleární implantaci prováděný ve volném poli. Na audiogramu jsou patrné prahové křivky pro pravé i levé ucho (barevně rozlišeno) a také pro vedení kostí a vzduchem (tvarově rozlišeno).

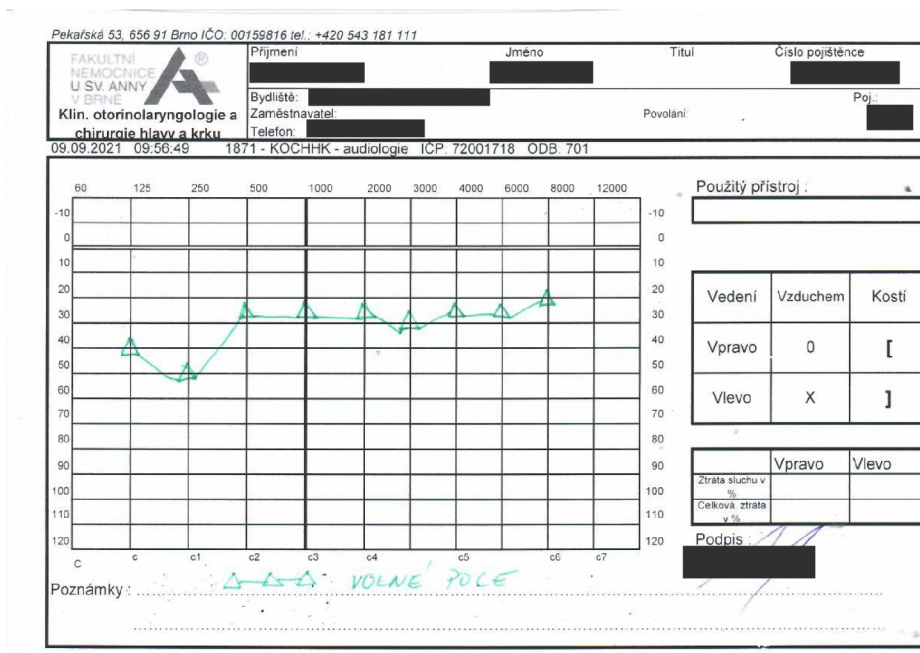


Obr. 8.3: Předoperační audiogram pacienta

Na obrázku 8.4 je znázorněn pooperační audiogram, který se taktěž provádí ve volném poli s již ale nasazeným kochleárním implantátem. Hodnoty se proměřují



pouze na implantovaném uchu a opět vzniká prahová křivka. Pooperační audiogramy se provádějí po operaci podle potřeby i několikrát. Pro účely této práce budou využity první a poslední dostupné audiogramy, aby byl patrný očekávaný pokrok.



Obr. 8.4: Pooperační audiogram pacienta

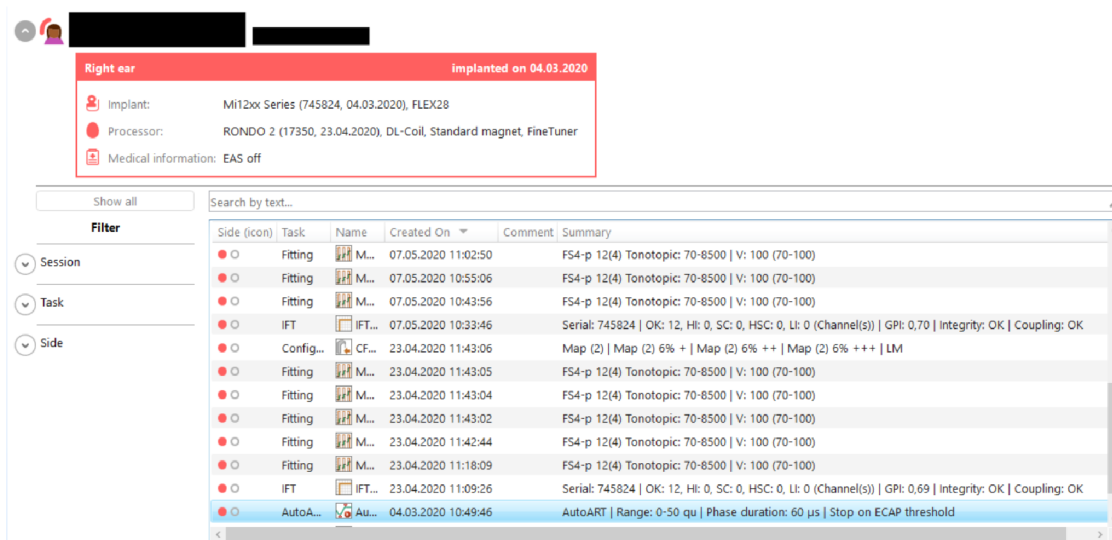
Z audiogramů (předoperačních i pooperačních) jsou důležité hodnoty v rozmezí od 500Hz do 4000Hz, konkrétně využijeme průměr hodnot 500Hz, 1000Hz, 2000Hz a 4000Hz. Tyto hodnoty byly zvoleny na základě nejvyšší citlivosti vůči lidské řeči. Data z audiogramů jsou ručně zpracována a využita pro následnou analýzu.

### 8.2.3 MAESTRO

Softwarový systém MAESTRO od firmy ME-DEL slouží k nastavování kochleárních implantátů. Pomocí programu lze již například v průběhu operace změřit ECAP, což představuje v podstatě měření elektrické odezvy sluchových vláken vybuzených elektrodami. Pooperačně se v programu kontroluje funkčnost elektrody pomocí měření impedance (IFT) a tvoří se nastavovací mapy KI ("Fitting") [32].

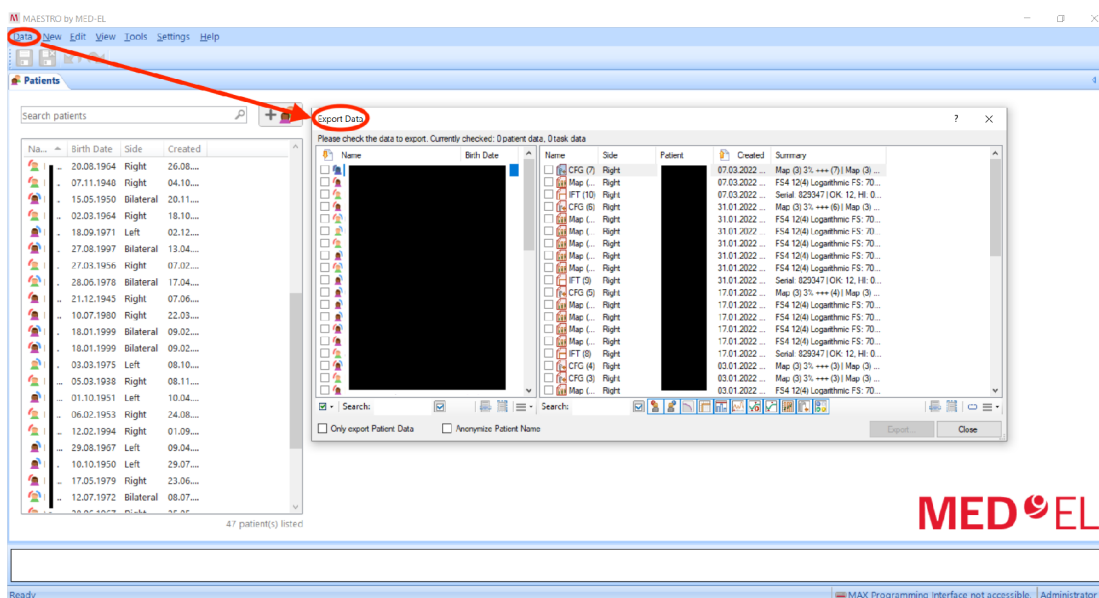
MAESTRO spolupracuje s kochleárním implantátem tak, že se KI připojí k počítači pomocí kabelu. Každý pacient s implantátem od MED-ELu má v programu svou kartu 8.5, která obsahuje informace o pacientovi a kochleárním implantátu (popř. kochleárních implantátech - bilaterální implantace). Karta pacienta obsahuje také chronologicky seřazené všechny prováděné úkony (nejčastěji Fitting a IFT). Po připojení KI k programu lze vytvořit tzv. "New session" a provést novou kontrolu či nastavení.





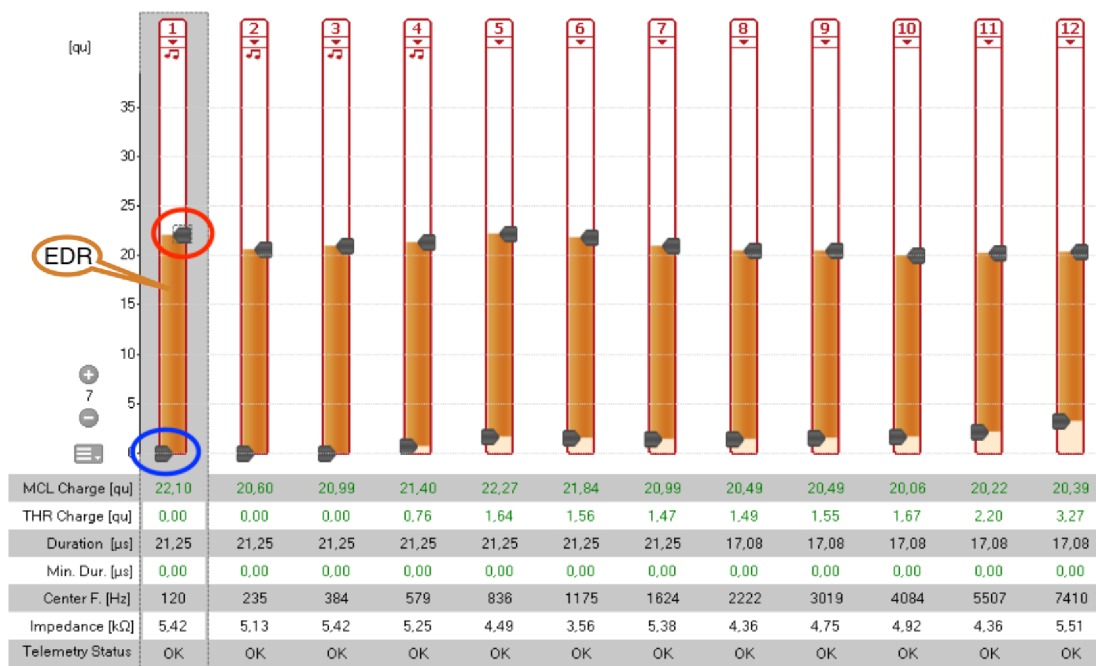
Obr. 8.5: Karta pacienta v MAESTRu

Data ze softwaru MAESTRO byla exportována ve formátu XML ("Extensible Markup Language") v několika krocích. Po otevření pracovní plochy, která je na obrázku 8.6 se v menu přes záložku "Data" zvolí "Export Data". Zde se vybere, co se bude exportovat. V tomto případě se jedná o první a poslední nastavovací mapy, které se vyexportují pomocí tlačítka "Export". Krom nastavovacích map lze exportovat např. AutoART (měření ECAP) či CFG ("Configuration"), kde jsou uloženy různé používané nastavovací mapy, mezi kterými si uživatel může přepínat.



Obr. 8.6: Pracovní plocha programu MAESTRO

Vyexportována xml data jsou zpracována v MS Excelu. Pomocí záložky "Vývojář" lze XML data importovat do Excelu v přehledných tabulkách. Ze získaných dat je kladen důraz na hodnoty MCL Charge, THR Charge a centrální frekvence (Tonopic/Logarithmic FS).



Obr. 8.7: Nastavovací mapa KI

Ukázka nastavovací mapy je na obrázku 8.7. Mapa obsahuje 12 kanálů, každý kanál odpovídá jedné elektrodě. Horní limit v červeném kolečku reprezentuje hodnotu MCL, dolní limit v modrém kolečku hodnotu THR. Oranžový rozsah mezi hodnotami představuje EDR. Pod nastavovací mapou se nachází tabulka hodnot, která byla exportována do Excelu. Důležitým ukazatelem je i hodnota impedance, která udává informaci o stavu elektrody. Vysoká impedance (nad 22,6 kΩ) značí vzduchové bubliny na elektrodě, zlomený drátek nebo nevodivou tkáň v okolí elektrody, případně její extrakochleární uložení. Naopak pokud je impedance nízká, došlo mezi sousedními kontakty ke zkratu a je potřeba alespoň jeden ze zkratovaných kontaktů vypnout. Jinak by byly tyto sousední elektrody stimulovány zároveň a zhoršovaly by sluchový vjem. [8].

## 8.2.4 OTOPLAN data

ORL klinika Nemocnice u Svaté Anny poskytuje předoperační a pooperační radiologické snímky (HRCT, CBCT) v DICOM formátu, které byly exportovány z programu TomoCon. Obvyklé rozlišení snímků je znázorněno v tabulce 8.2. Snímky

z CBCT jsou většinou nedostatečně kvalitní, pro objektivní zhodnocení pooperační situace jsou však dostačující. Jejich analýza v OTOPLANu je ale podstatně náročnější, protože na rozdíl od HRCT disponují horším rozlišením. Pořízené snímky jsou následně analyzovány v programu OTOPLAN a poskytují tak cenné informace o anatomii a pooperačním stavu pacientova hlemýždě.

Tab. 8.2: Rozlišení radiologických snímků

	rozlišení [mm <sup>3</sup> ]	dimenze [voxel]
HRCT	0,4x0,4x0,3	512x512x299
CBCT	0,2x0,2x0,2	387x387x367

Součástí analyzovaných radiologických dat jsou tyto konkrétní údaje:

Tab. 8.3: Přehled parametrů kochley získaných z OTOPLANu

zkoumaná veličina	jednotky
CDL (délka kochley)	mm
délka elektrody	mm
úhlové umístění elektrodových kontaktů	°
milimetrové umístění elektrodových kontaktů	mm
frekvenční rozložení elektrodových kontaktů	Hz

Tyto údaje slouží jako základ pro následnou deskriptivní a pokročilou statistickou analýzu a lze na ně aplikovat některé z výše zmíněných metod korelační analýzy z kapitoly 6.

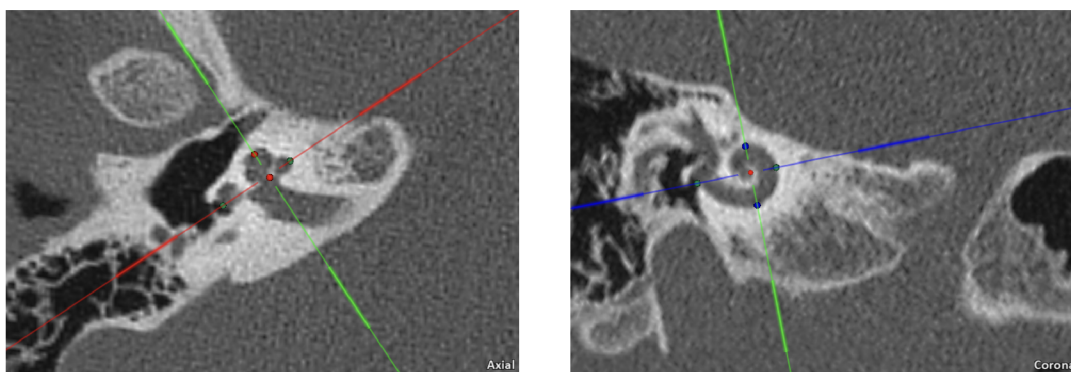
### 8.3 Výsledná data z OTOPLANu

Každý pacient je v OTOPLANu podroben dvou analýzám - předoperační a pooperační. Předoperační analýza je čistě zaměřena na rozměření hlemýždě a výběru nejvhodnější elektrody. V kapitole 7.1 je detailně popsán postup rozměření.

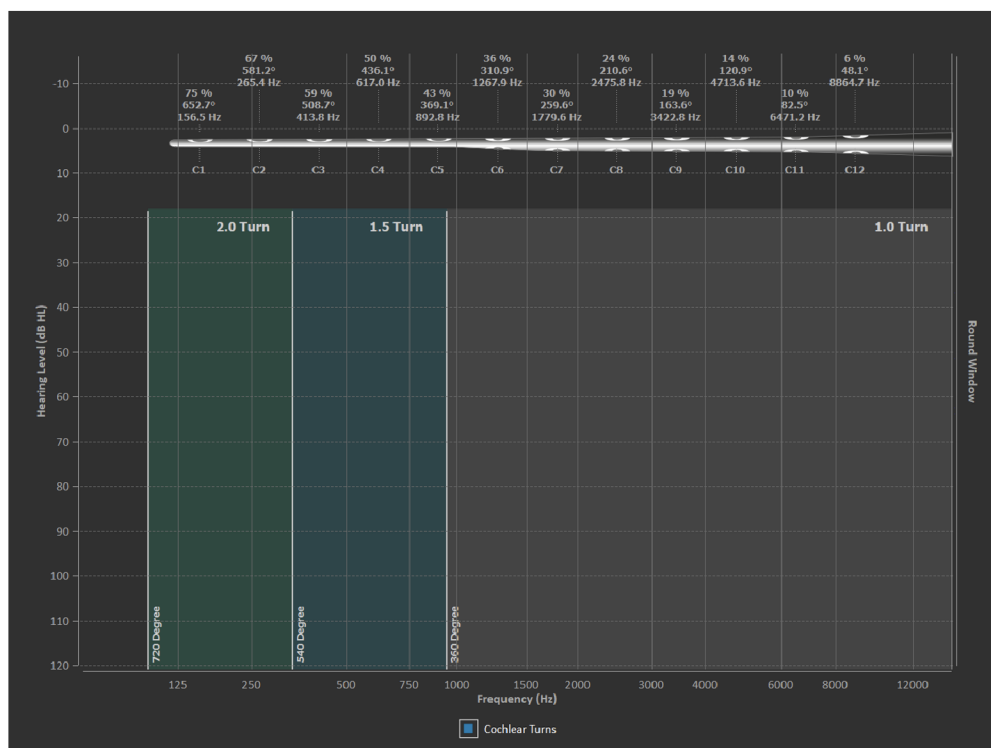
Rozbor pomocí OTOPLANu poskytne informace o délce (CDL), poloměru, šířky a výšky hlemýždě. Podstatný je hlavně údaj CDL, na jehož základě je možné si vybrat z různých typů elektrod a naplánovat optimální elektrodu pro konkrétního pacienta. Je možné vyzkoušet více druhů, než dojde k výběru té správné. Délka

elektrody se odvíjí od délky hlemýždě a výsledný svazek by neměl být delší, aby mohlo dojít k úplnému zasunutí do kochley.

Na HRCT snímcích 8.8 je rozměřený hlemýžď ve dvou rovinách - axiální a koronární. Pro správnou analýzu se využívají tři roviny měření - axiální, koronární a sagitální. Po rozměření hlemýždě ve všech rovinách dojde k výpočtu parametrů na jejichž základě se vybírá vhodná elektroda. Výběr vhodné elektrody je patrný na obrázku 8.9.



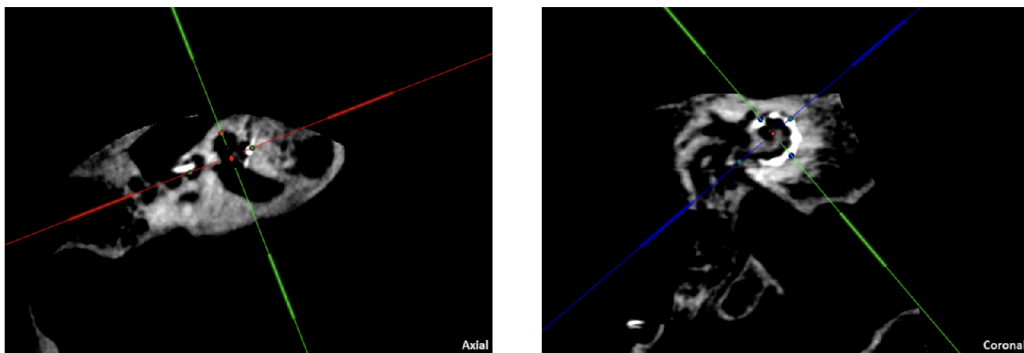
Obr. 8.8: Předoperační rozměření kochley



Obr. 8.9: Výběr elektrody FLEXSOFT

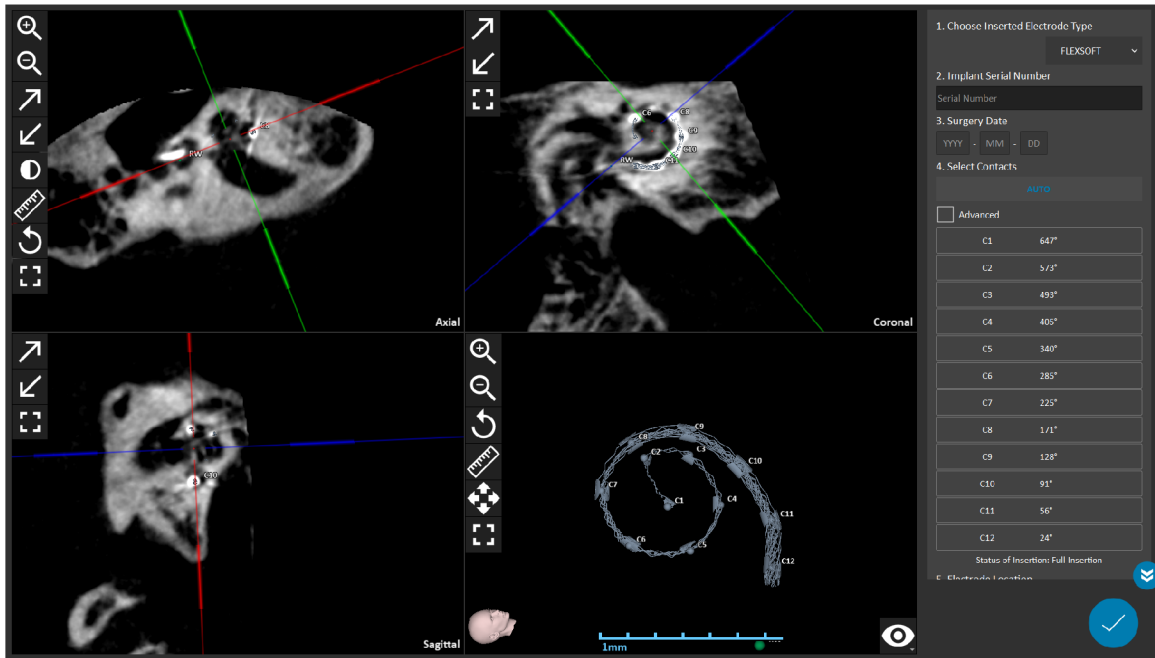
Pacientovi byl vybrán svazek FLEXSOFT o délce 31,5mm. První (apikální) elektroda svazku by měla být zasunuta po  $652^\circ$ , což představuje podle Greenwoodova rozložení frekvenci 156 Hz. Svazek by měl obsáhnout frekvenční pásmo až po 8864 Hz. U pacientů s KI není obsáhnuto celé slyšitelné frekvenční pásmo od 20 Hz po 20kHz, protože elektroda vstupuje do kochley přes okrouhlé okénko a na určité frekvenci, tedy při určitém úhlu zasunutí v závislosti na anatomii konkrétního hlemýždě dosáhne bazilární membrány. Je žádoucí, aby zůstala bazilární membrána elektrodou nepoškozena, proto není pokryto celé pásmo. Důležité je, že nejcitlivější pásmo lidské řeči 1-4 kHz je pokryto.

Pooperační rozbor zahrnuje opět rozměření hlemýždě a také analýzu implantovaného svazku, konkrétně rozložení jednotlivých elektrodových kontaktů. K rozměření kochley dochází proto, že je opět nutné vycházet z Greenwoodovy funkce a odhadnout poté na základě rozměření tonopické rozložení elektrodových kontaktů.



Obr. 8.10: Pooperační rozměření hlemýždě s již umístěným elektrodovým svazkem

Pooperační rozměření je na obrázku 8.10. Ze snímků je patrné, že oproti HRCT snímkům je kvalita CBCT snížena. Z toho důvodu je rozměření kochley náročnější a je zde vyšší riziko vzniku odchylky CDL v rozměření před a po implantaci. Ideálně by měl být parametr CDL identický, aby bylo tonopické rozložení stejné. Vzhledem k tomu, že v mnoha případech je velmi náročné dosáhnout nulové odchylky, vznikají tzv. úhlové a frekvenční rozdíly (diference) v předoperačních a pooperačních měřeních.



Obr. 8.11: Pooperační identifikace elektrodových kontaktů

Na obrázku 8.11 je patrná identifikace elektrodových kontaktů, která probíhá automaticky. Mnohdy ale bylo nutné provést manuální korekci, protože na základě kvality snímků není automatický proces přesný. Většina elektrod sahá do konce druhého závitů hlemýždě, což představuje tzv. oblast "full insertion", která se nachází mezi úhly 540°-720°. Z analýzy vyplývá, že došlo k úplnému zasunutí svazku a žádná z elektrod není vysunutá mimo kochleu. Svazek byl zasunut po 647°, což podle tonotopického rozložení představuje frekvenci 164 Hz. Naopak bazální elektroda se nachází na 24° tedy na frekvenci 11 260 Hz.

## 9 Implementace navržené metodiky

Vhodně strukturovaná a organizovaná data podle tabulky 8.1 byla statisticky analyzovaná v programovacím prostředí MATLAB 2021b. Analýza probíhala pomocí funkcí a příkazů, které jsou schopny data vhodně vizualizovat a také realizovat statistické testy.

Pro grafické zobrazení byly nejčastěji využity krabicové grafy (boxploty), koláčové grafy, čárové grafy a pro ověření normality rozložení dat histogramy a N-P (normálně pravděpodobnostní) grafy. Krabicové grafy lze v MATLABu realizovat pomocí příkazů *boxplot* nebo *boxchart*. Čárové grafy lze vykreslit jednoduše pomocí příkazu *plot* a koláčové grafy pomocí *pie*. Pro histogramy s Gaussovskou křivkou lze použít příkaz *histfit* a pro N-P grafy příkaz *normplot*. Vstupem příkazů jsou nejčastěji vektory nebo matice dat.

Výpočet Pearsonova nebo Spearmanova korelačního koeficientu lze realizovat pomocí příkazu *corr*. Do příkazu vstupují spojité proměnné X a Y ve formě matice nebo vektorů. Podle normality rozložení dat je nutné specifikovat typ korelace - Pearson anebo Spearman. Výstupem je hodnota korelačního koeficientu ( $r$ ) a p-hodnota ( $p$ ), která se testuje oproti statistické hladině významnosti. Vizualizaci korelace lze provést na základě příkazu *scatter* se zobrazenou lineární závislostí pomocí *fitlm* nebo pomocí příkazu *corrplot*, který slouží k vykreslení matice korelací mezi páry proměnných matice X včetně zobrazení histogramů.

Testování předpokladů statistických testů bylo provedeno pomocí F-testu a Levenova testu. Pro F-test o předpokladu shody rozptylů se využívá příkaz *vartest2*. Test slouží k ověření shodnosti rozptylů u dvou výběrů  $x$  a  $y$  a vrací hodnotu  $H$  a  $p$ . Více než dva výběry lze otestovat pomocí Levenova nebo Bartlettova testu, který je oproti Levenova testu senzitivní na odchylky od normality dat. Pro oba testy lze použít příkaz *vartestn* a pouze specifikovat konkrétní typ testu. Vstupem je matice dat, jejichž sloupce se berou jako vstupní vektory. Výsledkem testu je zamítnutí či nezamítnutí nulové hypotézy o homogenitě rozptylů.

V tabulce 9.1 je přehled všech nejčastěji používaných příkazů a funkcí pro statistické testy.  $H$  hodnota nabývá hodnoty 0 nebo 1 podle zamítnutí či nezamítnutí nulové hypotézy. Výstupy ve formě tabulek obsahují zdroje variability, součet čtverců zdrojů variability, stupně volnosti, výslednou hodnotu testové statistiky a p-hodnotu. Statistika je poté využívána jako vstup pro testy mnohonásobného porovnávání. Výstupem mnohonásobného porovnání je matice  $C$ , jež obsahuje výsledky skupin a jejich vzájemných porovnání.

Tab. 9.1: Přehled použitých statistických testů

<b>Statistický test- Parametrický</b>	funkce/příkaz	vstupy	výstupy
Jednovýběrový t-test	ttest	výběr x statisticky významná hodnota	p-hodnota H hodnota
Dvouvýběrový párový test	ttest	výběry x a y	p-hodnota H hodnota
Dvouvýběrový nepárový test	ttest2	výběry x a y	p-hodnota H hodnota
Jednofaktorová ANOVA	anova1	výběr y popř. seskupovací proměnná	p-hodnota tabulka statistika
<b>Statistický test- Neparametrický</b>			
Dvouvýběrový nepárový znaménkový test	signtest	výběry x a y	p-hodnota H hodnota
Mann-Whitney U test	ranksum	výběry x a y	p-hodnota H hodnota
Kruskal-Wallis test	kruskalwallis	výběr x popř. seskupovací proměnná	p-hodnota tabulka statistika
<b>Mnohonásobné porovnání</b>	multcompare	statistika kritická hodnota - 'hsd', 'bonferonni'	matice C

Postup všech prováděných statistických testů a korelační analýzy byl jednotný. Prvním krokem bylo vždy stanovení nulové a alternativní hypotézy. Následovalo vizuální ověření normality rozložení dat včetně statistického Shapiro-Wilkova testu. Poté na základě výsledků testů normality byl vybrán vhodný statistický test. Posledním krokem před provedením samostatného statistického testu bylo případné ověření předpokladů vybraného statistického testu (např. testy homogenity rozptylu). Po ověření všech předpokladů byl realizován samotný statistický test.

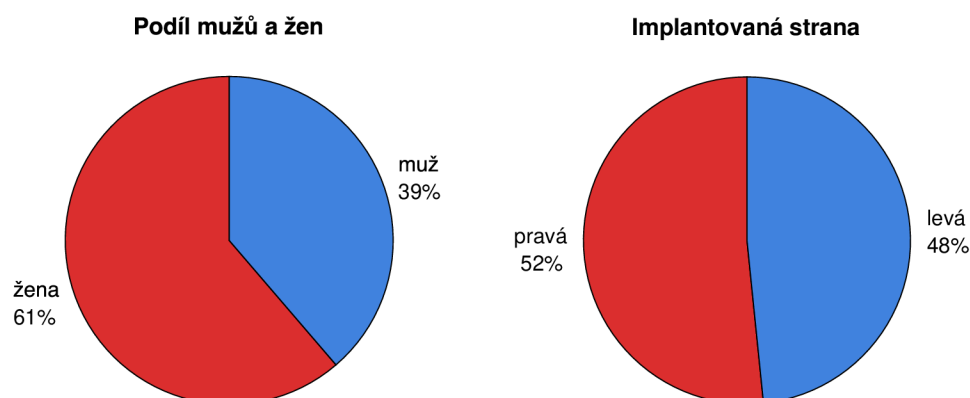


## 10 Dosažené výsledky a diskuse

Výsledky statistické analýzy přinesly informace o stavu implantace a pooperační rehabilitace 31 pacientů implantovaných od roku 2019 ve Fakultní nemocnici u Svaté Anny v Brně. Je nutné zmínit, že ne vždy byli na základě dostupnosti potřebných dat analyzováni všichni pacienti. V některých případech může být počet analyzovaných hodnot u některých pacientů nižší. Všechny statistické testy probíhaly na hladině významnosti 0,05 (5%) s ohledem na velikost a charakter datasetu. V příloze B jsou dostupné výsledky testů (testování předpokladů, statistické testy) a korelační analýzy, včetně všech vykreslených grafů. Pro přehlednost nejsou všechny testované a grafické výsledky dostupné v textu práce, ale lze je nalézt v odevzdaných přílohách.

### 10.1 Demografická statistika

Průměrný věk pacientů se pohyboval okolo 52 let, s tím že nejmladší pacient měl v době implantace 20 let a nejstarší naopak 79 let.



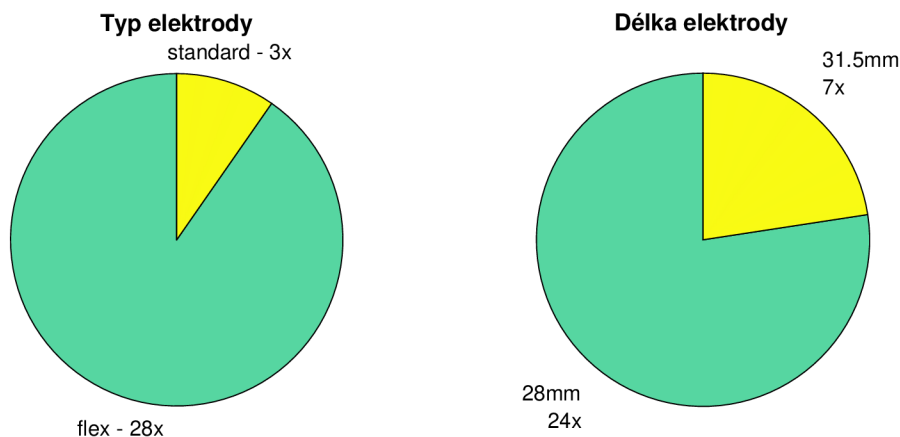
Obr. 10.1: Koláčový graf muži/ženy a implantovaná strana P/R

Koláčový graf 10.1 zobrazuje procentuální podíl mužů a žen. Z grafu je patrné, že 61% pacientů tvořily ženy, což ale pro celkově malý počet pacientů nemusí vypovídat o vyšší náchylnosti žen ke kochleárním poruchám. Vyšších procentuální počtů žen (56%) je dosaženo například i v německé studii [31] o 638 pacientech, což představuje již poměrně velký počet účastníků. Lze ale konstatovat, že počet žen a mužů se pohybuje přibližně podobně a nelze jednoznačně prokázat vyšší náchylnost jedné skupiny. Co se týče implantované strany, jedná se skoro o 50% pravděpodobnost nasazení na pravé nebo levé ucho. V případě jednostranné hluchoty se nasazujeme implantát na neslyšící ucho, pokud jsou postiženy obě uši, je nutné zvážit, které

ucho má vyšší potenciál následné rehabilitace. Indikační kritéria určená veřejným pojištěním v ČR nedovolují dát dospělým pacientům implantát na obě uši zároveň.

## 10.2 Statistická analýza dat získaných z OTOPLANu

Mezi data získaná ze softwaru OTOPLAN patří CDL, typ a délka elektrody, frekvence, úhlové a milimetrové pozice jednotlivých elektrod.



Obr. 10.2: Koláčové grafy - typ a délka elektrody

Na koláčovém grafu 10.2 je vidět, že mezi elektrodami dominuje typ FLEX, který má na svém konci pouze jednu sadu elektrodových kontaktů pro větší flexibilitu elektrody. Elektrody typu STANDARD se dnes již kvůli menší flexibilitě využívají zřídka.

Nejčastěji využívaná délka elektrody je 28mm dlouhá. Tento fakt úzce souvisí s délkou kochley. Průměrné rozměření kochley (tedy určení parametru CDL) při plánování pacientů, kteří dostali elektrodu délky 28mm,  $CDL = 32,57 \pm 1,41$  mm, zatímco u pacientů, kteří dostali svazek o délce 31,5mm, byla průměrná hodnota  $CDL = 35,1 \pm 1,63$  mm. Délka elektrody nesmí přesahovat délku kochley a měla by být o něco kratší, aby došlo k jejímu úplnému zavedení. Průměry CDL relativně korespondují s vybranou délkou elektrod. U pěti pacientů se ale naplánovaná a implantovaná délka elektrody neshodovala. Analýza těchto pacientů bude dále rozebrána v kapitole 11.

CDL se rozměřuje v OTOPLANu dvakrát - při plánování před operací a po operaci při identifikaci elektrodových kontaktů. Vzhledem k tomu, že před operací jsou prováděny HRCT snímky, které disponují kvalitním rozložením, lze CDL lépe a přesněji rozměřit, než je tomu po operaci, kdy jsou k dispozici většinou nekvalitní či neúplné CBCT snímky. Kvůli tomu vzniká odchylka v délce kochley, kterou je třeba

brát v úvahu. Průměrná odchylka je 2,29 mm, což je k poměru délce kochley docela vysoké číslo. Je tedy nutné počítat s tím, že výsledky mohou být touto odchylkou negativně ovlivněny. Na druhou stranu, delší elektroda než 31,5mm se nevyrábí, a v případě delších hlemýžďů  $> 31,5$  mm je tedy odchylka bezvýznamná.

### 10.2.1 Statistika s frekvenčními daty

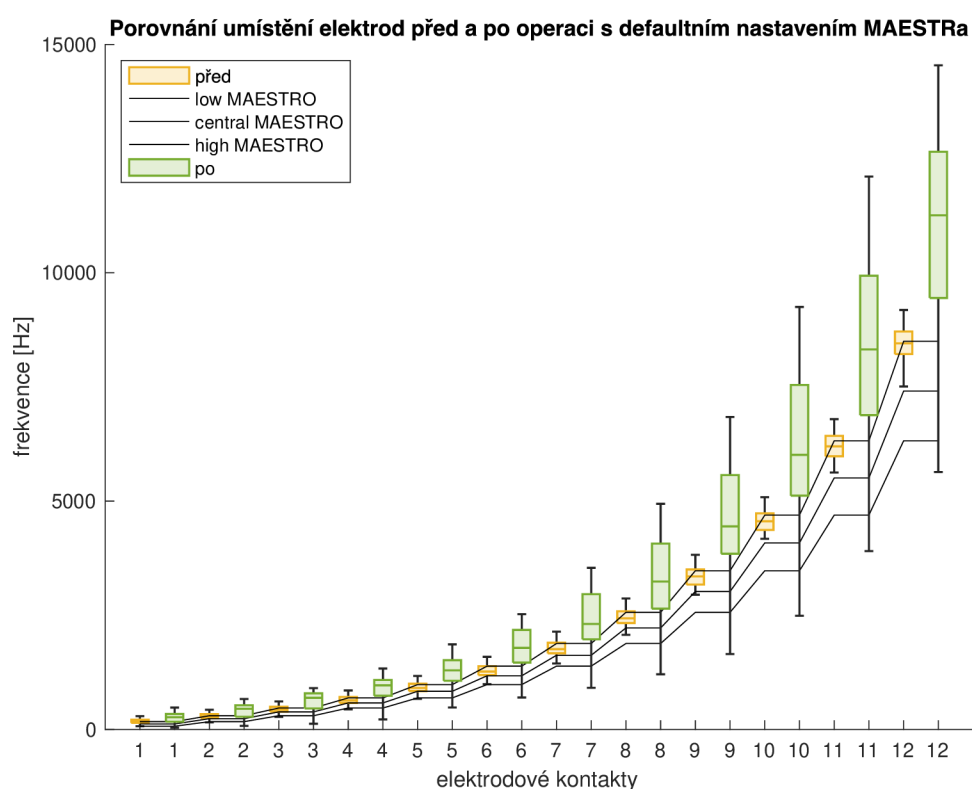
Další data, která program poskytuje, jsou informace o polohách konkrétních elektrodových kontaktů a to jak předoperačně naplánovaných, tak i pooperačně identifikovaných. Polohy jsou vyjádřeny pomocí konkrétních frekvencí, úhlů a milimetrů. Kvůli odchylkám mezi délkou kochley rozměřených ze snímků před a po operaci vznikají také odchylky frekvenční a úhlové. Ty vznikají, protože jak již bylo zmíněno v kapitole 7, funkce 7.2 odvozuje konkrétní pozice elektrod z údajů CDL.

Stanovené odchylky (diference) představují ukazatel úspěšnosti zavedení elektrodového svazku do kochley oproti původnímu plánu. Samotná implantace může být doprovázena různými komplikacemi, které ovlivní výsledné zavedení elektrody do kochley. Je téměř nemožné umístit svazek přesně podle plánu. Míra difference představuje jakýsi základní ukazatel odchylky od plánování. Tato difference by měla být vždy co nejmenší, jedině tak lze dosáhnout neoptimalnějších výsledků implantace. Pokud je difference velká, je patrné, že byla zvolena nevhodná délka elektrody nebo nedošlo při operaci k optimálnímu zasunutí svazku do hlemýžďe. Odchylky také částečně ovlivňuje rozdíl v CDL, což může být kromě zhoršené kvality CBCT snímků způsobeno lidskou chybou v určování pozic, ze kterých se CDL počítá.

Tabulka 10.1 obsahuje přehled rozsahů a průměru frekvencí na jednotlivých elektrodových kontaktech pro všechny pacienty. Mezi předoperačním plánováním a pooperační identifikací jsou patrné markantní rozdíly jak v průměrech, tak v samotných rozsazích. Lze se tedy domnívat, že i odchylky nebudou zanedbatelně malé, zvláště pak u druhé poloviny elektrodových kontaktů.

Tab. 10.1: Rozsahy a průměry frekvencí na jednotlivých elektrodoých kontaktech pro všechny analyzované pacienty

elektrody	rozsah před [Hz]	průměr před [Hz]	rozsah po [Hz]	průměr po [Hz]
<b>1.kontakt</b>	69,30 - 291,10	178,35	36,50 - 478,70	255,20
<b>2.kontakt</b>	154,40 - 430,20	290,33	76,50 - 665,50	414,81
<b>3.kontakt</b>	273,30 - 612,90	441,00	124,40 - 903,40	626,61
<b>4.kontakt</b>	438,20 - 853,90	644,21	219,80 - 1333,10	894,83
<b>5.kontakt</b>	670,20 - 1171,40	917,79	479,70 - 1862,70	1243,45
<b>6.kontakt</b>	992,50 - 1589,40	1286,33	699,10 - 2522,90	1733,78
<b>7.kontakt</b>	1443,40 - 2141,20	1783,05	911,20 - 3537,70	2397,25
<b>8.kontakt</b>	2071,30 - 2867,40	2452,41	1208,00 - 4941,00	3310,27
<b>9.kontakt</b>	2949,50 - 3824,50	3354,91	1650,10 - 6841,40	4523,43
<b>10.kontakt</b>	4174,00 - 5086,10	4571,67	2489,50 - 9251,50	6132,17
<b>11.kontakt</b>	5626,50 - 6794,20	6212,46	3904,00 - 12106,60	8277,32
<b>12.kontakt</b>	7510,10 - 9185,20	8425,82	5635,80 - 14543,20	10888,15



Obr. 10.3: Srovnání frekvenčního umístění elektrodoých kontaktů před a po operaci

Krabicové grafy 10.3 zobrazují rozsah frekvenčních hodnot na jednotlivých elektrodových kontaktech před a po operaci ve srovnání s frekvencemi, které využívá při nastavování kochleárních map software MAESTRO. Grafické vyjádření koresponduje s hodnotami v tabulce 10.1.

Žluté boxploty zobrazují rozsahy naplánovaných frekvencí, zelené pak rozsahy frekvencí po operaci. Čáry reprezentují defaultně nastavené průběhy dolních, centrálních a horních frekvencí programu MAESTRO. Z grafu je na první pohled patrné, že předoperační a pooperační rozsahy se významněji liší hlavně od čtvrté elektrody. Podobnost lze sledovat mezi frekvenčními rozsahy před operací ve srovnání s nastavením v programu MAESTRO, kdy se až do 6. elektrody rozsahy relativně překrývají.

Pro statistické potvrzení odlišnosti frekvenčního rozsahů na jednotlivých elektrodových kontaktech byl využit parametrický dvouvýběrový párový t-test. Normalita diferencí dat byla potvrzena SW testem, který nezamítá normalitu na žádném z el. kontaktů. Výsledky SW testu jsou uvedeny v příloze. Nulová hypotéza pro každý z el. kontaktů byla stanovena jako tvrzení, že rozdíl diferencí je nulový, tedy nedošlo ke změně frekvenčních poloh jednotlivých kontaktů.

Tab. 10.2: Výsledky dvouvýběrového párového t-testu pro srovnání frekvenčních rozsahů

el.	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.	11.	12.
p	0.096	0.001	0.012	0.000	0.000	0.004	0.004	0.003	0.005	0.000	0.005	0.004
H	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

V tabulce 10.2 jsou uvedeny výsledky p-hodnot a H-hodnot párového t- testu na každém z elektrodových kontaktů. Nulová hypotéza se nezamítá pouze na 1. apikální elektrodě, která je uložena nejhlouběji v hlemýždi. Nezamítnutí nulové hypotézy lze v tomto případě vysvětlit tím, že možný rozsah frekvenčních pozic je v apikální části hlemýždi omezen z důvodu nemožnosti zasunutí elektrody hlouběji. Ostatní elektrodové kontakty přijímají alternativní hypotézu o změně odlišnosti frekvenčních rozsahů.

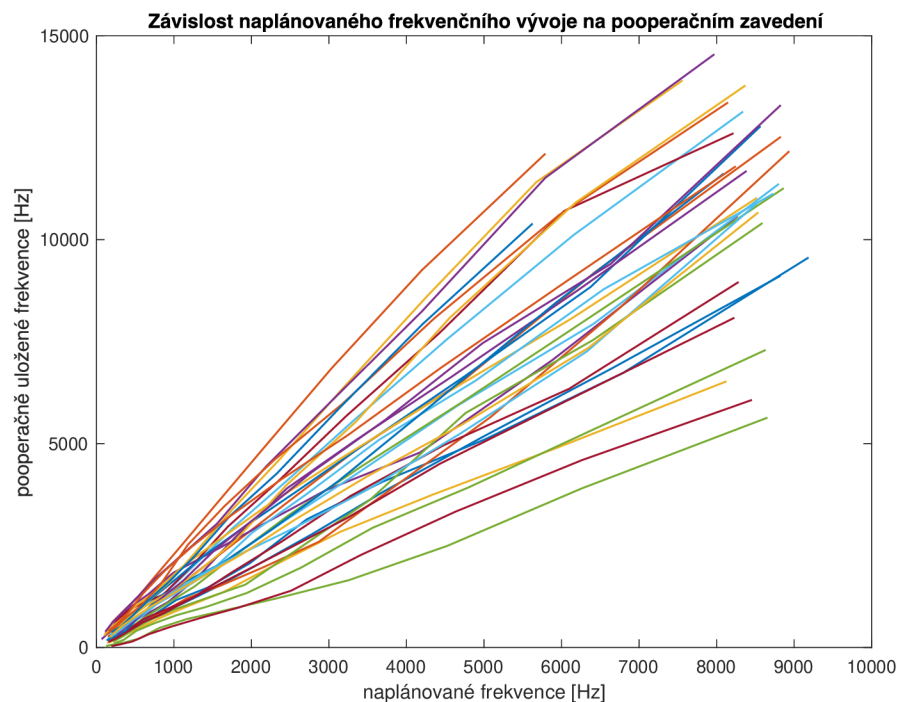
Pomocí jednovýběrového parametrického t-testu byly testovány také hypotézy, zda-li se liší frekvenční umístění kontaktů před a po operaci s defaultním nastavením MAESTRO, což je patrné již z grafického zobrazení. MAESTRO využívá při nastavování nejčastěji 2 typy frekvenčních map - "Tonotopic"(tonotopická) a "Logarithmic FS"(logaritmická). Mnohem častěji je využívána tonopická mapa, která počítá s lehce vyššími frekvencemi než mapa logaritmická. Testována byla pouze

tonotopická mapa, protože, tím že hodnoty frekvencí logaritmické mapy jsou nižší, lze očekávat, že pokud se budou lišit hodnoty před a po s tonotopickou mapou, bude tomu tak i u mapy logaritmické.

Výsledky jsou zobrazeny v tabulce 12 v příloze. L ("low") představuje dolní mez průběhu frekvencí, C ("central") střední neboli centrální průběh frekvencí a H ("high") horní frekvenční mez. Z výsledků je patrné, že u drtivé většiny lze jak před operací, tak po operaci zamítnout nulové hypotézy na všech frekvencích u mezí L a C. Přijímáme tedy alternativní hypotézu, že průměry L a C se s nastavením MAESTRa liší. Výjimku tvoří pouze 3 případy, z nichž jeden je centrální frekvence u první apikální elektrody před operací, což lze vysvětlit omezeným rozsahem frekvencí v rámci apikálního konce hlemýždě. Další výjimky jsou srovnání 3. a 6. elektrody s naplánovaným stavem, tedy před operací. Zamítnutí nulových hypotéz v tomto případě není možné. Pravděpodobně se v těchto případech jedná o náhody. Z grafu lze již ale soudit, že k největším odchylkám mezi MAESTRem a naplánovanými frekvencemi bude docházet až v případě druhé poloviny elektrodových kontaktů, proto nelze zamítnutí nulových hypotéz zpochybnit.

Trochu odlišná situace nastává při porovnávání horních mezí frekvencí MAESTRA se situací před a po operací. V případě naplánovaných frekvenčních pozic nelze normalitu zamítnout na posledních čtyřech elektrodách, což je patrné i z grafického vyobrazení, kdy se mediány boxplotů v podstatě překrývají s horní mezí. Naopak u pooperačního srovnání nelze normalitu zamítnout na prvních pěti elektrodách.

Z výše zmíněných výsledků lze vyvodit, že shodné frekvenční pozice jsou nejvíce patrné při srovnání s horní mezí defaultního nastavení MAESTRa, což bylo patrné i ze srovnání pomocí krabicových grafů. Překvapením naopak bylo, že k přijímání alternativní hypotézy docházelo již v rámci srovnání s předoperačně naplánovanými frekvencemi. U pooperačních frekvencí se dalo z grafického vyobrazení tušit, že frekvence se budou lišit, u předoperačního plánování to ale natolik zřetelné nebylo. Očekávalo se, že MAESTRO bude využívat frekvence kooperující alespoň s předoperačním plánováním, ani to ale nelze ale potvrdit. Tyto výsledky budou nadále diskutovány v kapitole 11.



Obr. 10.4: Průběh vývoje frekvencí před a po operaci

Čárový graf na obrázku 10.4 zobrazuje závislost předoperačních a pooperačních průběhů frekvencí u každého z pacientů. Z grafu je patrná v podstatě lineární závislost průběhu frekvencí před a po operaci. Lze také vizuálně potvrdit nezamítnutí nulové hypotézy u 1. elektrody 10.2, kdy je patrné že apikální elektroda je uložena u všech pacientů v podobném rozsahu. Lineární závislost mezi průběhy také naznačuje, že skutečné polohy kontaktů jsou po implantaci lineárně vyšší než bylo v plánu. Čím je křivka strmější, tím více se pozice jednotlivých elektrod změnila. Pokud by měl být respektován trend naplánovaných pozic, pozice elektrod by neměly přesáhnout hranici 8500 Hz, kde končí i bazální elektroda v programu MAESTRO. Vyšší hodnoty bazálních elektrod stejně tak jako výrazně nižší hodnoty (kolem 6000 Hz) mohou poukazovat na neúplné zavedení elektrodové svazky, ale také na výběr nevhodné elektrody či nepřesnou identifikaci poloh kontaktů po implantaci. Všechny tyto faktory včetně změny v délce kochley mohou vést ke změně frekvencí a poukazovat tedy na nejrůznější nepřesnosti včetně neoptimální implantace. K posouzení správné implantace je ale nutné brát v potaz i další faktory, jako jsou nastavovací mapy KI a výsledky PTA.

K testování samotných diferencí na jednotlivých elektrodách byl využit neparametrický test Kruskal-Wallis (KW). Normalita rozložení dat byla u všech 12 skupin pomocí SW testu zachována (výsledky dostupné v příloze), Bartlettův test o homogenitě rozptylů byl na základě nulové p-hodnoty zamítnut, proto byla použita

neparametrická verze ANOVA testu. Nulové hypotéza nezamítá shodné rozptyly na všech elektrodoých kontaktech. Vzhledem ale k rozdílným frekvenčním rozsahům a viditelným grafickým rozdílům lze předpokládat přijetí alternativní hypotézy.

Group Summary Table			
Group	Count	Mean	Std Dev
1	31	112.43	78.89
2	31	171	123.73
3	31	234.17	167.46
4	31	310.36	211.98
5	31	406.19	280.85
6	31	580.18	404.7
7	31	816.03	542.04
8	31	1096.98	740.31
9	31	1409.8	1025.1
10	31	1869.94	1373.34
11	31	2466.02	1786.21
12	29	3000.26	1708.52
Pooled	370	1028.85	916.83
Bartlett's statistic	509.654		
Degrees of freedom	11		
p-value	0		

Obr. 10.5: Výsledky Bartlettova testu o homogenitě rozptylů frekvenčních dat

Tabulka 10.5 zobrazuje výsledky Bartlettova testu o homogenitě rozptylů. Tabulka obsahuje 12 skupin ("Groups"), které reprezentují jednotlivé elektrodoé kontakty. Skupiny obsahují vždy určitý počet analyzovaných pacientů ("Count"). Tzv. "Degrees of freedom" neboli stupně volnosti vyjadřují počet testovaných veličin snížených o počet odhadovaných veličin (zpravidla 1). Z výsledků testu lze kromě nulové p-hodnoty a hodnoty testové statistiky ("Bartlett's statistic") pozorovat průměrné hodnoty ("Mean") diferencí na elektrodách, u kterých je patrný poměrně vysoký růst. Podobný růst vykazují i směrodatné odchylky ("Std Dev"), které reprezentují podobnost diferencí hodnot na jednotlivých elektrodách. V tabulce lze také pozorovat, že se na 12. bazální elektrodě snížil počet analyzovaných hodnot (pacientů) na 29. Tento fakt bude nadále rozebrán v poslední kapitole 11.

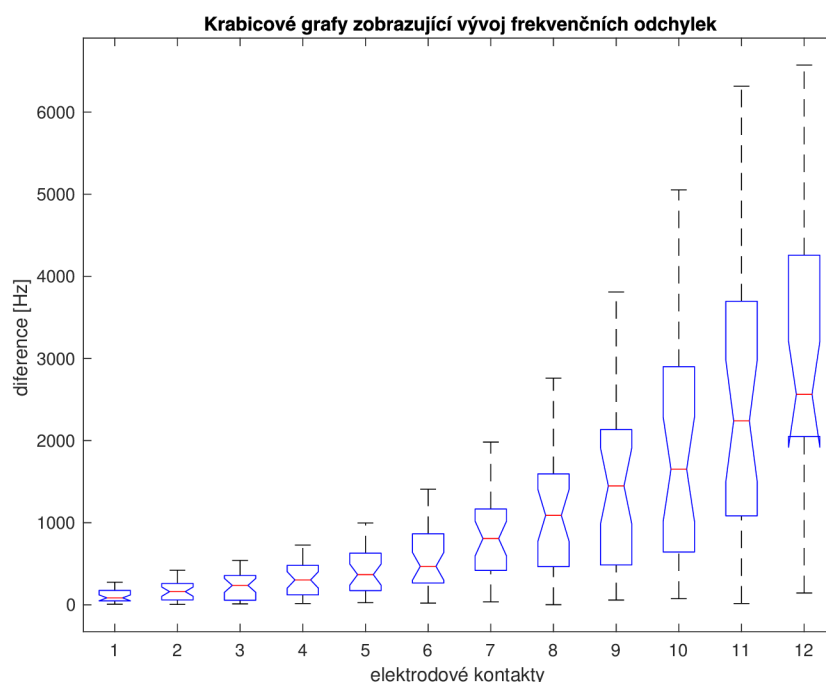
Kruskal-Wallis ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	Chi-sq	Prob>Chi-sq
Groups	2.24713e+06	11	204284.6	196.44	4.06822e-36
Error	1.97392e+06	358	5513.7		
Total	4.22105e+06	369			

Obr. 10.6: Výsledky testu Kruskal-Wallis pro skupiny diferencí na jednotlivých elektrodoých kontaktech



Z výsledků 10.6 KW testu je patrná velmi malá p-hodnota, která zamítá nulovou hypotézu a přijímá alternativní, tedy možnost, že alespoň jedna skupina se liší. Pro zjištění, u kterých konkrétních skupin se rozptýly liší byl proveden test mnohonásobného porovnání s Bonferonniho korekcí. Výsledky testu mnohonásobného porovnání ukázaly, že v případě první apikální elektrody, se rozptylově liší nejvíc skupin, konkrétně sedm elektrod (elektrody 6-12), u kterých klesla p-hodnota pod statistickou hladinu významnosti 0,05. Stejný případ platí i pro poslední 12. bazální elektrodu, u které se rozptylově liší prvních 7 elektrod. Nejmenší počet lišících se rozptylů byl zaznamenán u elektrod uprostřed el.svazku. Jednalo se o elektrody 5,6,7 a 8 a rozptylově se lišily vždy se čtyřmi skupinami.

Na základě výsledků mnohonásobného porovnání je patrné, že počet rozdílných rozptylů klesá směrem k prostřední elektrodě a poté zase opět roste. Menší počet skupin lišících se svým rozptylem u středových elektrod bude pravděpodobně způsoben překrýváním se frekvenčním pásem, tedy i diferencí. Co lze ale s jistotou vyvodit, je fakt, že velikost diferencí se směrem k bazálním elektrodám sama o sobě zvyšuje, což je patrné z grafu (10.7. Tento fakt lze vysvětlit stále stejnými důvody - odchylky v CDL, chybná identifikace kontaktů, nesprávná volba elektrody nebo nedostatečné zasunutí svazku do kochley.



Obr. 10.7: Vizuální výsledky KW testu pro frekvenční diference

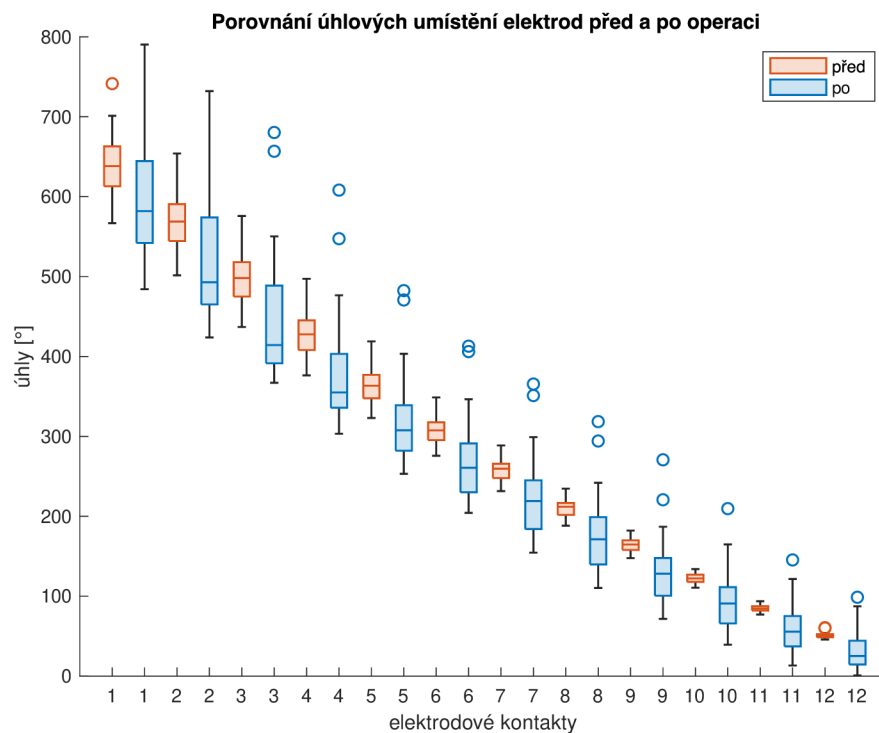
Velké diference by mohly působit komplikace při následné rehabilitaci. Mozek se bude díky své neuroplasticitě snadněji přizpůsobovat menším odchylkám (např

v rámci stovek Hz), než vysokým odchylkám v rámci tisíců Hz. Rehabilitace po operaci by v tomto případě mohla být zdlouhavá a progres těchto pacientů by mohl být pomalejší. Jedná se ale o individuální schopnosti každého pacienta, které jsou ovlivněny dalšími faktory včetně prostředí, ve kterém se pohybuje.

K celkovému posouzení úspěšnosti rehabilitace je nutné brát v potaz další testy a výsledky v podobě výsledků tónové audiometrie a hodnot nastavovacích map KI.

## 10.2.2 Statistika s úhlovými daty

Kromě frekvencí jsou důležité i úhlové pozice elektrodových kontaktů. U úhlových pozic se navíc zavádí pojem AID (celkový úhel zavedení), který představuje celkový úhel zavedení elektrody, který by se optimálně měl pohybovat v rozmezí  $540^\circ$  až  $720^\circ$ , což představuje oblast druhého kochleárního závitů. Tato oblast úhlů poukazuje na optimální zavedení elektrodového svazku. Celkový rozsah úhlových pozic je menší než u frekvencí a pohybuje se v rozmezí cca  $0^\circ$  až  $790^\circ$ . Pokud se apikální elektroda nachází na pozici pod  $540^\circ$ , nedošlo k zasunutí elektrody po druhý závit kochley a lze usuzovat stejně jako v případě frekvenčních pozic, že mohlo dojít z výše zmíněných důvodů k neoptimální implantaci.



Obr. 10.8: Srovnání úhlového umístění elektrodových kontaktů před a po operaci

Krabicové grafy 10.8 zobrazují srovnání rozsahů úhlů před a po operaci. Mezi frekvenčními a úhlovými rozsahy panuje nepřímá úměra, tzn. vysoké apikální úhly odpovídají nízkým frekvencím zatímco malé bazální úhly odpovídají vysokým frekvencím.

Z grafu je patrných více odlehlých hodnot, protože úhly se obecně pohybují v menších rozsazích. To je dáno také tím, že pro výpočet tonotopie se využívá jiná funkce (Greenwoodova funkce 2.1 než je tomu u úhlových pozic, které se odvozují z CDL (rovnice - 7.2). Odlehlé hodnoty se také více vyskytují v případě pooperační identifikace. Důvody těchto odchylek jsou stejné jako v případě frekvencí. Opět je patrné, že rozsahy úhlů před a po operaci nejsou konzistentní. Tato domněnka byla ověřena pomocí neparametrického znaménkového t-testu, protože normalita diferencí dat byla vizuálně i pomocí SW testu zamítnuta. Zamítnuta byla také podmínka použití Wilcoxonova neparametrického párového testu, proto byl použit znaménkový test.

Nulová hypotéza o nezamítání stejných úhlových rozsahů nebyla potvrzena ani v jednom případě 10.3. Na všech elektrodových kontaktech se přijímá alternativní hypotéza, které zamítá shodnost rozsahů hodnot před a po operaci. Z tabulky je patrné 100% přijmutí alternativní hypotézy na základě všech p-hodnot menších než 0,05.

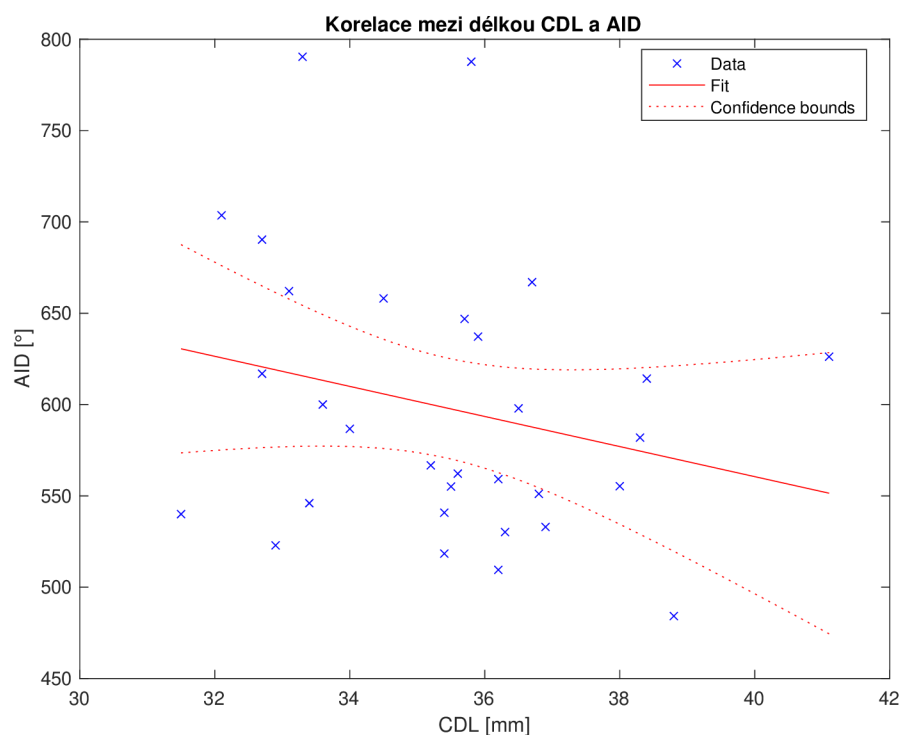
Tab. 10.3: Výsledky neparametrického znaménkového párového testu pro úhlové pozice

el.	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.	11.	12.
p	0.023	0.011	0.001	0.000	0.003	0.030	0.011	0.011	0.000	0.001	0.001	0.000
H	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Hodnoty totálního úhlu zasunutí byly využity pro další statistické testování. Byla provedena korelace mezi CDL a AID, abychom zjistili, zda mezi sebou tyto parametry souvisí či ne. Na základě dostupných informací lze soudit, že v případě delší kochley bude použita delší elektroda a pokrytí kochley bude celkově větší. Na druhou stranu delší elektroda než 31,5mm není ve výběru MED-EL elektrod k dispozici, a proto v případě nadprůměrně dlouhých hlemýžďů nebude možné dosáhnout vyššího úhlu zasunutí z důvodu délky elektrody.

Korelace mezi CDL a AID byla testována pomocí parametrického Pearsonova korelačního koeficientu, i přesto, že normalita rozložení dat byla vizuálně i pomocí SW testu potvrzena pouze u CDL. Normalita rozložení dat byla u AID byla pomocí

SW testu zamítnuta, ale vzhledem k tomu, že p-hodnota nebyla od statistické hladiny významnosti vzdálená, bylo rozhodnuto použít Pearsonův korelační koeficient, protože síla testu je vyšší a test je statisticky významnější. Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu činila  $r = -0,239$  a p - hodnota = 0,195. Na základě těchto výsledků nezamítáme nulovou hypotézu o nepřítomnosti vlivu CDL na AID, protože p-hodnota není menší než  $< 0,05$ .



Obr. 10.9: Korelační závislost mezi CDL a AID

Při vizualizaci korelace 10.9 je patrná mírně záporná závislost, která odpovídá korelačnímu koeficientu  $-0,239$ . Tato závislost by naznačovala, že s delším CDL nedochází k vyššímu úhlu zasunutí, protože délka délka elektrody je omezená a elektrodu lze zavést pouze do druhého závitu resp. po bazilární membránu. Dalo by se tedy říct, že pokrytí kochley nesouvisí s CDL, což potvrzuje i studie z Rostocku 6.2.2. Naopak je zajímavé, že nejvyšších úhlů zasunutí bylo dosaženo u délek hlemýžďů kolem 34 a 36mm. Je ale patrné, že se jedná spíše o odlehlé hodnoty. Takto vysoké hodnoty úhlu zasunutí u zmíněných CDL naznačují buď protrhnutí bazilární membrány nebo pravděpodobněji, nesprávnou identifikaci elektrodových kontaktů v CBCT datech.

### 10.2.3 Statistika s milimetrovými pozicemi elektrod

MED-EL elektroda v délce 28mm má aktivní oblast stimulace, tedy oblast na které jsou rozloženy elektrody v délce 23,1mm. Elektroda s délkou 31,5mm má aktivní oblast stimulace 26,4mm.

U milimetrových pozic elektrod po operaci bylo zjištěno, že u 4 ze 7 pacientů (57%), kterým byla implantována délka elektrody 31,5mm, došlo k určení milimetrových pozic kontaktů na větším rozsahu než je samotná aktivní délka stimulace elektrody. Ke stejnému scénáři došlo v případě implantované elektrody o délce 28mm, kdy bylo zjištěno, že rozsah je větší u 19 z 24, tedy u 79% pacientů.

Dosažené výsledky mohly být ovlivněny chybami v podobě nepřesného rozměření CDL či identifikaci elektrod po operaci. Pokud by se ale zmíněné lidské faktory nebraly v potaz, jednalo by se o poněkud o zajímavé zjištění. Většina pacientů by v tomto případě měla pozice elektrod uložených na větší délce než je samotná stimulační délka elektrodového svazku. Vzhledem k tomu, že OTOPLAN nerozlišuje aktivní oblast elektrody ale bere v úvahu pouze celkovou délku elektrody, neoznačí ani neupozorní na tyto nesrovnalosti. Možným vysvětlením těchto výsledků je nedostatečně přesný výpočet milimetrových pozic elektrod, což by vysvětlovalo takto zkreslené výsledky. Na druhou stranu porovnání s naplánovanými pozicemi před operací, tyto nesrovnalosti výrazně omezilo. U délky elektrody 28mm se jednalo pouze o 2 pacienty, u délky 31,5mm se situace nezměnila vůbec. Pro nedostatečné vysvětlení těchto odchylek nebyla dále statistická analýza s milimetrovými pozicemi elektrod prováděna.

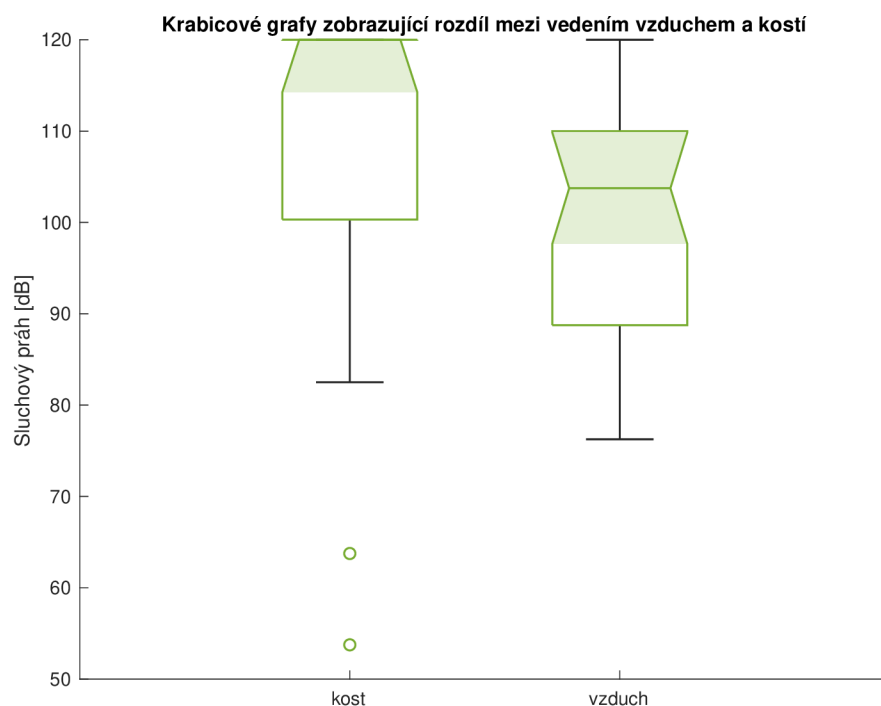
## 10.3 Statistická analýza audiogramů

V tabulce 10.4 jsou rozsahy, průměry a směrodatné odchylky hodnot tónové audiometrie (PTA). Konkrétně se jedná o průměry PTA hodnot z frekvencí 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz a 4000 Hz. Kostní vedení ( $108,97 \pm 18,55$ ) je u většiny pacientů až na výjimky velmi vysoké, v podstatě se pohybuje v kategorii - bez zbytků sluchu. Vedení vzduchem s průměrem  $100 \pm 13,61$  indikuje u většiny pacientů taktéž těžký stupeň sluchového postižení až úplnou hluchotu.

Tab. 10.4: Přehled PTA hodnot

	rozsah [dB]	průměr [dB]	směrodatná odchylka [dB]
PTA před - kost	53,75 - 120	108,97	18,55
PTA před - vzduch	76,25 - 120	100,38	13,61
PTA po operaci	28,75 - 75,00	45,52	11,02
PTA poslední po operaci	16,25 - 58,75	38,14	9,6

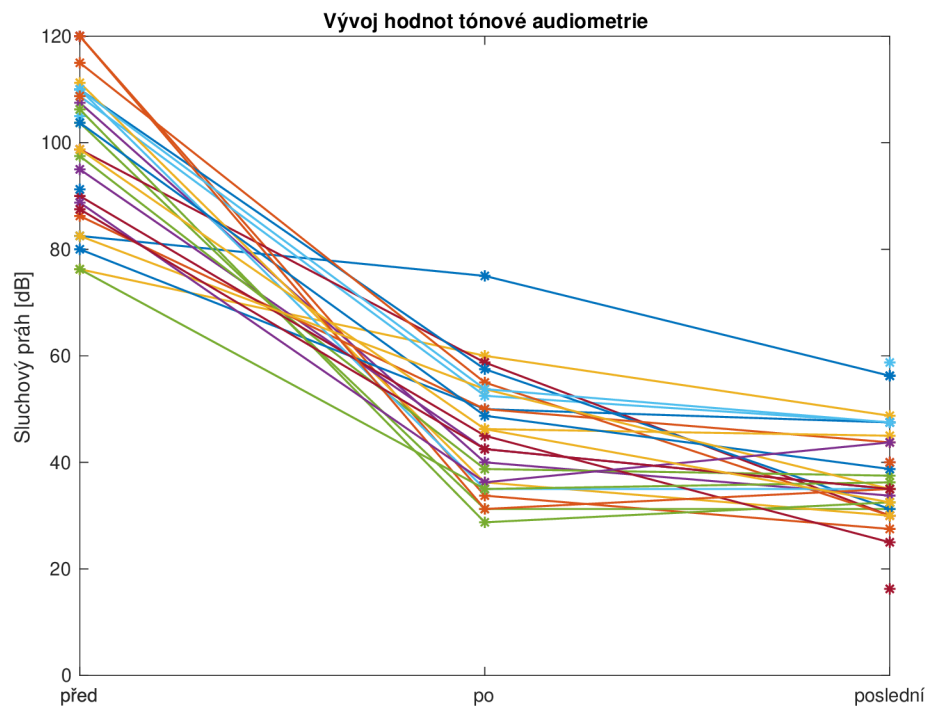
Graficky je srovnání vedení vzduchem a kostí patrné na obrázku 10.10. Medián kostního vedení je roven nejvyšší měřitelné hodnotě PTA - 120 dB, nejčastěji tedy není možné kostní vedení u pacientů změřit. Takto vysoké hodnoty indikují percepční typ poruchy vedení sluchu, který poukazuje na dysfunkci nebo nefunkčnost vnitřního ucha, což je pro kandidáty na KI typické. Patrné jsou pouze 2 odlehlé hodnoty, které indikují středně těžkou nedoslýchavost. Oficiálně stanovený sluchový práh pro kandidaturu činí 75 dB, při kombinaci s vysokými hodnotami vedení vzduchem pravděpodobně i tito pacienti splnili požadavky kochleární implantace.



Obr. 10.10: Porovnání vedení vzduchem a kostí

Medián i průměr vedení vzduchem přesahuje hodnotu 100 dB. Jedná se opět o

velmi vysoké hodnoty, které nelze již kompenzovat sluchadlem. Minimální hodnota vedení vzduchem činí 76,25 dB, což je těsně nad stanovenou indikační hranicí. U tohoto pacienta se může jednat o rychle progredující poruchu. Čím dříve bude v tomto případě KI nasazen a doba hluchoty bude co nejkratší, tím lepších výsledků lze většinou po implantaci dosáhnout. Již z průměrných hodnot před a po operaci je patrný markantní pokles PTA, který poukazuje na zlepšení tónové audiometrie po implantaci. Graficky lze vývoj PTA pozorovat na čárovém grafu 10.11, kdy každá čára představuje průběh konkrétního pacienta. Patrný je strmý pokles hned u prvních audigramů po operaci, kdy se většina hodnot snížila do rozmezí cca 30-60 dB, což odpovídá lehké až středně těžké nedoslýchavosti. Vyšší hodnoty lze vysvětlit tím, že čerstvě implantovaný pacient si na KI teprve zvyká a je nutné provádět upravní nastavení nastavovacích map. Předpokládá se ještě vyšší pokles hodnot, ze kterého by měl uživatel benefitovat.



Obr. 10.11: Vývoj PTA hodnot

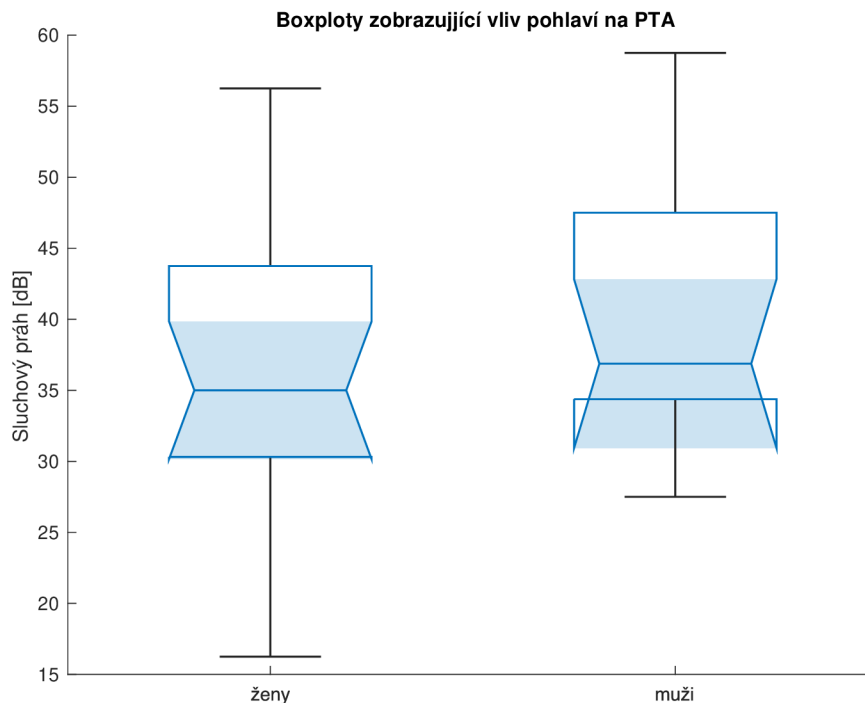
Hodnoty posledních dostupných audiogramů se průměrně pohybují okolo  $38,14 \pm 9,6$  dB. Průměr a směrodatná odchylka klesly oproti prvním audiogramům po operaci podle očekávání. Z grafu je mezi hodnotami pooperačních audiogramů patrný většinou mírnější pokles. U některých pacientů je ale viditelný vzrůst sluchového prahu. To lze vysvětlit hned dvěma důvody. Zaprvé tónová audiometrie představuje subjektivní metodu vyšetřování, proto je možné, že hodnoty byly odečteny

nesprávně na základě odpovědi pacienta. Dalším možným vysvětlením je špatně nastavený kochleárním implantát, který by bylo vhodné přenastavit.

Pokud srovnáme hodnoty PTA podle pohlaví, je možné se z grafu 10.12 domnívat, že přesto, že ženy tvořily vyšší podíl pacientů, byly schopny dosáhnout lehce lepších výsledků PTA. Byť se mediány liší jen minimálně (35dB pro ženy, 36,88 dB pro muže), horní/dolní kvartily a minimální/maximální hodnoty poukazují na lehce lepší rozsah výsledků žen.

Tato domněnka byla otestována pomocí parametrického dvouvýběrového nepárového t-testu, jehož nulová hypotéza nezamítá stejné výsledky PTA u mužů i žen. Předpoklady normality rozložení dat byly otestovány graficky pomocí N-P grafů a histogramů a statisticky pomocí Shapirova Wilkova (SW) testu, jehož p-hodnota činily 0,55 a 0,29. Normalita rozložení dat tedy nebyla zamítnuta, protože obě hodnoty jsou větší než statisticky významná hladina 5%.

Výsledky dvouvýběrového nepárového t-testu nulovou hypotézu nezamítly ( $H=0$ ), tedy nezamítají fakt, že jak muži tak i ženy dosahují stejných výsledků. P-hodnota statistického testu činila 0,46. Lze tedy konstatovat, že ženy i muži dosahují stejných výsledků. Tuto domněnku naopak studie 6.1.2 zamítla a potvrdila lepší výsledky u mužů. Výsledky studie byly ale testovány na řečové audiometrii, což je nutné brát v potaz.



Obr. 10.12: Porovnání výsledků PTA na základě pohlaví



Z věkového rozmezí (20-79 let) pacientů vyplývá, že pokud může mít implantace přínos i ve vyšším věku, může být implantát po splnění všech kritérií nasazen. Proto byl kromě vlivu pohlaví testován také vliv věku na výsledcích PTA. Pacienti byli rozřazeni do tří věkových skupin - do 50ti let, nad 50 let, ale do 65ti let a nad 65 let. Pomocí jednofaktorového ANOVA testu byla testována nulová hypotéza o shodnosti rozptylu ve všech skupinách. Alternativní hypotéza tedy naopak přijímá alespoň jednu skupinu, u které se rozptyl bude odlišovat.

Předpoklady ANOVA testu byly splněny. Normalita rozložení dat byla zachována u všech tří skupin s p hodnotami signifikantně většími než je hranice významnosti 0,05. Bartlettův test o homogenitě rozptytů, jehož výsledky jsou patrné v tabulce 10.13, potvrzuje na základě p-hodnoty homogenitu rozptylů. Součástí výsledků testu jsou i průměry skupin a jejich směrodatné odchylky.

Group Summary Table			
Group	Count	Mean	Std Dev
over_65	9	41.25	11.3709
upto_50	13	34.2308	7.7985
upto_65	9	40.6944	9.081
Pooled	31	38.1452	9.3042
<hr/>			
Bartlett's statistic	1.34875		
Degrees of freedom	2		
p-value	0.50947		

Obr. 10.13: Výsledky Bartlettova testu o homogenitě rozptylů PTA podle věku

Výsledky ANOVA testu patrné v tabulce nezamítají nulovou hypotézu o shodnosti rozptylů ve všech skupinách na základě p-hodnoty  $0,16 > 0,05$ . Již z Bartlettova testu je ale patrné, že skupina uživatelů do 50 má nejnižší medián, zatímco další dvě skupiny mají medián vyšší. Protože jsou mediány skupin do 65 a nad 65 let velmi podobné, nelze soudit, zda by výrazně vyšší věk měl na výsledky PTA vliv. Naopak lze ale říci, že skupina do 50ti let vykazuje mírně lepší výsledky, byť statisticky nebyla tato hypotéza potvrzena. Obdobných výsledků dosahuje i další statistická analýza dat KI z Brna 6.1.1.

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Groups	344.44	2	172.221	1.99	0.1556
Error	2423.9	28	86.568		
Total	2768.35	30			

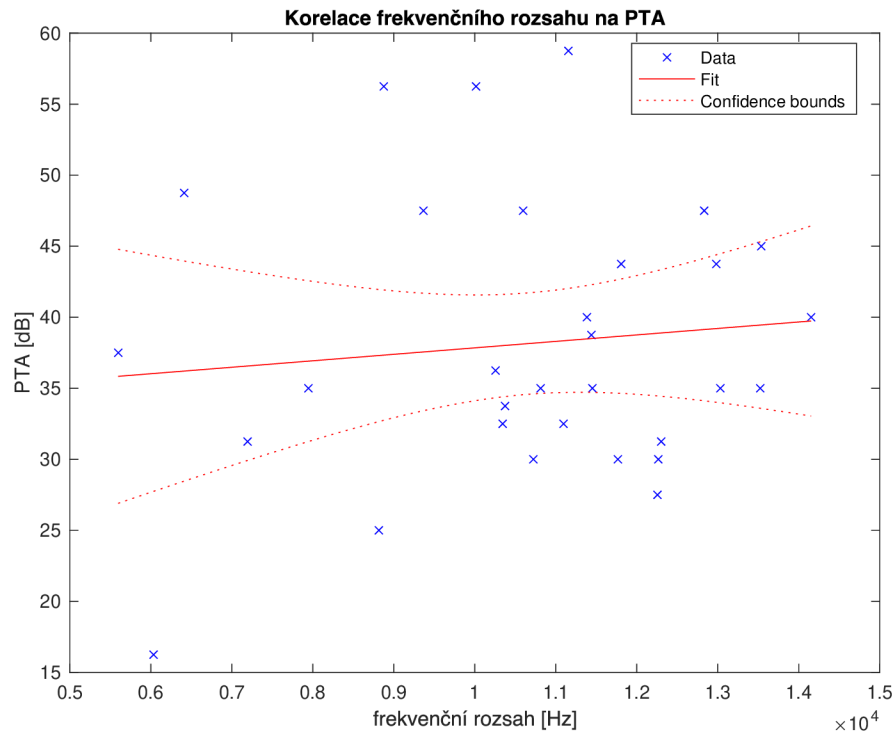
Obr. 10.14: Výsledky ANOVA testu pro testování hypotézy o shodnosti rozptylů PTA mezi věkovými skupinami

Statisticky pomocí dvouvýběrového nepárového t-testu byla testovaná nulová hypotéza o shodnosti výsledků PTA u obou skupin pacientů podle úhlu zavedení elektrody. Pacienti byli na základě dosaženého úhlu zavedení rozděleni do dvou skupin - tzv. "shallow insertation" (nehluboká inzerce, která nepřesahovala AID 540° a "deep insertation", tedy skupina pacientů jejichž úhel zavedení elektrody byl větší než 540°. Úhlová hranice těchto dvou skupin byla stanovena na základě údajů z OTOPLANu, kde právě úhel 540° představuje hranici mezi zavedením do prostředního závitů hlemýždě.

Parametrický t-test byl použit pro nezamítnutí normality rozložení dat SW testu také pro nezamítnutí shodnosti rozptylů na základě F testu. Výsledky testu nezamítly nulovou hypotézu ( $H=0$ ) s p-hodnotou, která činila 0,753 a byla tedy větší než 0,05. Nelze tedy přijmout alternativní hypotézu, že s vyšším úhlem zavedení dochází k lepším výsledkům PTA. Tyto výsledky ovšem nekorrespondují s dosaženými výsledky studií 6.2.2 prováděných v Rakousku a Německu, kde byl vyšší úhel spojován s lepšími výsledky po operaci na základě korelační analýzy. Možným vysvětlením je ale opět rozdíl ve využitých audiometrických testech nebo samotný fakt, že byl využit statistický test místo korelační analýzy.

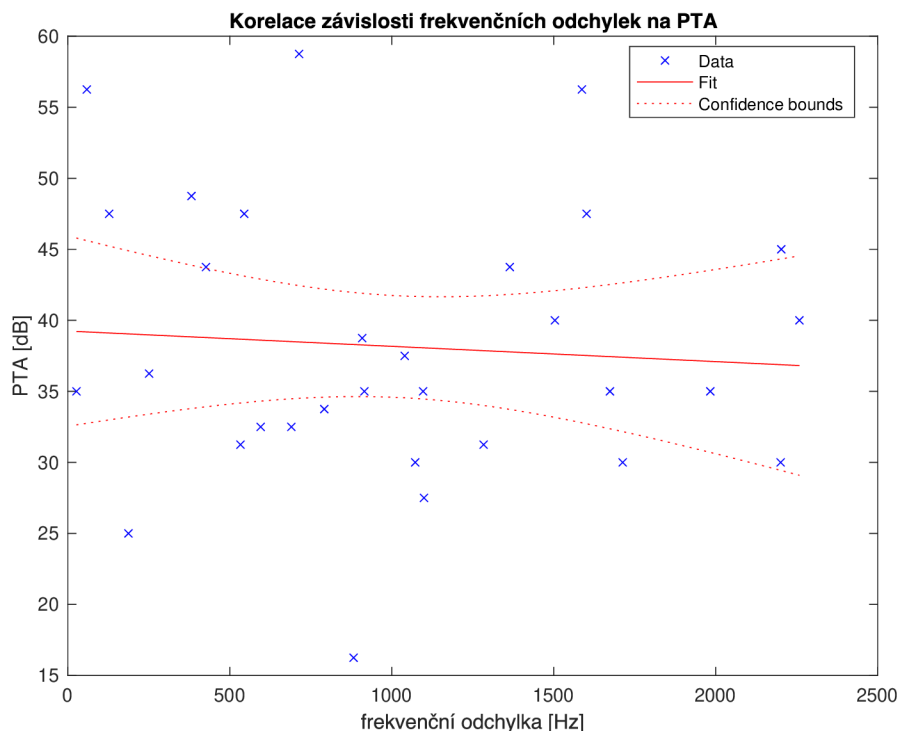
Hodnoty PTA byly dále využity pro zjištění možné korelace s frekvenčním rozsahem. Na základě statistické rešerše byla stanovena hypotéza, že s větším frekvenčním rozsahem lze dosáhnout lepších hodnot tónové audiometrie. Po vizuálním a testovém ověření normality dat, byl vypočten Pearsonův korelační koeficient. Výsledky neprokázaly korelaci mezi výše zmíněnými parametry. P-hodnota byla signifikantně větší než statistická hladina významnosti a korelační koeficient byl velmi malý ( $r = 0.106$ ). Na obrázku 10.15 je patrná jen velmi nepatrně pozitivní korelace na jež základě nelze potvrdit závislost frekvenčního rozsahu na PTA. Pokud bychom brali patrný trend v potaz, docházelo by s větším frekvenčním rozsahem ke zhoršení posledních dostupných hodnot PTA, což by šlo vysvětlit subjektivitou tónové audiometrie nebo faktem, že hodnoty PTA byly vypočítány jako průměr na středových frekvencích a ne z celého rozsahu. Zdravé lidské ucho je totiž schopno rozlišit větší

frekvenční pásmo. Nelze tedy předpokládat, že větší rozsah by měl působit problémy.



Obr. 10.15: Korelace mezi frekvenčním rozsahem a PTA

Korelována byla i velikost frekvenční odchylky s výsledky PTA pomocí Pearsonova korelačního koeficientu 10.16. Korelace mezi parametry byla překvapivě nepotvrzena ( $r = -0,074$ ). Nelze tedy tvrdit, že vyšší odchylky způsobují zhoršení PTA hodnot. Z toho lze vyvodit hned dva závěry. První závěr zní, že mozek má natolik velké schopnosti neuroplasticity, že nemá po delší době problém přizpůsobit se i vyšším odchylkám větším než 1000 Hz. Druhou možností je míra subjektivity tónové audiometrie, tedy hodnoty PTA mohou být zkreslené a nepodávají tak odpovídající výsledky.

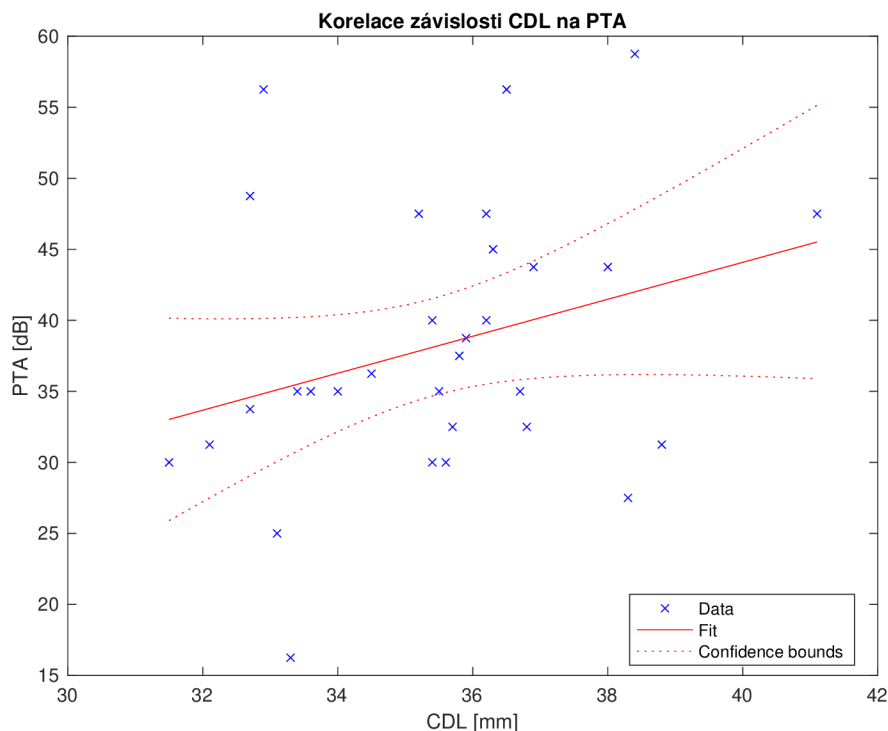


Obr. 10.16: Korelace mezi frekvenčními odchylkami a PTA

Podobnému tématu se věnovala i studie ze Severní Karoliny 6.2.2. Obdobných výsledků bylo dosaženo i v rámci analýzy v této práci. Závěry studie však byly rozšířeny o korelaci frekvenčních odchylek s věkem pacientů, kdy se navíc dospělo k závěru, že vyšší odchylka v kombinaci s vyšším věkem zhoršuje výsledky řečové audiometrie. Schopnost neuroplasticity mozku ve vyšším věku nebyla pro chybějící řečové audiometrie otestována. Některé hodnoty v případě korelace 10.16 však mohou naznačovat, že vysoké odchylky neohledně na věk pacienta mohou způsobovat vyšší výsledky i tónové audiometrie.

Dále byla korelována závislost CDL na PTA. Dalo by se říct, že tyto parametry spolu nikterak nesouvisí, výsledky této korelace by ovšem navazovaly na dříve provedenou korelaci 10.9.

Pomocí Pearsonova korelačního koeficientu byla testována možná závislost délky kochley na výsledcích PTA. Hodnota korelačního koeficientu činila 0,297 a p-hodnota = 0,104. P - hodnota je vyšší než statisticky významná hladina 0,05, tudíž ze statistického hlediska nelze považovat hodnotu korelačního koeficientu za statisticky relevantní, i přesto by obě korelační závislosti na sebe navazovaly.



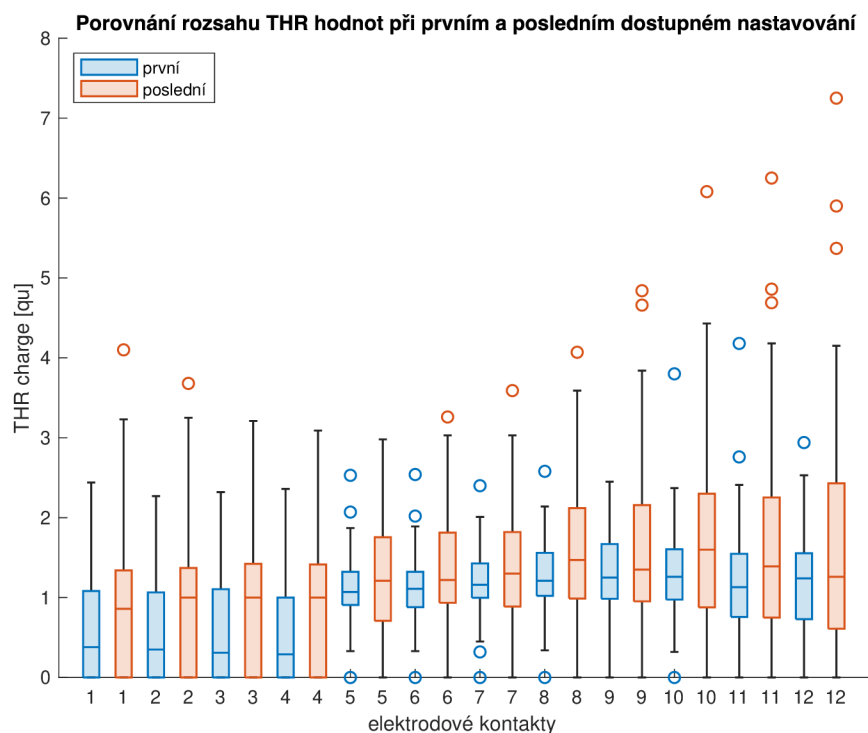
Obr. 10.17: Korelace mezi CDL a PTA

Na obrázku 10.17 je vidět průběh korelace vykazující kladný trend, tedy s delší kochleou se zvyšují hodnoty PTA. Pokud spojíme informace dostupné z obou korelací, lze s jistou mírou nejistoty tvrdit, že delší hlemýžď jednak není možné dostatečně pokrýt a zároveň také dochází ke zvyšování hodnot PTA, což není žádoucí.

Na závěr je nutné podotknout, že tónová audiometrie nepodává informace o schopnostech porozumění řeči, nýbrž pouze o rozsahu slyšitelnosti tónů. Nelze tedy na základě tónové audiometrie ověřovat porozumění řeči. Vhodnější by bylo do analýzy zahrnout výsledky řečové audiometrie, která udává procentuální úspěšnost porozumění konkrétních slov.

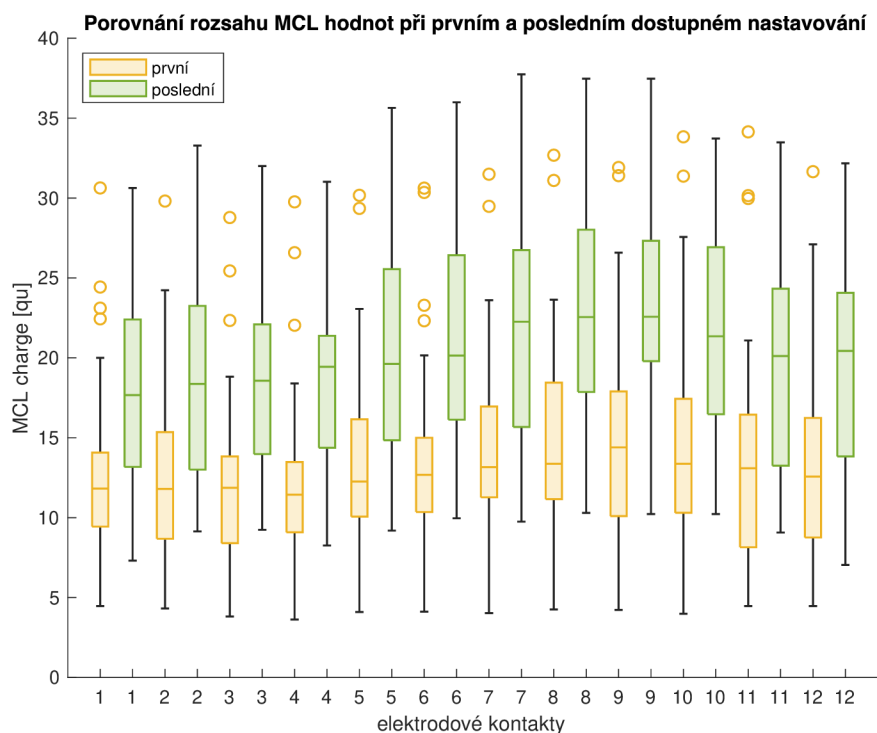
## 10.4 Statistická analýza MAESTRO dat

THR hodnoty představují spodní mez dynamického rozsahu, jejich nastavení je oproti MCL hodnotám méně významné. Jejich vývoj je v porovnání s MCL hodnotami více konstantní.



Obr. 10.18: Porovnání THR hodnot při prvním a posledním dostupném nastavení

Krabicové grafy na obrázku 10.18 porovnávají hodnoty prvního nastavení po operaci a posledního dostupného nastavení audio procesoru. Boxploty jsou tvořeny THR hodnotami dostupnými u všech pacientů. Seskupeny jsou podle jednotlivých elektrodoých kontaktů. Na prvních čtyřech elektrodách nedochází k výrazným změnám mezi prvním a posledním nastavením. Mediány u posledních nastavení se na těchto elektrodách lehce zvýšily, pravděpodobně proto, aby pacienti byli schopni lépe rozeznat řeč od nežádoucího šumu. Od páté elektrody výše se pohybují mediány v podobném rozmezí kolem hodnoty 1 qu. Patrných je ale dost odlehklých hodnot, které lze vysvětlit tím, že nastavení představuje velmi individuální záležitost a každému uživateli mohou vyhovovat odlišné meze. Pokud jsou ale THR hodnoty velmi vysoké (5 qu a výše) a zvláště u poslední bazální elektrody, může být tato elektroda umístěna extrakochleárně a proto pacient není schopen tyto vyšší frekvence správně vnímat. Obecně ale u starších lidí dochází s věkem ke zhoršování vnímavosti vysokých frekvencí, důležité frekvence pro porozumění řeči se pohybují mezi 1-4 kHz. Proto se v případě vyšších THR hodnot u bazálních elektrod nemusí jednat o problém, který by výrazně ovlivňoval úspěšnost rehabilitace.

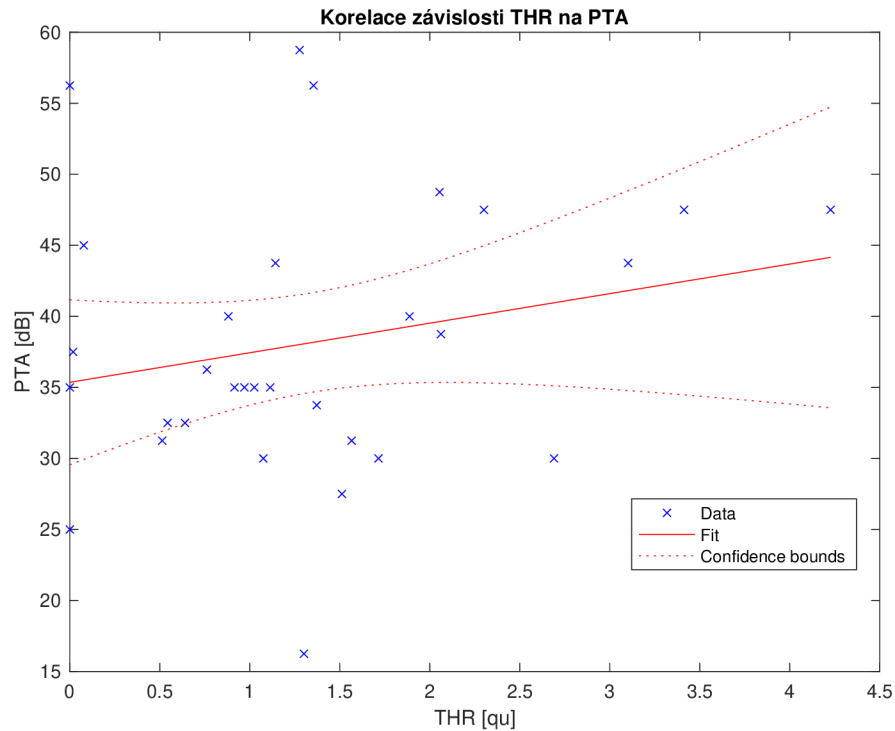


Obr. 10.19: Porovnání MCL hodnot při prvním a posledním dostupném nastavení

Rozsah MCL hodnot na obrázku 10.19 se oproti THR hodnotám výrazně liší. MCL hodnoty představují horní mez dynamického rozsahu a musí být nastaveny správně, aby pacient nevnímal zvuky nepříjemně hlasitě. Rozsahy hodnot při prvním a posledním nastavení se signifikantně liší. To je způsobeno faktem, že při prvním nastavení by se měly hodnoty MCL nastavovat v rozmezí 5-15qu, aby si uživatel na zvuky postupně zvykal a nepocitoval hned po nasazení nepříjemně hlasité tóny. Odlehle hodnoty u prvních nastavení MCL mohou poukazovat na nevhodně uložené elektrody, kdy nedochází ke správnému dráždění neurálních struktur. V takovém případě by se měla zvážít deaktivace jedné z elektrod, protože pacient z ní pravděpodobně nebude nijak benefitovat. V průběhu dalších nastavení lze postupně MCL hodnoty zvyšovat na hranici příjemného poslechu, tak aby bylo dosaženo co nejlepšího slyšitelného rozsahu. U posledních nastavení by se měly MCL hodnoty pohybovat v rozsahu 10-25qu, což z grafu mediánové hodnoty potvrzují.

Poslední dostupné průměrné hodnoty THR byly korelovány s výsledky tónové audiometrie. I přesto, že normalita dat nebyla u THR hodnot zachována ( $p$ -hodnota = 0,073), ale nacházela se blízko statisticky významné hranice 0,05, byl k testování použit Pearsonův korelační koeficient, který je schopen danou odchylku od normality akceptovat. Na základě jeho výsledku ( $r = 0,223$ ) byla zjištěna mírná kladná korelace 10.20, poukazující na zhoršení výsledků u PTA v případě vyšších hodnot

THR. P-hodnota výpočtu korelačního koeficientu byla ale opět vyšší než 0,05, proto nelze interpretovat tento výsledek s jistotou. Protože představuje PTA vyšetření registrující nejmenší intenzitu, při které lze daný tón slyšet a hodnoty THR se nastavují jako nejtíšíší slyšitelné tóny, lze kladný průběh korelace očekávat. Z korelace ale vyplývá, že neodůvodněné zvyšování THR hodnot by mohlo zbytečně sluchový práh zvyšovat.

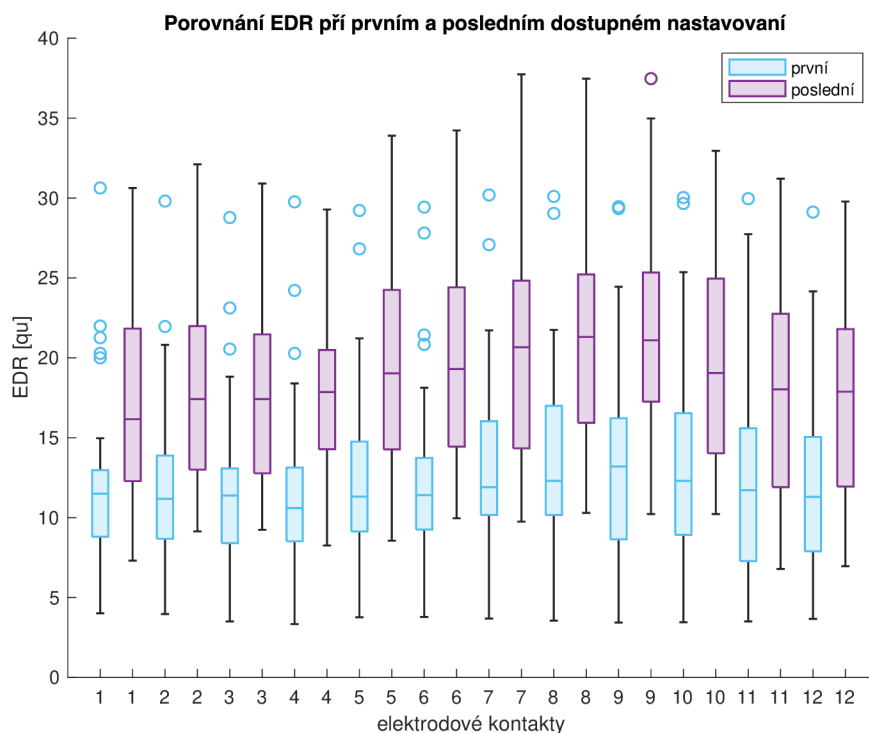


Obr. 10.20: Korelace nastavovacích parametrů THR s hodnotami PTA

Z hodnot THR a MCL lze odvodit elektrický dynamický rozsah, který je reprezentován horní hranicí v podobě hodnot MCL a dolní hranicí (THR hodnot) pro každou elektrodu. Z EDR se také odvozuje nastavení stupňů hlasitosti přijímaných zvuků, kterou si pacienti mohou korigovat sami. Stupně hlasitosti se odvozují z 80% až 100% oblasti hodnot dynamického rozsahu.

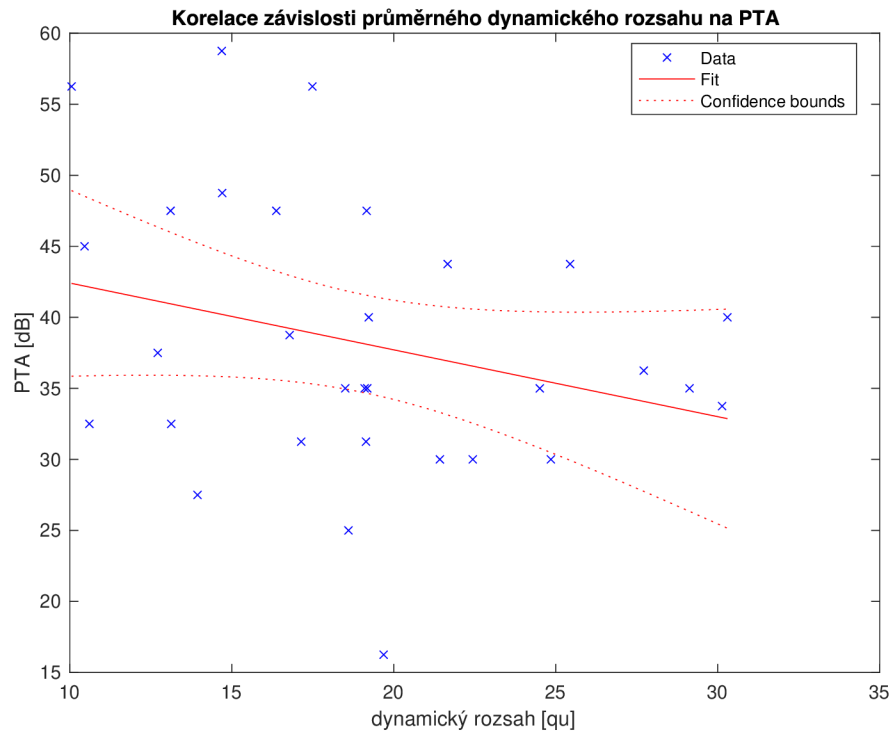
Z krabicových grafů na obrázku 10.21 je patrné zvětšení dynamického rozsahu mezi prvním a posledním dostupným nastavováním řečového procesoru KI. Větší dynamický rozsah by měl přispět k lepšímu rozsahu slyšení.





Obr. 10.21: Porovnání dynamického rozsahu při prvním a posledním dostupném nastavení

Na základě výše zmíněné hypotézy byl korelován průměrný EDR rozsah s hodnotami PTA 10.22. Patrná byla mírná záporná korelace s hodnotou Pearsonova korelačního koeficientu  $-0,279$ . P-hodnota ( $0,129$ ) je ale nad hranicí  $0,05$ , proto nelze výsledky interpretovat s jistotou. Větší dynamický rozsah by teoreticky mohl přinášet lepší výsledky PTA, protože hodnoty příjemného poslechu se nacházejí výše a pacient by tedy měl rozlišovat větší rozsah stupňů hlasitosti, což by celkově mělo přispět k lepšímu slyšení. Pro ověření této hypotézy by bylo vhodnější využít výsledky řečové audiometrie, protože tónová audiometrie nevypovídá o slyšitelnosti vyšších intenzit než je nejnižší slyšitelná mez. Předpokládá se ale, že pokud pacient zaregistroval tón na určité hladině intenzity, bude slyšet i tóny o vyšší intenzitě.



Obr. 10.22: Korelace průměrného dynamického rozsahu s výsledky tónové audiometrie

# 11 Doporučení pro implantaci a rehabilitaci nových pacientů

Kochleární implantace je individuální proces, který je pro každého pacienta specifický. Na základě sběru a analýzy dat lze z dosažených výsledků vyvodit závěry, které by mohly být prospěšné novým kandidátům na KI.

Z analýzy dat v OTOPLANu vyplynulo, že kvalita většiny CBCT snímků po operaci je natolik snižena či nepřesná, že nelze s jistotou analyzovat rozměry kochley a pozice jednotlivých elektrodoých kontaktů. Lokalizace elektrodoých kontaktů navíc může být provedena automaticky vestavěným algoritmem. Kvůli kvalitě snímků je ale téměř vždy nutná ruční lokalizace, protože automatická detekce je v mnoha případech nepřesná. Na základě ztížené analýzy tedy vznikají různě velké odchylky v CDL, které ovlivňují výpočet jednotlivých frekvenčních, úhlových a milimetrových pozic elektrodoých kontaktů. Zlepšení kvality pooperačních CBCT snímků by vedlo k přesnější pooperační analýze, která by byla přínosem v následné rehabilitaci.

K eliminaci velikosti pooperačních odchylek by dále bylo vhodné vždy zavádět stejnou délku elektrody, která byla předoperačně naplánována. U pěti pacientů bylo zjištěno, že naplánovaná délka elektrody se lišila s nakonec implantovanou. Tři z těchto pacientů navíc obdrželi nejčastěji implantovanou elektrodu o délce 28mm, která se v těchto případech pro vznik frekvenčních odchylek větších než 1000 Hz, jeví jako nevhodná. Vznik takto vysokých odchylek může být způsoben již známými důvody v podobě odchylek CDL, nízké kvality snímků a nepřesné identifikaci elektrodoých kontaktů. Dalším možným vysvětlením je opravdu nevhodný výběr samotné elektrody, která byla zvolena buď jako moc krátká nebo dlouhá. Obě dvě situace by mohly poukazovat na vznik vyšších odchylek, které by souvisely s neoptimální implantací a obtížnější pooperační rehabilitací. Pacienti s menší odchylkou se pravděpodobně budou schopni díky neuroplasticitě mozku adaptovat rychleji a lépe, než pacienti, u kterých došlo ke vzniku vyšších odchylek ve sledovaných parametrech.

U dvou pacientů bylo také zjištěno, že poslední bazální elektroda se nachází mimo kochleu. Tento fakt byl patrný i z analýzy diferencí 10.5, kde u poslední elektrody bylo analyzováno 29 místo 31 hodnot, tedy o dvě hodnoty pozic bazálních elektrod méně. Extrakochleárně uložené elektrody svědčí o neúplné implantaci a měly by být deaktivovány, protože nemohou správně dráždit nervové struktury. U jednoho z pacientů je z údajů nastavovací mapy patrné, že poslední elektroda měla vysokou impedanci, což naznačuje možné extrakochleární uložení. Tento fakt lze potvrdit i z pooperační analýzy v OTOPLANu a elektroda byla proto správně deaktivována, aby negativně neovlivňovala rehabilitaci pacienta. U druhého pacienta, který má pravděpodobně poslední elektrodu také mimo kochleu, nebyla elektroda deaktivována.

Shodou okolností se jedná také o pacienta, jemuž byla naplánována kratší elektroda, než byla následně implantována. V tomto případě by se kromě chyb způsobených lidským faktorem, mohlo také jednat o implantaci příliš dlouhé elektrody.

Možným řešením těchto situací, je kromě zlepšení pooperační kvality CBCT, dvojí předoperační plánování, které by také omezilo chyby způsobené lidskými faktory a potvrdilo by vybrání vhodné délky elektrody. Úprava samotného OTOPLAN softwaru tak, aby byly délky kochley sjednocené v rámci před a pooperačního rozměření či automatická detekce CDL by pravděpodobně problém omezila úplně.

Sběr audiologických dat poukázal na chybějící předoperační či pooperační tónové audiogramy, které by měly být vždy součástí (alespoň 2x po implantaci), protože poskytují základní náhled na pacientův rozsah slyšitelných frekvencí. Statistická analýza s PTA daty zamítla vliv pohlaví či věku na implantaci, což jen potvrdilo fakta, že vyšší věk není vždy při implantaci překážkou a pohlaví nemá na implantaci žádný vliv. Co by ale již na implantaci vliv mít mohlo, je etiologie sluchové poruchy či délka hluchoty před indikací KI. Tato data bohužel nebyla k dispozici, ale jejich zkoumání by mohlo přinést statisticky zajímavé výsledky.

Kromě tónových audiogramů by bylo vhodné u každého pacienta také doplnit v rámci pooperační rehabilitace řečové audiogramy, které na rozdíl od tónové audiometrie poskytují informace o porozumění lidské řeči, což je v případě úspěšné kochleární rehabilitace velmi žádoucí ukazatel. Kladná korelace, která demonstrovala průměrný EDR rozsah na výsledcích PTA sice nebyla dostatečně statisticky významná, zajímavých výsledků by ale korelace právě mohla dosáhnout v případě výsledků, které lépe demonstrují schopnost porozumění řeči obecně.

Statistická analýza frekvenčních dat přinesla také zajímavé výsledky, na jejichž základě by se dalo uvažovat o změnách v procesu kochleární implantace. Velkým překvapením jsou již zmiňované odchylky mezi předoperačním plánováním a pooperačním zavedením a jejich zvětšováním se směrem k bazálnímu závitě hlemýždě. Kromě výše zmíněných řešení, které by mohly odchylky redukovat, by bylo jedním z možných řešení i úprava nebo propojení softwaru OTOPLAN a MAESTRO. Z výsledků vzešlo, že zejména spodní a centrální frekvenční meze defaultního nastavení programu MAESTRO zdaleka neodpovídají frekvenčním pozicím elektrod po operaci. V případě výběrů jak tonopické tak logaritmické mapy jsou horní frekvenční meze v programu MAESTRO omezeny na 8500Hz, pacienti na základě pooperační identifikace ale běžně dosahují průměrných hodnot okolo 10 500 Hz. Pokud by tedy výše zmíněné důvody výrazně nezměnily pozice elektrodových kontaktů po operaci, bylo by vhodné frekvenční rozsahy upravit, aby lépe odpovídaly individuálním postimplantačním situacím pacientů. To by mohlo audiologům usnadnit i samotné nastavování poslechových map, které by dále vedlo k úspěšnější rehabilitaci.

# Závěr

Bakalářská práce se zabývá sběrem, úpravou a statistickou analýzou dat, které doprovází celý proces kochleární implantace a následné rehabilitace. Práce vznikla ve spolupráci s ORL klinikou Fakultní nemocnice u Svaté Anny v Brně.

V teoretické části práce se čtenář seznámil s fungováním kochleárních implantátů a řadou klinických vyšetření a jejich parametrů, které celý proces implantace doprovázejí. Prostudovány byly radiologické snímky exportované z programu TomoCon, audiometrická vyšetření extrahovaná z Nemocničního informačního systému FN u sv. Anny a parametry nastavování řečových procesorů dostupné z programu MAESTRO, který slouží k nastavování procesorů kochleárních implantátů. V rámci statistické rešerše byly prostudovány statistické analýzy na téma zpracování dat z kochleárních implantátů, na jejichž základě byly následně zformovány zkoumané statistické hypotézy.

V praktické části byla data poskytnutá ORL klinikou dále zpracována, aby mohla sloužit pro následnou statistickou analýzu. Analýza radiologických snímků (HRCT a CBCT) probíhala v lékařském otologickém softwaru OTOPLAN, který slouží ke zpracování DICOM snímků. Pomocí programu se před operací rozměřovaly kochley všech pacientů a vybírala se vhodná elektroda k implantaci, která byla porovnávána s elektrodou vybranou lékařem. Po operaci probíhala v programu analýza uložení elektrodového svazku, konkrétně analýza frekvenčních, úhlových, a milimetrových pozic jednotlivých elektrodových kontaktů. Data získaná z analýzy v softwaru OTOPLAN byla následně společně s daty z Nemocničního informačního systému a programu MAESTRO využita pro statistickou analýzu v programovacím prostředí MATLAB.

Výsledná data, vhodná ke statistickému zpracování, byla testována na základě definování vhodných hypotéz pomocí parametrických i neparametrických testů a korelačních analýz. Výsledky analýzy dat v OTOPLANu, společně s výsledky statistické analýzy, přinesly řadu zajímavých poznatků, které byly v závěru praktické části diskutovány.

Poslední kapitola shrnuje dosažené výsledky a prezentuje různá doporučení pro implantaci a rehabilitaci kandidátů na kochleární implantaci. Mezi nejdůležitější doporučení lze zařadit provádění předoperačního plánování pomocí softwaru OTOPLAN, které se ukázalo být velmi přínosné. Zkvalitnění CBCT snímků po operaci by také přispělo k přesnější analýze umístění elektrodových kontaktů a tedy k lepší představě o uložení svazku v hlemýždi. S tím souvisí i úprava frekvenčních rozsahů programu MAESTRO, protože dosavadní frekvenční rozložení neodpovídá ve většině případů pooperačnímu rozměření v OTOPLANu a je navíc omezeno do 8500 Hz. Frekvence na jednotlivých kanálech by měly být upraveny, aby lépe odpovídaly

skutečnosti, popřípadě aby bylo možné využít vytvořené individuální frekvenční rozložení pro každého pacienta z programu OTOPLAN. Na základě propojení těchto informací by tedy měli lékaři a audiologové představu o konkrétních polohách jednotlivých elektrod, což by mohlo přispět k přesnějšímu nastavení řečového procesoru a dosažení lepších výsledků v rámci rehabilitace. Tato problematika je diskutována v článku [6], z jehož závěrů vyplývá, že právě individuální nastavování frekvencí podle anatomických potřeb pacienta přináší lepší výsledky o schopnostech porozumění řeči. Závěry analýzy provedené v bakalářské práci korespondují s výsledky dosaženými v této studii.

Cílem celého procesu kochleární implantace tedy je, aby byl KI vybrán a nastaven na základě individuálních anatomických potřeb pacienta. Ukázalo se, že nevhodný výběr elektrody (resp. její délky), může vést k neoptimálnímu nastavení kochleárního implantátu, což by mohlo mít negativní vliv na následnou pooperační rehabilitaci. S vhodným pooperačním nastavením úzce souvisí i individuální úprava frekvenčního rozložení MAESTRO softwaru, který musí být nastaven podle potřeb konkrétního pacienta a ne pouze podle jednotného omezeného rozložení stimulačních frekvencí.

## Literatura

- [1] CANFAROTTA, Michael W., Brendan P. O-CONNELL, Emily BUSS, Harold C. PILLSBURY, Kevin D. BROWN a Margaret T. DILLON. Influence of Age at Cochlear Implantation and Frequency-to-Place Mismatch on Early Speech Recognition in Adults. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*. 2020, **162**(6), 926-932. ISSN 0194-5998. Dostupné z: doi:10.1177/0194599820911707
- [2] DE SOUZA, Chris, Peter ROLAND a Debara L. TUCCI. *Implantable hearing devices*. San Diego: Plural Publishing, 2017. ISBN 9781597568555.
- [3] DE GRAAFF, Feike, Birgit I. LISSEBERG-WITTE, Marre W. KAANDORP, Paul MERKUS, S. Theo GOVERTS, Sophia E. KRAMER a Cas SMITS. Relationship Between Speech Recognition in Quiet and Noise and Fitting Parameters, Impedances and ECAP Thresholds in Adult Cochlear Implant Users. *Ear and Hearing*. 2020, **41**(4), 935-947. ISSN 0196-0202. Dostupné z: doi:10.1097/AUD.0000000000000814
- [4] DHANASINGH, Anandhan. The rationale for FLEX (cochlear implant) electrode with varying array lengths. *World Journal of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery*. Innsbruck: MED-EL, 2021, **7**(1), 45-53. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.wjorl.2019.12.003
- [5] DHANASINGH, Anandhan a Claude JOLLY. An overview of cochlear implant electrode array designs. *Hearing Research*. Elsevier Masson, 2017, , 93-103. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.heares.2017.10.005
- [6] DI MARO, Flavia, Marco CARNER, Andrea SACCHETTO, Davide SOLOPERTO a Daniele MARCHIONI. Frequency reallocation based on cochlear place frequencies in cochlear implants: a pilot study. *European Archives of Otorhino-Laryngology*. 2022. ISSN 0937-4477. Dostupné z: doi:10.1007/s00405-021-07245-y
- [7] Elektroakustická stimulace. *MED-EL* [online]. MED-EL, c2021 [cit. 2021-10-09]. Dostupné z: <https://www.medel.com/cs/hearing-solutions/electric-acoustic-stimulation>
- [8] FEICHTNER, Florian. *MED-EL HEARING IMPLANT ACADEMY. MAESTRO System and Fitting*. Innsbruck, 2014.
- [9] FNUSA [FAKULTNÍ NEMOCNICE U SVATÉ ANNY], ÚSEK INFORMATIKY, ODBOR VÝVOJE A SPRÁVY NIS. *NIS-Amb příručka pro uživatele*. Brno, 2015, 37 s.

- [10] Sluch a rovnováha. GANONG, Francis William. *Přehled lékařské fyziologie*. Dvacáté vydání. Praha: Galén, c2005, s. 177-190. ISBN 80-7262-311-7.
- [11] GÁL, Břetislav. Brněnské implantační centrum: výsledky léčby jednostranné kochleární implantace u dospělých pacientů. *Otorinolaryngologie a Foniatrie* [online]. Brno, 2019, **2019**(1), 18-23 [cit. 2021-11-21]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/otorinolaryngologie-foniatrie/2019-1-28/brnenske-implantacni-centrum-vysledky-lecby-jednostranne-kochlearni-implantace-u-dospelych-pacientu-112886>
- [12] GIBSON, P. a P. BOYD. Optimal electrode design: Straight versus perimodiolar. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*. Elsevier Masson, 2016, , 63-65. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.anorl.2016.04.014>
- [13] GONZÁLEZ, Rosa, Salvador CASTILLO a Graciela ROQUE LEE. Fitting parameters for cochlear implant. *Boletín Médico del Hospital Infantil de México (English Edition)*. 2016, **74**(1), 65-69. Dostupné z: doi:[10.1016/j.bmhime.2017.11.016](https://doi.org/10.1016/j.bmhime.2017.11.016)
- [14] GREENWOOD, Donald D. A cochlear frequency-position function for several species-29 years later. *The Journal of the Acoustical Society of America* [online]. 1990, **87**(6), 2592-2605 [cit. 2022-04-29]. ISSN 0001-4966. Dostupné z: doi:[10.1121/1.399052](https://doi.org/10.1121/1.399052)
- [15] Chronická otititida s cholesteatomem. HAHN, Aleš. *Otorinolaryngologie a foniatrie v současné praxi* [online]. 2., doplněné a aktualizované vydání. Praha: Grada Publishing, 2019, s. 307-311. ISBN 978-80-271-2608-8. Dostupné z: Bookportu
- [16] HAMZAVI, Jafar a Christoph ARNOLDNER. Effect of deep insertion of the cochlear implant electrode array on pitch estimation and speech perception. *Acta Oto-Laryngologica*. 2009, **126**(11), 1182-1187. ISSN 0001-6489. Dostupné z: doi:[10.1080/00016480600672683](https://doi.org/10.1080/00016480600672683)
- [17] HARUŠTIAKOVÁ, Danka, Lucie PEHALOVÁ a Michal UHER. *Biostatistika: Učební texty pro studenty zdravotnických oborů* [online]. Brno: MUNI PRESS, 2020 [cit. 2022-05-18].
- [18] HELBIG, Silke, Youssef ADEL, Martin LEINUNG, Timo STÖVER, Uwe BAUMANN a Tobias WEISSGERBER. Hearing Preservation Outcomes After Cochlear Implantation Depending on the Angle of Insertion: Indication for



- Electric or Electric-Acoustic Stimulation. *Otology Neurotology*. 2018, **39**(7), 834-841. ISSN 1531-7129. Dostupné z: doi:10.1097/MAO.0000000000001862
- [19] HEATH, Helen. *Human Anatomy Special Senses: Cochlea* [online]. [cit. 2021-09-29]. Dostupné z: <https://slideplayer.com/slide/17215529/>
- [20] HRAZDIRA, Ivo. Vady slyšení, jejich vyšetření a korekce. MORNSTEIN, Vojtěch. *Lékařská fyzika a biofyzika*. Brno: Masarykova univerzita, 2018, s. 138-140. ISBN 978-80-210-8984-6.
- [21] Cochlear Implants. ITO, Juichi. *Regenerative Medicine for the Inner Ear*. Japan: Springer, 2014, s. 129-165. ISBN 978-4-431-54862-1.
- [22] IPEK. *Normality test package* [online]. MATLAB Central File Exchange, 2022 [cit. 2022-03-24]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/60147-normality-test-package>
- [23] KABÁTOVÁ, Zuzana a Milan PROFANT. *Audiológiá*. Praha: Bratislava, 2012. ISBN 978-80-247-4173-4.
- [24] KHURAYZI, Tawfiq, Fida ALMUHAWAS a Abdulrahman SANOSI. Direct measurement of cochlear parameters for automatic calculation of the cochlear duct length. *Annals of Saudi Medicine*. 2020, **40**(3), 212-218. ISSN 0256-4947. Dostupné z: doi:10.5144/0256-4947.2020.218
- [25] Kochleární implantace krok za krokem. *Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně* [online]. Brno, c2021 [cit. 2021-11-06]. Dostupné z: <https://www.fnusa.cz/pro-pacienty-a-navstevy/pracoviste/orl-zakladni-informace/orl-komplexni-implantacni-centrum/kochlearni-implantace-krok-za-krokem/>
- [26] KOCHLEÁRNÍ IMPLANTÁTY. *AudioNIKA* [online]. Valašské Meziříčí: AudioNIKA, c2021 [cit. 2021-10-07]. Dostupné z: <http://www.audionika.cz/medel/stranka/kochlearni-implantaty>
- [27] Kochleární implantáty. *MED-EL* [online]. MED-EL, c2021 [cit. 2021-10-07]. Dostupné z: <https://www.medel.com/cs/hearing-solutions/cochlear-implants>
- [28] KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-0350-0.
- [29] KUTHUBUTHEEN, Jafri, Amandeep GREWAL, Sean SYMONS, Julian NEDZELSKI, David SHIPP, Vincent LIN a Joseph CHEN. The Effect of Cochlear

- Size on Cochlear Implantation Outcomes. *BioMed Research International*. 2019, **2019**, 1-8. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi:10.1155/2019/5849871
- [30] LADĚNÍ A REHABILITACE. *AudioNIKA* [online]. Valašské Meziříčí, c2021 [cit. 2021-11-18]. Dostupné z: <http://www.audionika.cz/medel/stranka/ladeni-a-rehabilitace>
- [31] LENARZ, Minoo, Hasibe SÖNMEZ, Gert JOSEPH, Andreas BÜCHNER a Thomas LENARZ. Effect of gender on the hearing performance of adult cochlear implant patients. *The Laryngoscope*. 2012, **122**(5), 1126-1129. ISSN 0023852X. Dostupné z: doi:10.1002/lary.23214
- [32] MAESTRO 9.0: System Software. *MED-EL* [online]. Innsbruck: MED-EL Medical Electronics, c2022 [cit. 2022-04-16]. Dostupné z: [https://www.medel.pro/products/maestro9#Guided\\_Workflow](https://www.medel.pro/products/maestro9#Guided_Workflow)
- [33] MED-EL. *Electrode Arrays: Designed for Atraumatic Implantation Providing Superior Hearing Performance* [online]. Innsbruck: MED-EL Medical Electronics [cit. 2022-04-16]. Dostupné z: <https://s3.medel.com/pdf/21617.pdf>
- [34] MERTENS, Griet, Paul VAN DE HEYNING, Olivier VANDERVEKEN, Vedat TOPSAKAL a Vincent VAN ROMPAEY. The smaller the frequency-to-place mismatch the better the hearing outcomes in cochlear implant recipients? *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. ISSN 0937-4477. Dostupné z: doi:10.1007/s00405-021-06899-y
- [35] MLYNSKI, Robert, Adele LÜSEBRINK, Tobias OBERHOFFNER, Soenke LANGNER a Nora M. WEISS. Mapping Cochlear Duct Length to Electrically Evoked Compound Action Potentials in Cochlear Implantation. *Otology Neurotology*. 2021, **42**(3), e254-e260. ISSN 1531-7129. Dostupné z: doi:10.1097/MAO.0000000000002957
- [36] NEUBAUER, Jiří, Marek SEDLAČÍK a Oldřich KŘÍŽ. *Základy statistiky: aplikace v technických a ekonomických oborech*. 3., rozšířené vydání. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-3421-2.
- [37] O'CONNELL, Brendan P., Jacob B. HUNTER, David S. HAYNES, Jourdan T. HOLDER, Matt M. DEDMON, Jack H. NOBLE, Benoit M. DAWANT a George B. WANNA. Insertion depth impacts speech perception and hearing preservation for lateral wall electrodes. *The Laryngoscope*. 2017, **127**(10), 2352-2357. ISSN 0023852X. Dostupné z: doi:10.1002/lary.26467

- [38] O kochleární implantaci. *Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně* [online]. Brno, c2021 [cit. 2021-10-07]. Dostupné z: <https://www.fnusa.cz/pro-pacienty-a-navstevy/pracoviste/orl-zakladni-informace/orl-komplexni-implantacni-centrum/o-kochlearni-implantaci/>
- [39] *OTOPLAN: Instructions for Use*. Bern: CAScination.
- [40] OTOPLAN Software. *MED-EL* [online]. Innsbruck: MED-EL Medical Electronics, c2021 [cit. 2021-11-19]. Dostupné z: <https://www.medel.pro/products/otoplan>
- [41] PŘEDOPERAČNÍ VYŠETŘENÍ: Audiologická a foniatrická vyšetření. *AudioNIKA* [online]. Valašské Meziříčí: AudioNIKA, c2021 [cit. 2021-10-31]. Dostupné z: <http://www.audionika.cz/medel/stranka/predoperacni-vysetreni>
- [42] RÜEGG, Ursina, Adrian DALBERT, Dorothe VERAGUTH, Christof RÖÖSLI, Alexander HUBER a Flurin PFIFFNER. Correlation between Speech Perception Outcomes after Cochlear Implantation and Postoperative Acoustic and Electric Hearing Thresholds. *Journal of Clinical Medicine*. 2021, **10**(2). ISSN 2077-0383. Dostupné z: doi:10.3390/
- [43] SCHURZIG, Daniel, Max Eike TIMM, Cornelia BATSOULIS, Rolf SALCHER, Daniel SIEBER, Claude JOLLY, Thomas LENARZ a Masoud ZOKA-ASSADI. A Novel Method for Clinical Cochlear Duct Length Estimation toward Patient-Specific Cochlear Implant Selection. *OTO Open*. 2018, **2**(4). ISSN 2473-974X. Dostupné z: doi:10.1177/2473974X18800238
- [44] *TomoCon: Uživatelská příručka* [online]. In: . 22. Bratislava: TatraMed Software, 2017 [cit. 2022-03-04]. Dostupné z: [https://download.tatramed.sk/download/manuals/TomoCon\\_22\\_cze.pdf](https://download.tatramed.sk/download/manuals/TomoCon_22_cze.pdf)
- [45] Vartestn. *MathWorks* [online]. Massachusetts: The MathWorks, c2022 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/help/stats/vartestn.html?s\\_tid=doc\\_ta](https://www.mathworks.com/help/stats/vartestn.html?s_tid=doc_ta)
- [46] Vartest2. *MathWorks* [online]. Massachusetts: The MathWorks, c2022 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/help/stats/\vartest2.html?searchHighlight=vartest2&s\\_tid=srchtitle\\_vartest2\\_1](https://www.mathworks.com/help/stats/\vartest2.html?searchHighlight=vartest2&s_tid=srchtitle_vartest2_1)
- [47] WALLER, Melissa. How the Ear Hears Sound. *MED-EL* [online]. Innsbruck: MED-EL, 2014 [cit. 2021-09-28]. Dostupné z: <https://blog.medel.com/how-the-cochlear-understands-so-many-different-sounds/>

- [48] What is a Cochlear Implant? *London Cochlear Implant Clinic* [online]. London [cit. 2021-11-06]. Dostupné z: <http://cochlear-implant.co.uk/cochlearimplants.html>
- [49] WOLFE, Jace a Erin SCHAFER. *Programming cochlear implants*. Second edition. San Diego: Plural Publishing, 2015. ISBN 9781597565523.
- [50] WOUTERS, Jan, Hugh Joseph MCDERMOTT a Tom FRANCCART. Sound coding in cochlear implants: from electric pulses to hearing. *IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE* [online]. IEEE, 2015, 10 February 2015, **32**(2), 67-80 [cit. 2021-10-16]. Dostupné z: doi:10.1109/MSP.2014.2371671
- [51] YOSHIMURA, Hidekane, Hideaki MOTTEKI, Shin-ya NISHIO, Hiroki MIYAJIMA, Maiko MIYAGAWA a Shin-ichi USAMI. Genetic testing has the potential to impact hearing preservation following cochlear implantation. *Acta Oto-Laryngologica*. 2020, **140**(6), 438-444. ISSN 0001-6489. Dostupné z: doi:10.1080/00016489.2020.1730439
- [52] ZOHDİ, İsmail, Mikhail Wadie ABDELMESSİH, Amira Maged EL SHENNAWY, Bahar Mohamed BADRELDİN ASHOUR a Gamal Eldin HADY KANDİL. Statistical Analysis of Various Factors Affecting the Results of Cochlear Implantation. *The Journal of International Advanced Otology*. 2014, **10**(2), 118-123. ISSN 13087649. Dostupné z: doi:10.5152/iao.2014.33

## Seznam symbolů a zkratek

<b>AID</b>	totální úhel zasunutí - "Angular insetation depth"
<b>ANOVA</b>	jednofaktorová analýza rozptylu - "One way analysis of variance"
<b>AP</b>	akční potenciál
<b>ASSR</b>	vyšetření ustálených evokovaných potenciálů - "Auditory Steady State Response"
<b>BERA</b>	vyšetření sluchových kmenových potenciálů - "Brainstem Evoked Response Audiometry"
<b>CBCT</b>	"Cone Beam"počítačová tomografie
<b>CDL</b>	délka <i>ductus cochlearis</i> - "Cochlear duct length"
<b>CT</b>	výpočetní tomografie - "Computed tomography"
<b>DSP</b>	digitální signálový procesor
<b>EDR</b>	elektrický dynamický rozsah - "Electrical dynamic range"
<b>FNUSA</b>	Fakultní nemocnice u Svaté Anny
<b>HRCT</b>	"High Resolution"výpočetní tomografie
<b>KI</b>	kochleární implantát
<b>KW</b>	Kruskal-Wallis test
<b>MCL</b>	prahová hodnota příjemného poslechu - "Maximum comfort level"
<b>MRI</b>	magnetická rezonance - "Magnetic resonance imaging"
<b>PTA</b>	tónová audiometrie - "Pure tone audiometry"
<b>SNR</b>	poměr signálu k šumu - "signal to noise ratio"
<b>SW</b>	Shapiro - Wilkův test
<b>TEOAE</b>	transientně evokované otoakustické emise
<b>THR</b>	prahová hodnota - "Threshold level"

## 12 Tabulka výsledků jednovýběrových t-testů

Tab. 12.1: Tabulka výsledků jednovýběrových t-testů mezi spodními, centrálními a horními frekvenčními mezemi programu MAESTRA s frekvenčním rozložením elektrod před a po operaci

mez		1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.	11.	12.
Rozložení mapy tonopických frekvencí	L	70	249	437	641	873	1148	1489	1936	2552	3428	4650	6267
	C	160	343	539	757	1010	1318	1712	2244	2990	4039	5458	7384
	H	249	437	641	873	1148	1489	1936	2552	3428	4650	6267	8500
Výsledky frekvenčního rozložení před operací	P	0,000	0,001	0,780	0,855	0,041	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	H	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
	P	0,058	0,000	0,000	0,000	0,000	0,218	0,024	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	H	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1
	P	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,007	0,081	0,104	0,330
	H	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0
Výsledky frekvenčního rozložení po operaci	P	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	H	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	P	0,000	0,021	0,029	0,007	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	H	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	P	0,758	0,458	0,709	0,650	0,137	0,013	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	H	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1

## 13 Elektronická příloha

Elektronická příloha je tvořena složkou, která obsahuje kódy, výsledky testů normality v Excel souboru a databázi pacientů ve formátu csv. Kód byl vytvořen v programu MATLAB 2021b. Všechny číselné výsledky jsou dostupné ve "Workspace" a všechny vizuální výsledky se zobrazují ve formě "Figures".

Kód obsahuje 5 skriptů:

- rozsahy.m - skript slouží ke zjištění minimálních a maximálních hodnot (rozsahů) analyzovaných dat
- popisna\_statistika.m - skript se zabývá deskriptivní statistikou všech analyzovaných dat včetně grafických zobrazení ve formě grafů (nejčastěji boxplotů)
- statisticke\_testy.m - skript obsahuje všechny aplikované statistické testy a jejich výsledky
- korelace.m - skript obsahuje všechny provedené korelační analýzy včetně grafických zobrazení korelací, v "command window" se po spuštění kódu zobrazí tabulka korelačních koeficientů a p-hodnot
- norm\_testy.m - skript obsahující staženou funkci z internetu [22], která byla upravena a v proměnné "výsledky" zobrazuje výsledky Shapiro-Wilkova testu normality rozložení dat, vstupem funkce může být vektor hodnot x nebo matice hodnot (nutné odkomentovat for cyklus), vstupní proměnná nesmí obsahovat NaN a Inf hodnoty