

Bakalářská práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická
Katedra teorie obvodů

**Určení faktorů snižujících přesnost
Cosmanovy-Robertsovy-Wellsovy rámové
stereotaxe**

**Determination of factors influencing accuracy of
Cosman-Roberts-Wells frame-stereotaxy**

Anna Svobodová

Vedoucí práce: Ing. Janča Radek Ph.D.

Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

Květen 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Svobodová** Jméno: **Anna** Osobní číslo: **499172**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávací katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Určení faktorů snižujících přesnost Cosmanovy-Robertsovy-Wellsovy rámové stereotaxe

Název bakalářské práce anglicky:

Determination of factors influencing accuracy of Cosman-Roberts-Wells frame-stereotaxy

Pokyny pro vypracování:

Implantace intracerebrálních EEG elektrod (SEEG) je standardní vyšetřovací metodou v rámci chirurgické léčby epilepsie. Trajektorie zaváděných elektrod je pečlivě plánovaný proces, který má za cíl umístění elektrod do požadovaných mozkových struktur. Současně nesmí být poškozeny cévy, čímž by mohlo dojít k nitrolebnímu krvácení a přímému ohrožení života pacienta. Proto je zavádění elektrod prováděno stereotaktickou navigací. V reálných podmínkách dochází při implantaci k odchylkám v trajektoriích a pozice elektrod se od plánu liší. Cílem práce je retrospektivní vyhodnocení přesnosti implantace SEEG elektrod v epileptochirurgickém programu FN Motol u dětských pacientů a identifikace faktorů, které mohli přesnost implantace zhoršovat.

- 1) Pomocí metodiky v [1] zpracujte snímky z MR a CT a identifikujte v nich implantované elektrody
- 2) Pro identifikované elektrody stanovte odchylky od plánovaných trajektorií v parametrech: cílový bod, bod vstupu, úhlová odchylka od trajektorie, hloubka zavedení elektrody aj., viz [1].
- 3) Statisticky porovnejte přesnost implantace mezi jednotlivými chirurgy
- 4) Pomocí prediktivního modelu stanovte faktory ovlivňující přesnost implantace v cílovém bodu

Seznam doporučené literatury:

- [1] Janca et al. (in press): Automated Identification of Stereoelectroencephalography Contacts and Measurement of Factors Influencing Accuracy of Frame Stereotaxy. IEEE JBHI, 2023
- [2] L. R. Philipp et al.: Robot-Assisted Stereotaxy Reduces Target Error: A Meta-Analysis and Meta-Regression of 6056 Trajectories. Neurosurgery, vol. 88, no. 2, pp. 222–233, Oct. 2021, doi: 10.1093/neuros/nyaa428.
- [3] van der Loo et al.: Methodology, outcome, safety and in vivo accuracy in traditional frame-based stereoelectroencephalography. Acta Neurochir. vol. 159, no. 9, pp. 1733–1746, Sep. 2017, doi: 10.1007/s00701-017-3242-9.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Radek Janča, Ph.D. katedra teorie obvodů FEL

Jméno a pracoviště druhého(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **23.01.2023**

Termín odevzdání bakalářské práce: **26.05.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **22.09.2024**

Ing. Radek Janča, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Studentka bere na vědomí, že je povinna vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Poděkování

Ráda bych tímto poděkovala vedoucímu práce Ing. Radku Jančovi, Ph.D., za poskytnuté konzultace a rady a také za jeho ochotný a přátelský přístup. Dále bych chtěla poděkovat Neurochirurgické klinice dětí a dospělých a Klinice dětské neurologie 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice v Motole za poskytnutá data. Také děkuji svým blízkým za podporu během studia.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze, 18. května 2023

Abstrakt

Stereoelektroencefalografie je jednou z invazivních diagnostických metod používaných v epileptochirurgii u pacientů s farmakorezistentní formou fokální epilepsie. Pro vyšetření je nutné pacientovi implantovat intracerebrální SEEG elektrody. Přesnost implantace elektrod je zásadní pro minimalizaci rizik v podobě porušení cév a krvácení. V reálných podmínkách se ovšem vyskytují vlivy, které přesnost implantací zhoršují. Cílem práce bylo retrospektivně zhodnotit přesnost implantací provedených u dětských pacientů ve FN Motol a určit faktory, které přesnost implantací snižují. Hodnocené elektrody byly implantované pomocí Cosmanovy-Robertsovy-Wellsovy rámové stereotaxe.

Zpracována byla data ze 36 implantací provedených mezi lety 2017 a 2022. V postimplantačních CT snímcích dostupných pro dané implantace byly semiautomatickým algoritmem detekovány elektrody a určeny jejich trajektorie, které následně byly porovnány s předimplantačním plánováním. U analyzovaných implantací byl také hodnocen vývoj přesnosti v rámci sledovaného období a statisticky porovnána přesnost implantace mezi jednotlivými neurochirurgy.

Analyzováno bylo 469 implantovaných elektrod, přičemž chyba na hrotu (nejhlubší části elektrody) u analyzovaných elektrod vyšla $2,8 \pm 1,6$ mm, která je srovnatelná s výsledky z jiných pracovišť. Multifaktoriální analýzou se ukázalo, že 57 % průměrné chyby na hrotu lze určit pomocí měřitelných faktorů, zbylých 43 % bylo přičítáno náhodné chybě. Jako hlavní faktor ovlivňující chybu na hrotu se ukázala chyba na vstupu a implantační úhel. U provedených implantací se ukázalo, že s přibývajícím zkušenostmi klesala incidence významně vychýlených elektrod.

Klíčová slova: Epilepsie, SEEG, stereoelektroencefalografie, epileptochirurgie, stereotaxe, Cosman-Roberts-Wells

Abstract

Stereoelectroencephalography is one of the invasive diagnostic methods utilized in epilepsy surgery for patients with drug-resistant focal epilepsy. For the examination, it is necessary to implant intracerebral SEEG electrodes into the patient's brain. Accuracy of electrode implantation is essential to minimize the risks of vascular disruption and bleeding. However, in real-world conditions, some influences impair the accuracy of implantation. This study aimed to retrospectively evaluate the accuracy of implantations performed in pediatric patients at the Motol Hospital and to determine the factors that decrease the accuracy of implantations. The electrodes evaluated were implanted using Cosman-Roberts-Wells frame stereotaxy.

Data from 36 implantations performed between 2017 and 2022 were analyzed. In the post-implantation CT images available for the implantations electrodes were detected through a semi-automated algorithm and their trajectories were determined, which were compared with pre-implantation planning. The evolution of accuracy over the study period was also assessed and implantation accuracy was statistically compared between neurosurgeons.

A total of 469 implanted electrodes were analyzed. The target point error was 2.8 ± 1.6 mm, which is comparable to results from other centres. Multivariate analysis showed that 57% of the average tip error could be determined by measurable factors, while the remaining 43% was attributed to random error. Entry point error and implant angle emerged as the main factors influencing target point error. The incidence of significantly misaligned electrodes appeared to decrease with increasing experience.

Keywords: Epilepsy, SEEG, stereoelectroencephalography, stereotaxy, Cosman-Roberts-Wells

Obsah

Seznam použitých zkratk	1		
1 Úvod	3		
1.1 Epilepsie a epileptochirurgie	3		
1.2 Stereoelektroencefalografie	3		
1.3 CRW systém	4		
1.4 Postup implantace	5		
1.4.1 Intracerebrální SEEG elektroda	5		
1.5 Motivace a cíle práce	6		
2 Metodika	7		
2.1 Použitá data	7		
2.2 Předzpracování dat	7		
2.3 Výpočty parametrů	9		
2.4 Stanovení přesnosti implantace .	12		
2.4.1 Vzájemná korelace jednotlivých parametrů	12		
2.4.2 Prediktivní model přesnosti implantace na hrotu elektrody . . .	13		
2.4.3 Prediktivní model přesnosti implantace na vstupu	13		
2.4.4 Vliv věku pacienta na přesnost implantace	13		
2.5 Přesnost implantace jednotlivých neurochirurgů	14		
2.5.1 Incidence vychýlených elektrod	14		
3 Výsledky	15		
3.1 Charakteristika datasetu	15		
3.2 Přesnost implantace	15		
3.3 Vzájemný vliv jednotlivých parametrů	16		
3.3.1 Vyhodnocení vlivu věku pacienta	17		
3.4 Prediktivní model přesnosti implantace	18		
3.5 Přesnost implantace jednotlivých neurochirurgů	20		
3.5.1 Vyhodnocení vlivu přibývajících zkušeností jednotlivých neurochirurgů	21		
3.5.2 Incidence vychýlených elektrod	24		
4 Diskuze	27		
4.1 Zhodnocení přesnosti implantací	27		
4.2 Faktory ovlivňující přesnost implantace	28		
4.3 Zhodnocení přesnosti operujících neurochirurgů	28		
		4.3.1 Vývoj přesnosti v čase	29
		4.4 Využitelnost v praxi	29
		5 Závěr	31
		Bibliografie	33

Obrázky

1.1 CT snímek s lokalizátorem Luminant®	4
1.2 CRW obloukový systém	5
1.3 SEEG elektroda	6
2.1 Vizualizace jednotlivých částí semiautomatického detekčního algoritmu	9
2.2 Schéma určovaných parametrů mezi plánovanou trajektorií a skutečnou trajektorií implantovaných elektrod.	12
3.1 Krabicové grafy zobrazující vyhodnocované chybové parametry	16
3.2 Graf chyby na hrotu v závislosti na věku pacienta	18
3.3 Graf hloubky implantace v závislosti na věku pacienta	18
3.4 Graf aproximace funkce chyby na vstupu pomocí GLM	20
3.5 Graf počtu implantovaných elektrod v jednotlivých letech	21
3.6 Grafy zobrazující rozdíly v porovnávaných parametrech mezi jednotlivými neurochirurgy	23
3.7 Grafy zobrazující chybové parametry v závislosti na počtu implantovaných elektrod	25
3.8 Graf přibývání vychýlených elektrod	26

Tabulky

3.1 Údaje o měřených parametrech .	16
3.2 Spearmanova korelace mezi jednotlivými parametry	17
3.3 Porovnání množství provedených operací a implantovaných elektrod jednotlivými neurochirurgy.	20
3.4 Porovnání výsledků jednotlivých neurochirurgů mezi sebou a oproti celkové statistice	22
3.5 Tabulka o vychýlených elektrodách.	24



Seznam použitých zkratk

AUC	Plocha pod křivkou (area under curve)
CRW	Cosmanův-Robertsův-Wellsův stereotaktický systém
CT	Výpočetní tomografie (computed tomography)
EEG	Elektroencefalografie
GLM	Generalizovaný lineární model
GMM	Gaussian mixture model
HU	Hounsfieldova jednotka (Hounsfield unit)
KW	Kruskall-Wallis
MRI	Magnetická rezonance (magnetic resonance imaging)
PCA	Analýza hlavních komponent (principal component analysis)
SEEG	Stereoelektroencefalografie

Kapitola 1

Úvod

1.1 Epilepsie a epileptochirurgie

Epilepsie je označení pro skupinu chorob, které mají charakteristické projevy v podobě spontánního vzniku epileptických záchvatů. Je definována jako výskyt dvou nebo více nevyprovokovaných záchvatů. Odhaduje se, že celosvětově epilepsií trpí okolo padesáti miliónů osob, ve vyspělých zemích se jedná o 0,5–1 % populace [1].

Epileptické záchvaty mohou mít různé projevy. Mezi ně patří například poruchy kognice a paměti, halucinace nebo mohou být provázeny motorickými projevy, křečemi či ztrátou vědomí.

Zhruba jedna třetina pacientů léčených s epilepsií je farmakorezistentní. Pacienti s fokální epilepsií však mohou profitovat z chirurgické léčby [2]–[4].

Epileptochirurgie zahrnuje škálu operačních výkonů, které jsou zaměřeny na odstranění nebo zmírnění epileptických záchvatů. Vlastní operaci předchází široká baterie vyšetření, mezi něž patří například vyšetření neurozobrazovací, elektrofyziologická a neuropsychologická. Posuzuje se šance na bezzáchvatové pooperační výsledky (optimálně s kompletním odstraněním epileptogenní tkáně) s minimálním rizikem pooperačních komplikací a vzniku nových kognitivních deficitů [5]. U některých pacientů je před operací nutné provést invazivní stereoelektroencefalografické (SEEG) vyšetření, které se provádí za účelem přesné lokalizace epileptogenního ložiska [6], [7]. Přesné zavedení elektrod je klíčové pro bezpečnou exploraci mozkových struktur podezřelých ze vzniku epileptických záchvatů [3], [8].

1.2 Stereoelektroencefalografie

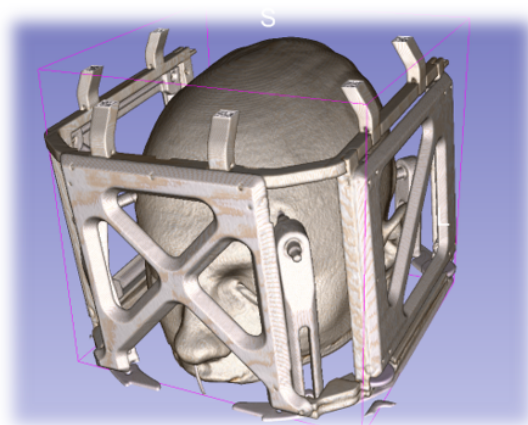
Stereoelektroencefalografie (SEEG) je invazivní vyšetření, kvůli kterému je nutné zavést do nitrolebečního prostoru pacienta elektrody za účelem snímání aktivity mozku (EEG). Stereoelektroencefalografie má svůj původ ve Francii, kde se začala používat ve druhé polovině minulého století. V současné době je hojně mezinárodně využívána [6], [9], [10].

Chirurgické operaci, při které probíhá implantace stereotaktických elektrod, předchází řada vyšetření a operaci je třeba dobře naplánovat. Pro naplánování trajektorií jednotlivých elektrod lékařem je potřeba strukturální zobrazení mozku, tedy snímky z magnetické rezonance (MRI) s T1 a T2 vážením, s FLAIR sekvencí a s T1 vážením s dvojitou dávkou kontrastní látky (gadolinium) pro zvýraznění cév. Trajektorie jsou

naplánovány tak, aby byly elektrody snímající iEEG (intrakraniální elektroencefalografie) umístěny do požadovaných mozkových oblastí a zároveň se minimalizovalo poškození cév kvůli riziku krvácení. Z tohoto důvodu je nutné, aby při samotné implantaci byla naplánovaná trajektorie dodržena co možná nejvíce.

1.3 CRW systém

Pro přesné umístění elektrod do požadovaného místa se používá stereotaktické zaměření. Pacientům, jejichž data byla využita v této práci, se elektrody zaváděly pomocí Cosmanova-Robertsova-Wellsova (CRW) stereotaktického systému. Celý postup implantace je složen z několika kroků. Nejprve je pacientovi na hlavu nasazen hlavový prstenec, který se fixuje pomocí čtyř šroubů s hroty zašroubovanými do lebky (u dospělých pacientů v lokální anestezii, u dětských v celkové). Na tento prstenec se dočasně nasadí klec s MRI/CT lokalizátorem (Luminant®, Integra, USA), se kterým se následně provede předoperační vyšetření pomocí výpočetní tomografie (CT) pro přesné stanovení pozice hlavy a rámu. Trojrozměrná rekonstrukce těchto snímků je vidět na obrázku 1.1.

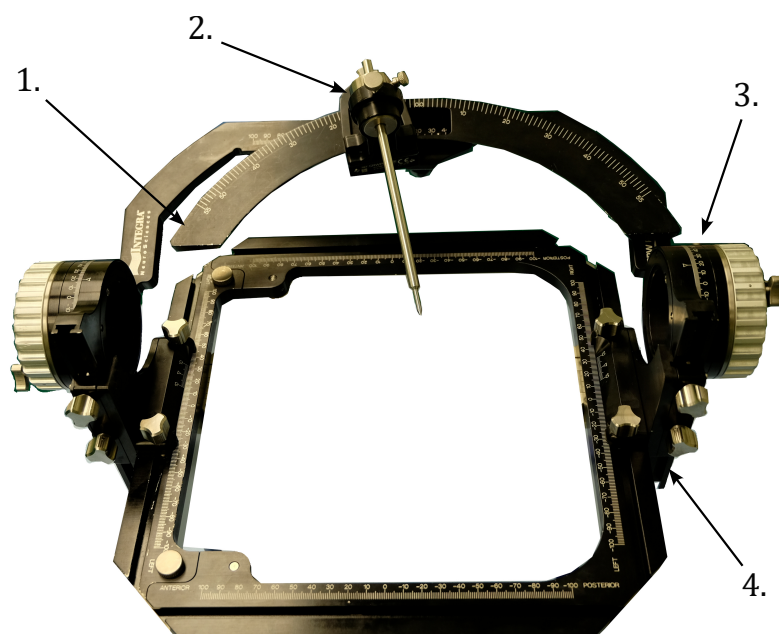


Obrázek 1.1: CT snímek s lokalizátorem Luminant®

Lokalizátor tvoří referenční prostor souřadnic stereotaxe. Z toho důvodu je CT snímek zarovnán (koregistrován) se snímkem z magnetické rezonance, v jehož souřadnicích jsou zakresleny a plánovány trajektorie elektrod. Následně navigační systém přepočte trajektorie elektrod z MRI prostoru do referenčního prostoru stereotaxe a vypočítá parametry nastavení CRW-stereotaxe: tři translační složky, dva úhly a orientaci rámu.

Obloukový systém je možné posouvat ve třech osách (anteriorněposteriovní, laterální, vertikální), díky čemuž lze definovat přesnou polohu cílového bodu. Naklápěním oblouku ramene (Ring) a posunem vodícího bloku na oblouku (Arc) lze nastavit trajektorii do cílového bodu [11]. Tím lze obsáhnout sféru kolem hlavy pacienta. Obloukový systém je vidět na obrázku 1.2.

Takto je možné definovat přesné umístění elektrody v nitrolebním prostoru. I přes přesné nastavení rámu však existují vlivy zhoršující přesnost implantace, proto se umístění elektrod liší od operačního plánu [3], [8], [12].



Obrázek 1.2: CRW obloukový systém. Na obrázku jsou vyznačeny: 1. oblouk (Arc), 2. vodící blok, 3. kloub pro naklápění oblouku, 4. kloub pro vertikální posun.

1.4 Postup implantace

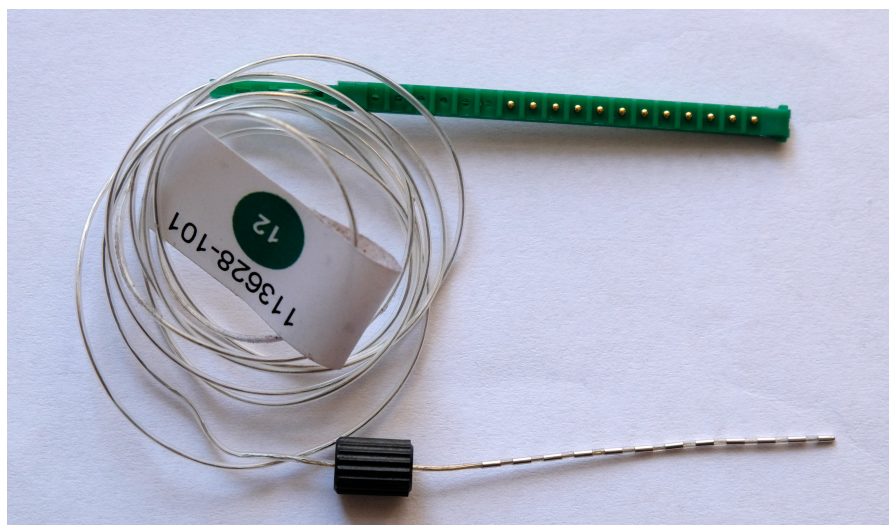
Po přivezení pacienta na operační sál a uvedení do celkové anestezie je pacient přes nasazený hlavový prstenec zafixován k operačnímu stolu.

Dále se postupně pro každou elektrodu na obloukovém systému nastaví trajektorie, kterou sleduje vodící trubice. Přes ni se v dané trajektorii navrtá otvor v lebce a do kosti se umístí kotvicí šroub. Po implantaci všech šroubů se zavedou do požadované hloubky elektrody, které jsou na šroubu zafixovány. Po této implantaci ještě následuje další CT vyšetření, z něhož je patrné skutečné umístění elektrod.

Tato práce vychází z porovnání předoperačního plánování a pooperačního umístění elektrod.

1.4.1 Intracerebrální SEEG elektroda

Elektrody, které se pacientovi implantují, obsahují 5–18 nahrávacích kontaktů. Každý kovový kontakt má délku 2 mm. Mezi kontakty je mezera 1,5 mm a elektroda má po celé délce průměr 0,8 mm [13]. Celá elektroda společně s detailem je ukázána na obrázku 1.3.



(a) Celá SEEG elektroda



(b) Detail kontaktů SEEG elektrody s rozměry

Obrázek 1.3:

1.5 Motivace a cíle práce

Implantace SEEG elektrod je standardní součástí chirurgické léčby epilepsie. Trajektorie elektrod jsou pečlivě plánovány, aby jejich zavedení bylo pro pacienta bezpečné a zároveň aby pomocí nich bylo možné získat záznam z oblastí podezřelých ze vzniku epileptických záchvatů. Odchýlení od naplánované trajektorie implantace SEEG elektrod může představovat pro pacienta velké riziko v podobě poškození cév a krvácení. V reálných podmínkách ovšem k jistému odchýlení od plánované trajektorie dochází. Cílem této práce je provést retrospektivní hodnocení přesnosti implantací provedených na dětských pacientech ve Fakultní nemocnici v Motole a určení možných faktorů ovlivňujících přesnost implantací replikující studii Jančí a kol. [8]. Jelikož u dětských pacientů provádí implantace více neurochirurgů, dalším cílem bylo statisticky porovnat přesnost implantace jednotlivých neurochirurgů za účelem zjištění možného vlivu lidského faktoru na přesnost implantací.

Kapitola 2

Metodika

2.1 Použitá data

Během této práce bylo retrospektivně analyzováno 34 dětských pacientů, kteří mezi lety 2017 a 2022 podstoupili implantaci SEEG elektrod ve Fakultní nemocnici v Motole. U dvou pacientů proběhla kromě první implanatce ještě dodatečná reimplantace, takže celkově byla k dispozici data ze 36 operací. Jelikož při každé implantaci bylo implantováno mezi čtyřmi až osmnácti elektrodami, tak pro celkové porovnání byly k dispozici záznamy o umístění 516 elektrod.

Pro získání potřebných parametrů u jednotlivých pacientů byly nutné následující podklady. Jednalo se o snímky z předoperačních vyšetření z magnetické rezonance (MRI s T1 a T2 vážením), která sloužila pro naplánování operace. Dále se jednalo o CT s lokalizátorem na hlavě pacienta, které vznikalo těsně před samotnou operací. Posledním potřebným snímkem bylo CT pořízené po implantaci, na kterém byly zdokumentovány implantované elektrody. Kromě těchto snímků bylo potřeba mít k dispozici také trajektorie plánovaných elektrod.

2.2 Předzpracování dat

Předzpracování snímků a následné vyhodnocení odchylek od plánované trajektorie bylo provedeno v programu MATLAB s SPM12 toolboxem [14]. K předzpracování byl použit robustní algoritmus automatické detekce a přesného označení všech kontaktů elektrod SEEG v CT snímcích [8]. Tento semiautomatický algoritmus byl využit pro individuální parametrizaci trajektorií elektrod ze snímků každého pacienta. Algoritmus se skládal z několika částí, přičemž výstupy z jednotlivých částí bylo nutné průběžně vizuálně kontrolovat, případně zasáhnout do nastavení algoritmu nebo snímky manuálně upravit. Správné použití algoritmu a parametrizace všech pacientů je jedním z bodů zadání řešené bakalářské práce.

První částí algoritmu byla inicializace a načtení potřebných snímků (MRI T1, T1 s kontrastní látkou, T2; předimplantační CT s navigačním rámem; postimplantační CT s elektrodami). Dalším krokem byla vzájemná koregistrace obrazů, kdy se u všech snímků muselo vizuálně zkontrolovat, jestli koregistrace byla úspěšná. Jinými slovy byla hledána afinní transformace mezi obrazy. Jako referenční snímek byl použit snímek MRI (T2). Ze souboru navigace byly exportovány plánované trajektorie elektrod zakreslené v jedné

z modalit MRI (typicky T1 s kontrastní látkou) a dle získané afinní transformace byly přepočteny k referenčnímu snímku.

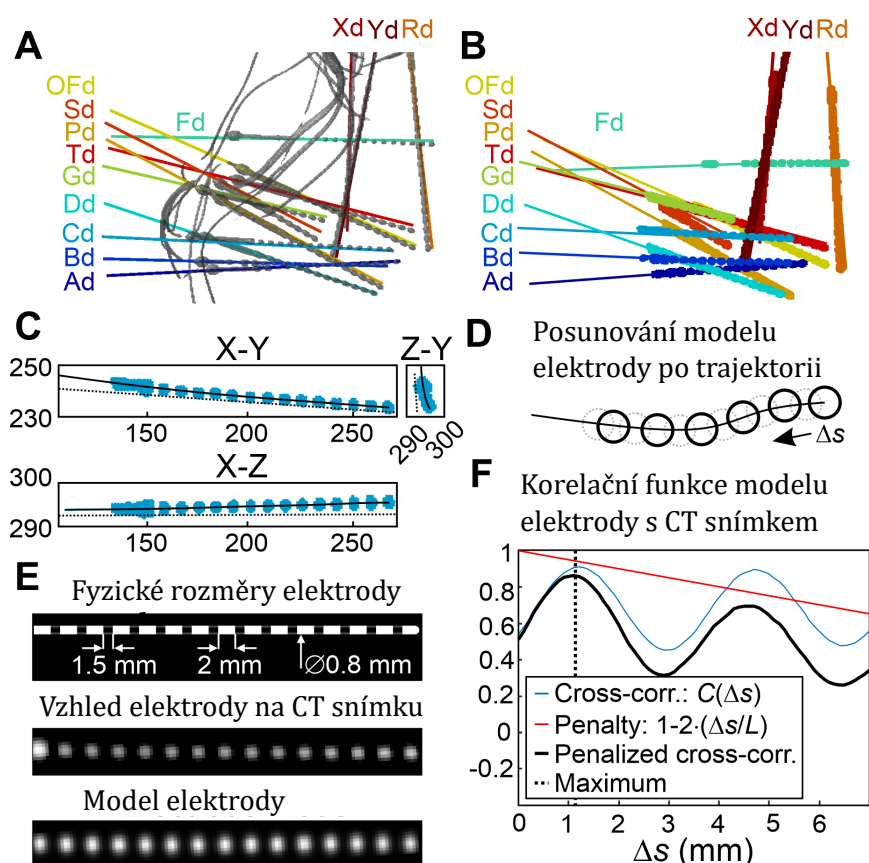
Samotná detekce kontaktů je rozložena na identifikaci SEEG elektrod a lokalizaci jednotlivých kontaktů na elektrodě. Na základě segmentace tkání (šedá hmota + bílá hmota + cerebrospinální tekutina) z MRI snímků (T1) a lebky z předimplantačního CT je vytvořena oblast zájmu hlavy (ROI_H), kde budou detekovány jednotlivé elektrody. V ROI_H postimplantačního CT jsou prahováním určeny voxely s intenzitou větší než 3000 HU (Hounsfieldových jednotek), které identifikují kovové části elektrod, obrázek 2.1A. Pomocí samoshlukovacího algoritmu GMM (Gaussian Mixture Model) jsou přiřazeny voxely obsahující kov k jednotlivým elektrodám, obrázek 2.1B. Pro správné přiřazení shluků k elektrodám byla použita inicializace GMM algoritmu pomocí elipsoidů, jejichž počet a umístění kopíruje plánované trajektorie elektrod. Postimplantační CT lze rozdělit na oblasti určené jednotlivými shluky, elektrodami (ROI_E), ve kterých jsou detekovány jednotlivé kontakty. Jelikož metalické artefakty v CT mohou způsobit problémy s lokalizací některých kontaktů, algoritmus modeluje elektrodu složenou z kontaktů jako celek. Kovové voxely v ROI_E jsou v prostoru aproximovány polynomem, který sleduje možnou deformaci či zakřivení implantované elektrody, obrázek 2.1C. Na trajektorii polynomu je vytvořen model elektrody, který je sestaven z jednotlivých kontaktů („Gaussovských kuliček“), obrázek 2.1E. Modelem elektrody je po trajektorii posouváno a je korelováno s CT obrazem, obrázek 2.1D, F. V místě největší korelace jsou dle pozice kontaktů v modelu určeny hledané kontakty v CT.

Součástí ROI_E je kovový šroub fixující elektrodu v lebce. Dle polynomiální trajektorie v oblasti lebeční kosti jsou nalezeny okraje kosti s intenzitou větší než 300 HU, vnější ($VSTUP_{impl}$) a vnitřní okraj ($VYSTUP_{impl}$), detailněji v kapitole 2.3.

V případě, že CT snímky pacienta obsahovaly kovové implantáty (zubní plomby, oční štít) a automatický algoritmus je zcela nerozpoznal, mohlo docházet k nesprávnému zařazení kovových voxelů GMM algoritmem k elektrodě, nesprávnému výpočtu polynomiální trajektorie a nesprávnému určení hrotu elektrody pro umístění modelu. V těchto případech musela být ručně vytvořena maska odstraňující tyto voxely z oblasti detekce elektrod.

Jelikož je postimplantační CT zatíženo metalickými artefakty, algoritmus určoval parametry lebečních kostí v předimplantačním CT. Algoritmus počítal úhel, který elektroda dle plánované trajektorie svírala v místě vstupu k lebce – úhel implantace. V místě vstupu elektrody bylo vybráno 10 mm okolí lebeční kosti, jejíž vnější okraj byl aproximován rovinou s normálovým vektorem. Implantační úhel se určil jako $(90^\circ - \alpha)$, kde α značí úhel mezi plánovanou trajektorií a normálou dané roviny. Tloušťka kosti se měřila jako vzdálenost mezi okraji lebky v místě plánované trajektorie. Jako kost se braly voxely s hodnotou intenzity větší než 300 HU. Jelikož dataset obsahoval i dětské pacienty školního a předškolního věku, v některých případech kost vykazovala nižší hustotu. Proto bylo nutné vizuálně kontrolovat, zda detekovaná tloušťka kosti odpovídá skutečnosti a v některých případech se detekční práh kosti musel snížit na hodnotu intenzity větší než 150 HU.

Výstupem algoritmu je soubor parametrů jednotlivých elektrod, které jsou detailně popsány v následující kapitole.



Obrázek 2.1: Vizualizace jednotlivých částí semiautomatického detekčního algoritmu: (A) šedivě: CT s prahem 3000 HU - kovové části elektrody; barevně: plánované trajektorie elektrod inicializující GMM algoritmus (B) přiřazení kovových voxelů do shluků reprezentujících elektrodu ROI_E (C) projekce kovových voxelů do 2D za účelem určení trajektorie (D) posouvání modelu elektrody složeného z Gaussovských kuliček po nalezené trajektorii (E) porovnání vzhledu elektrody v CT s prahem intenzity 3000 HU s modelem elektrody použitým v detekčním algoritmu (F) korelační funkce modelu elektrody s CT obrazem. Převzato z [8].

2.3 Výpočty parametrů

Parametry, jež byly výstupem algoritmu popsaného v kapitole 2.2, byly dále použity k určení rozdílu plánovaného (dle navigace, index nav) a skutečného (implantovaného, index $impl$) umístění elektrody. Parametry, které se získaly automatickou detekcí elektrod, jsou uvedeny níže.

Poloha hrotu

Polohu hrotu představoval v případě implantované elektrody bod \mathbf{HROT}_{impl} a v případě plánované elektrody bod \mathbf{HROT}_{nav} . Tyto body obsahovaly tři složky odpovídající souřadnicím v anteriorněposteriorním směru, laterálním směru a směru inferiorněsuperiorním.

■ Místo vstupu

Místo vstupu je bod průniku elektrody s vnějším okrajem lebky. V případě implantované elektrody se jednalo o bod \mathbf{VSTUP}_{impl} a v případě plánované elektrody o bod \mathbf{VSTUP}_{nav} . Tyto body obsahovaly tři složky odpovídající souřadnicím v anteriorněposteriorním směru, laterálním směru a směru inferiorněsuperiorním.

■ Místo výstupu

Místo výstupu je bod průniku elektrody s vnitřním okrajem lebky. V případě implantované elektrody se jednalo o bod \mathbf{VYSTUP}_{impl} a v případě plánované elektrody o bod \mathbf{VYSTUP}_{nav} . Tyto body obsahovaly tři složky odpovídající souřadnicím v anteriorněposteriorním směru, laterálním směru a směru inferiorněsuperiorním.

■ Úhel implantace

Úhel implantace ($90^\circ - \alpha$) představoval úhel, který elektroda svírala s lebkou v místě implantace, viz kapitola 2.2.

■ Tloušťka kosti

Posledním parametrem určeným semiautomatickým algoritmem detekce elektrod byla tloušťka kosti (k) v místě implantace, viz kapitola 2.2.

Z výše popsaných parametrů se následně dopočítaly následující parametry.

■ Hloubka implantace

Hloubka implantace (I_{impl}) byla spočítána jako euklidovská vzdálenost mezi bodem odpovídajícím hrotu elektrody (\mathbf{HROT}_{impl}) a bodem vstupu elektrody do lebky (\mathbf{VSTUP}_{impl}). Také byla spočítána plánovaná hloubka implantace (I_{nav}), která se určila jako euklidovská vzdálenost mezi plánovaným umístěním hrotu elektrody (\mathbf{HROT}_{nav}) a plánovaným bodem vstupu elektrody do lebky (\mathbf{VSTUP}_{nav}).

■ Chyba v hloubce zavedení

Chyba v hloubce zavedení (I_{chyba}) byla spočítána jako rozdíl mezi plánovanou hloubkou implantace a skutečnou hloubkou implantace: $I_{chyba} = I_{nav} - I_{impl}$.

■ Odchylka implantačního úhlu

Odchylka implantačního úhlu (φ) vyjadřovala úhel mezi směrovými vektory trajektorií plánované elektrody a implantované elektrody. První se počítal směrový vektor $\vec{\mathbf{u}}$, který odpovídal směru plánované elektrody, a $\vec{\mathbf{v}}$, který odpovídal směru implantované elektrody. Vektor $\vec{\mathbf{u}}$ se počítal podle rovnice 2.1 a vektor $\vec{\mathbf{v}}$ podle rovnice 2.2.

$$\vec{\mathbf{u}} = \mathbf{HROT}_{nav} - \mathbf{VSTUP}_{nav} \quad (2.1)$$

$$\vec{v} = \mathbf{VYSTUP}_{\text{impl}} - \mathbf{VSTUP}_{\text{impl}} \quad (2.2)$$

Směrový vektor plánované elektrody (rovnice 2.1) se spočítal jako rozdíl bodu vstupu a bodu hrotu elektrody. Pro výpočet směrového vektoru implantované elektrody se nedal obecně použít rozdíl bodu hrotu elektrody a bodu vstupu elektrody do lebky, jelikož někdy docházelo na trajektorii ke zvlnění. Z tohoto důvodu se jako směr implantované elektrody brala ta část elektrody, která byla umístěna v kosti lebky. Na základě toho se směrový vektor implantované elektrody spočítal jako rozdíl bodu vstupu elektrody do kosti $\mathbf{VSTUP}_{\text{impl}}$ a bod výstupu elektrody z kosti $\mathbf{VYSTUP}_{\text{impl}}$.

Úhel mezi vektory \vec{u} a \vec{v} se následně spočítal podle rovnice 2.3.

$$\varphi = \arccos \left(\frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{|\vec{u}| \cdot |\vec{v}|} \right) \quad (2.3)$$

■ Chyba na vstupu

Chyba na vstupu (d_{vstup}) byla spočítána jako euklidovská vzdálenost mezi bodem vstupu implantované elektrody do lebky ($\mathbf{VSTUP}_{\text{impl}}$) a bodem plánovaného vstupu elektrody do lebky ($\mathbf{VSTUP}_{\text{navl}}$).

■ Chyba na hrotu

Chyba na hrotu (d_{hrot}) byla spočítána jako euklidovská vzdálenost mezi bodem umístění hrotu implantované elektrody ($\mathbf{HROT}_{\text{impl}}$) a plánovaným bodem umístění hrotu elektrody ($\mathbf{HROT}_{\text{nav}}$).

■ Odchylka na hrotu

Odchylka na hrotu (d_{kolme}) představovala kolmou vzdálenost hrotu implantované elektrody k vektoru určujícímu směr plánované trajektorie. Byla spočítána jako vzdálenost mezi hrotem elektrody $\mathbf{HROT}_{\text{impl}}$ a bodem představujícím jeho kolmou projekci $\mathbf{HROT}_{\text{proj}}$ na vektor \vec{u} . Aby bylo možné spočítat kolmou projekci, nejprve se vektory musely posunout do počátku souřadnicového systému, tím pádem došlo k posunu bodu hrotu elektrody o vektor vyjadřující plánovaný bod vstupu elektrody do lebky, viz rovnice 2.4.

$$\mathbf{HROT}_s = \mathbf{HROT}_{\text{impl}} - \mathbf{VSTUP}_{\text{nav}} \quad (2.4)$$

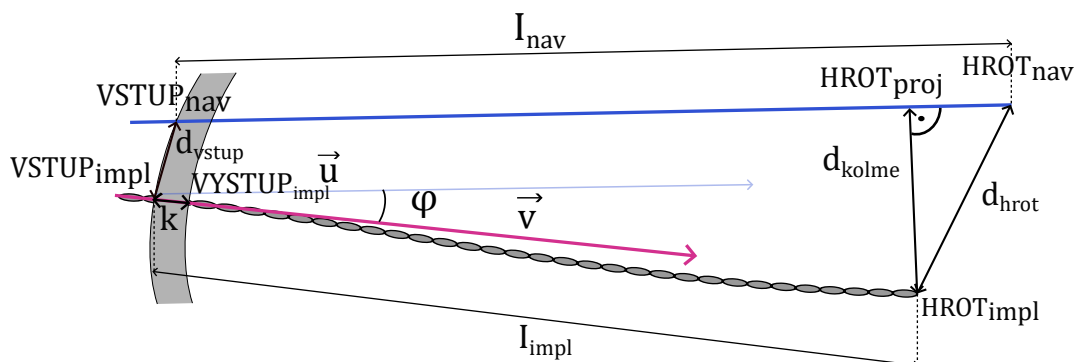
Poté se mohla spočítat projekce bodu \mathbf{HROT}_s na vektor \vec{u} . Ta se spočítala podle rovnice 2.5.

$$\mathbf{HROT}_{\text{proj}} = \frac{\vec{u} \cdot \vec{u}^T}{\vec{u}^T \cdot \vec{u}} \cdot \mathbf{HROT}_s \quad (2.5)$$

Nakonec se spočítala euklidovská vzdálenost mezi body \mathbf{HROT}_s a $\mathbf{HROT}_{\text{proj}}$ podle rovnice 2.6.

$$d_{kolme} = |\mathbf{HROT}_{\text{proj}} - \mathbf{HROT}_s| \quad (2.6)$$

Body, ze kterých se vycházelo, jsou společně s dopočítanými údaji schematicky naznačeny na obrázku 2.2



Obrázek 2.2: Schéma určovaných parametrů mezi plánovanou trajektorií a skutečnou trajektorií implantovaných elektrod.

Z těchto parametrů se dále vycházelo pro určení vlivů ovlivňujících přesnost umístění elektrod.

2.4 Stanovení přesnosti implantace

Cílem této práce bylo určení faktorů snižujících přesnost implantace. Jako parametry určující přesnost implantace byly brány chyba na hrotu, chyba na vstupu, chyba v hloubce zavedení, odchylka implantačního úhlu a odchylka hrotu. Hledala se souvislost mezi těmito parametry a také parametry charakterizujícími implantovanou elektrodu, kterými byly tloušťka kosti v místě implantace, úhel implantace a hloubka implantace.

2.4.1 Vzájemná korelace jednotlivých parametrů

Pro vyhodnocování vzájemné korelace jednotlivých parametrů byla použita Spearmanova korelace. Spearmanův korelační koeficient popisuje, jak dobře vztah veličin odpovídá monotónní funkci, která nemusí být lineární. Korelační koeficienty se pohybují mezi hodnotami -1 a 1, přičemž záporné hodnoty znamenají negativní korelaci a kladné hodnoty znamenají pozitivní korelaci. Hodnota 0 znamená, že neexistuje vztah mezi proměnnými [15]. Hledala se souvislost mezi chybou na hrotu, chybou na vstupu, odchylkou implantačního úhlu od plánované trajektorie, hloubkou implantace, tloušťkou kosti, úhlem vstupu do kosti, chybou v hloubce implantace, implantačním pořadím a věkem pacienta v době implantace. K tomu byla využita funkce *corr(..., 'Spearman')* ze „Statistics and Machine Learning Toolbox“ v MATLAB.

Výstupem Spearmanovy korelace je pro každou dvojici Spearmanův korelační koeficient a odpovídající p-hodnota. Jelikož se jednalo o mnohonásobné testování, bylo nutné provést korekci p-hodnot. Korekce p-hodnot byla provedena za pomoci PCA (principal

component analysis), čímž se zjistilo množství lineárně nezávislých parametrů. Jelikož lineárně nezávislé vyšly čtyři parametry, tak v případě hledání korelace v párech každý s každým se jednalo o 16 testů. Jelikož se při tomto porovnání vyskytly čtyři dvojice, které porovnávaly parametr sám se sebou (diagonála korelační matice), zbylo 12 párových porovnání. Na závěr se tato hodnota ještě vydělila dvěma (prvky pod diagonálou), protože nezáleželo na pořadí, z toho důvodu se každá dvojice vyskytovala dvakrát. Tímto způsobem se došlo ke koeficientu šesti nezávislých proměnných, jímž se vynásobily původní p-hodnoty za účelem jejich korekce (FWER – family-wise error rate).

■ 2.4.2 Prediktivní model přesnosti implantace na hrotu elektrody

Za účelem určení parametrů, které ovlivňují přesnost umístění elektrody, byl hledán prediktivní model pro stanovení chyby na hrotu elektrody. Pro určení modelu byl použit generalizovaný lineární model (GLM), ve kterém se jako předpokládané prediktory použily: chyba na vstupu, tloušťka kosti, implantační úhel, hloubka implantace, odchylka implantačního úhlu a chyba v hloubce zavedení. Je zřejmé, že odchylka na hrotu elektrody roste v závislosti na hloubce implantace a odchylce od trajektorie, z toho důvodu byly tyto dva parametry sloučeny do jednoho vztahem $s = I_{nav} \cdot \tan(\varphi)$, kde s je sloučený parametr, I_{nav} je plánovaná hloubka implantace a φ je úhel mezi plánovanou a skutečnou trajektorií. Dalším důvodem pro vytvoření tohoto sdruženého parametru je nelinearita funkce $\tan(\varphi)$, což by vytvářelo chybu v generalizovaném lineárním modelu [8].

■ 2.4.3 Prediktivní model přesnosti implantace na vstupu

Na základě výsledků z korelační analýzy se ukázalo, že chyba na vstupu byla významným faktorem ovlivňujícím přesnost implantace, viz kapitola 3.3. Na základě toho byl určen i prediktivní model přesnosti implantace na vstupu. Vstupními parametry modelu byly ty, které jsou známé před samotnou implantací, tedy: tloušťka kosti v místě implantace, předpokládaná hloubka implantace a předpokládaný vstupní úhel elektrody vůči lebce.

Pro hledání generalizovaného lineárního modelu byla použita funkce *stepwiseglm()* opět ze „Statistics and Machine Learning Toolbox“ v MATLAB.

■ 2.4.4 Vliv věku pacienta na přesnost implantace

Jelikož byly v této práci zkoumány vlivy ovlivňující přesnost implantace u dětských pacientů, byla hledána také souvislost přesnosti s věkem pacienta. Předpokládalo se, že by přesnost mohla být ovlivněna hustotou kostí a velikostí hlavy pacienta, ta se ovšem neměřila. Jako zastupující veličina byl zvolen věk pacienta, protože se předpokládalo, že s věkem roste i hlava a hustota kostí. Jednotlivé chyby na hrotu byly vykresleny do grafu v závislosti na věku pacienta a následně tyto body byly proloženy přímkou metodou nejmenších čtverců, kdy se určil trend podle sklonu dané přímky. Existoval také předpoklad, že věk pacienta, potažmo velikost hlavy pacienta, ovlivňuje i hloubku implantace. Předpokládalo se, že s větší hlavou pacienta by mohla být větší hloubka implantace, která by mohla negativně ovlivňovat chybu na hrotu. Závislosti byly aproximovány přímkou stejně jako v prvním případě.

2.5 Přesnost implantace jednotlivých neurochirurgů

Dalším krokem v této práci bylo porovnat přesnost implantací prováděných jednotlivými neurochirurgy, kteří prováděli implantace mezi lety 2017 a 2022 ve Fakultní nemocnici v Motole na dětských pacientech. Dohromady se jednalo o čtyři neurochirurgy. Implantace, u kterých si neurochirurgové navzájem asistovali, byly započítány k oběma operujícím neurochirurgům. Implantace, u kterých bylo podezření na posun navigačního rámu, nebyly započteny. U jednotlivých neurochirurgů byly vyhodnocovány stejné chybové parametry jako v celkovém porovnání. To znamená, že porovnávanými údaji opět byla chyba na hrotu, chyba na vstupu, chyba v hloubce zavedení a odchylka v úhlu od plánované trajektorie. Statistické rozdíly v parametrech a přesnosti implantace mezi chirurgy byly stanoveny Kruskalovým-Wallisovým testem [15].

Výpočet byl proveden použitím funkce *kruskalwallis()* opět ze „Statistics and Machine Learning Toolbox“ v MATLAB.

2.5.1 Incidence vychýlených elektrod

Jedním z hodnocených faktorů přesnosti byla incidence vychýlených elektrod. Za vychýlené elektrody se považovaly ty, které měly chybu na hrotu větší než pět milimetrů. U jednotlivých neurochirurgů se porovnávalo, jaké procentuální zastoupení měly vychýlené elektrody ze všech implantovaných elektrod. Dále se také hodnotil vývoj v čase, kdy se předpokládalo, že s přibývajícím zkušenostmi bude ubývat množství vychýlených elektrod. Tento vývoj se hodnotil na základě grafů, kde byl vyobrazen kumulativní součet vychýlených elektrod v závislosti na počtu implantovaných elektrod. V případě, že by docházelo postupně k menší incidenci, měl by průběh spíše konkávní charakter, naopak v případě zhoršující se tendence neurochirurgů by průběh na grafu měl spíše konvexní charakter. Hodnotícím kritériem těchto průběhů byla hodnota AUC (area under curve), pro kterou se předpokládalo, že ideální lineární průběh by měl hodnotu AUC 0,5, funkce s převažujícím konkávním charakterem by měla hodnotu $AUC > 0,5$ a funkce s převažujícím konvexním charakterem by měla hodnotu $AUC < 0,5$.

Kapitola 3

Výsledky

3.1 Charakteristika datasetu

Celkově pro tuto práci byla k dispozici data 34 dětských pacientů, z nichž dva podstoupili následnou reimplantaci, tím pádem byla k dispozici data celkově k 36 operacím vykonaným mezi lety 2017 a 2022. Na základě vizuální kontroly všech pacientů, kteří měli chybu na hrotu elektrody větší než pět milimetrů, u třech pacientů vzniklo podezření, že před samotnou operací došlo k posunutí hlavového prstence. Tito pacienti byli ze zkoumané skupiny vyřazeni. U jedné elektrody došlo k přeplánování trajektorie během implantace bez zachování navigačních souřadnic, proto byla následně vyřazena ze souboru.

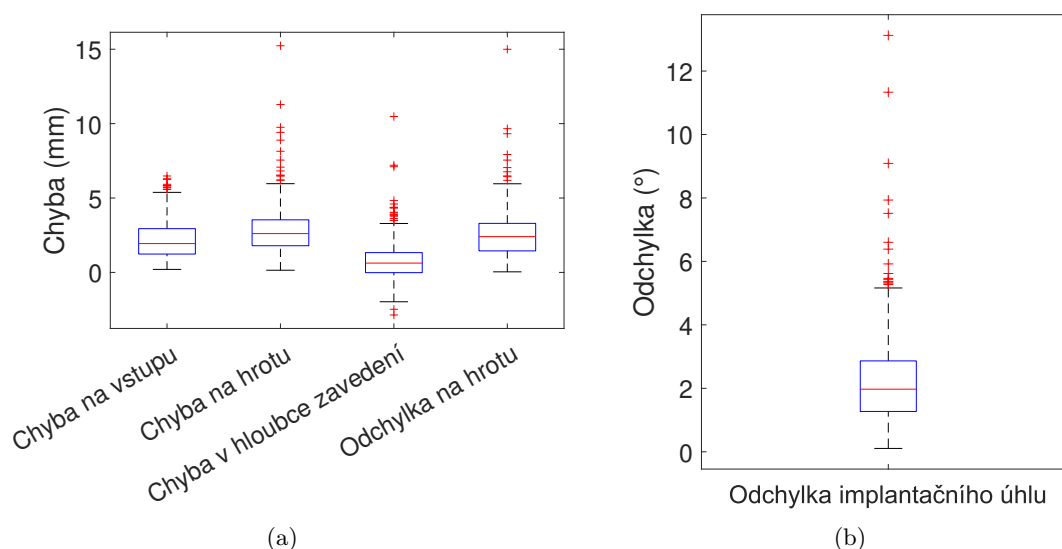
Hodnoty průměrů vyhodnocovaných parametrů jsou v textu níže uváděny zároveň se směrodatnou odchylkou ve formátu: průměr \pm směrodatná odchylka.

Pro celkovou analýzu byla použita data z celkem 33 implantací, při kterých bylo dohromady implantováno 469 elektrod. V průměru bylo jednomu pacientovi implantováno $14,2 \pm 2,8$ elektrod. Minimálně byly implantovány 4 elektrody a maximálně 18.

Věk analyzovaných pacientů v době implantace byl průměrně $12,8 \pm 4,7$ roku. Nejmladšímu pacientovi bylo 3,3 roku a nejstaršímu 19 let.

3.2 Přesnost implantace

U implantovaných elektrod bylo vyhodnocováno několik parametrů, které určovaly nepřesnost implantace. Prvním vyhodnocovaným parametrem byla vzdálenost mezi bodem plánovaného umístění elektrody a bodem skutečného umístění elektrody (chyba na hrotu). Tato chyba byla průměrně $2,8 \pm 1,6$ mm. Druhým počítaným parametrem byla délka kolmice spojující hrot elektrody se směrovým vektorem určujícím plánovaný směr implantované elektrody (odchylka hrotu). Průměrná hodnota tohoto parametru byla $2,5 \pm 1,5$ mm. Třetím parametrem byla vzdálenost mezi plánovaným bodem vstupu elektrody do lebky a skutečným bodem vstupu elektrody do lebky (chyba na vstupu), zde byla průměrná vzdálenost $2,2 \pm 1,2$ mm. Dalším vyhodnocovaným parametrem byl rozdíl mezi plánovanou hloubkou implantace a skutečnou hloubkou implantace (chyba v hloubce implantace). Průměrná chyba byla $0,7 \pm 1,3$ mm. Posledním porovnávaným parametrem byla odchylka implantačního úhlu, jejíž průměrná hodnota byla $2,2 \pm 1,4^\circ$. Tyto vyhodnocované parametry jsou vyobrazeny v krabicových grafech na obrázku 3.1. Vypočítané hodnoty jsou shrnuty v tabulce 3.4.



Obrázek 3.1: Krabicové grafy zobrazující vyhodnocované chybové parametry. Záporná čísla u chyby v hloubce zavedení značí, že skutečná hloubka implantace byla větší než plánovaná, kladná čísla značí, že skutečná hloubka zavedení byla menší než plánovaná.

3.3 Vzájemný vliv jednotlivých parametrů

Vzájemný vliv parametrů byl vyhodnocen mezi skupinou parametrů určujících nepřesnost implantace a parametry charakterizujícími implantovanou elektrodu. Těmito parametry byl úhel implantace ($90^\circ - \alpha$), který elektroda svírala s lebkou, tloušťka kosti v místě implantace a hloubka implantace. Úhel implantace byl průměrně $66,7 \pm 11,1^\circ$, tloušťka kosti byla průměrně $6,7 \pm 2,5$ mm a hloubka implantace byla průměrně $49,6 \pm 16,5$ mm. Údaje o těchto parametrech jsou shrnuty v tabulce 3.1.

	Průměr $\pm \sigma$	Medián	Min.	Max.
Úhel implantace ($^\circ$)	$66,7 \pm 11,1$	66,09	41,0	89,6
Tloušťka kosti (mm)	$6,7 \pm 2,5$	6,33	1,9	15,1
Hloubka implantace (mm)	$49,6 \pm 16,5$	46,2	19,3	101,4

Tabulka 3.1: Údaje o měřených parametrech. Hodnota průměru je uvedena ve tvaru průměr \pm směrodatná odchylka. Dále je uveden medián, minimum (min.) a maximum (max.).

Pro nalezení souvislosti mezi parametry bylo využito vyhodnocení Spearmanova koeficientu C . Vzájemně se mezi sebou porovnávaly: chyba na hrotu, chyba na vstupu, odchylka v úhlu, hloubka implantace, tloušťka kosti, úhel implantace, chyba v hloubce implantace, pořadí implantace a věk pacienta.

Pro chybu na hrotu vyšla nejvyšší korelace s chybou na vstupu $C = 0,47$ ($p < 0,001$), dále pak s implantačním úhlem, kde korelace vyšla $C = -0,33$ ($p < 0,001$) a s odchylkou v úhlu implantace vyšla korelace $C = 0,23$ ($p < 0,001$) stejně jako s hloubkou implantace $C = 0,23$ ($p < 0,001$). Naopak se neprokázala korelace chyby na hrotu s věkem pacienta v době implantace. Chyba na vstupu měla největší korelaci s úhlem implantace $C = -0,26$

($p < 0,001$). S úhlem implantace měla největší korelaci i chyba v hloubce zavedení $C = -0,29$ ($p < 0,001$). Ukázalo se tedy, že úhel zavedení, respektive odklon od ideální trajektorie kolmé k lebce, je klíčovým faktorem ovlivňujícím přesnost.

Souhrnně jsou výsledky Spearmanovy korelace uvedeny v tabulce 3.2.

	Chyba na hrotu	Chyba na vstupu	Odchylka v úhlu	Hloubka implantace	Tloušťka kosti	Úhel implantace	Chyba v hloubce	Pořadí	Věk
Chyba na hrotu	** **	** **	** **	** *	** **	** **			
Chyba na vstupu	47	** **	** **		** **	** **	*		
Odchylka v úhlu	23	15						**	
Hloubka implantace	23	20	-5	** **	** **	** **	** **		
Tloušťka kosti	17	11	-3	33	** **		** **	** **	
Úhel implantace	-33	-26	-10	-44	-33	** **	** **		
Chyba v hloubce	22	22	-2	21	5	-29	** *	** **	
Pořadí	-7	-13	1	-33	-29	25	-16		
Věk	3	-10	-15	-1	41	10	-19	0	

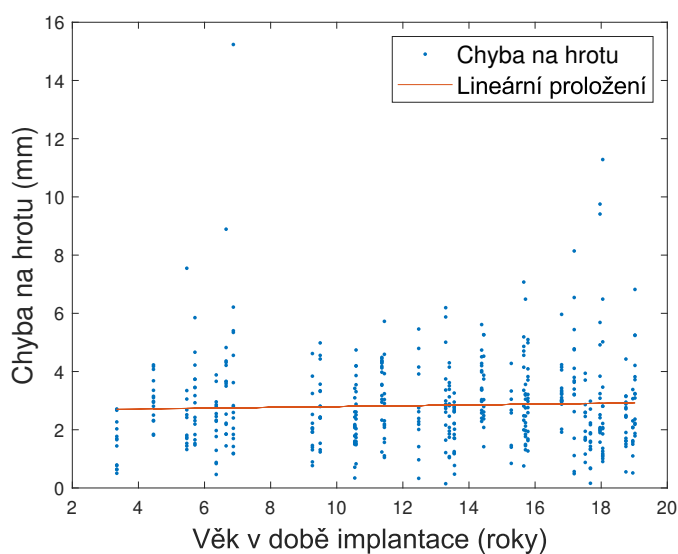
Tabulka 3.2: Tabulka Spearmanových korelačních koeficientů v procentech mezi jednotlivými parametry (část pod diagonálou) a vyznačení odpovídajících korigovaných p-hodnot (část nad diagonálou), čtyři hvězdičky značí hodnotu $p < 0,001$, tři hvězdičky $p < 0,005$, 2 hvězdičky $p < 0,01$, jedna hvězdička hodnotu $p < 0,05$. Nesignifikantní hodnoty nejsou vyznačeny.

3.3.1 Vyhodnocení vlivu věku pacienta

Existoval předpoklad, že by přesnost implantace mohla být ovlivněna velikostí hlavy pacienta a hustotou kostí. Jelikož velikost hlavy nebyla nijak měřena, vycházelo se z věku pacienta, protože velikost hlavy pacienta by měla souviset s jeho věkem. Zkoumal se tedy vliv věku na chybu na hrotu. V grafu 3.2 je vidět vyobrazení závislosti chyby na hrotu na věku (v) pacienta v době implantace. V grafu je provedeno lineární proložení pro sledování trendu. Rovnice lineární aproximace je: $d_{hrot} = 0,01v + 2,66$ ($R^2 = 0,0017$).

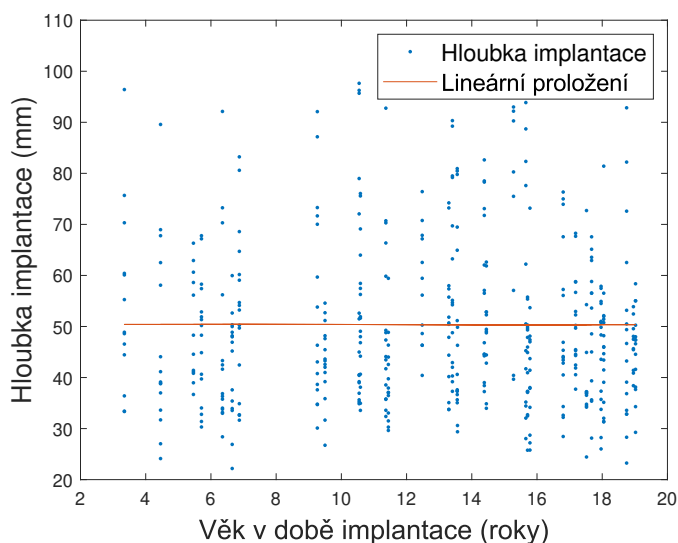
Z grafu 3.2 je vidět, že vliv věku pacienta na chybu na hrotu je minimální, z toho se dá předpokládat, že ani velikost hlavy pacienta neovlivňuje výslednou chybu na hrotu.

Druhým zkoumaným parametrem v závislosti na věku pacienta byla hloubka implantace. Zde se opět vycházelo z předpokladu, že s narůstajícím věkem pacienta roste hlava, tudíž bude narůstat i hloubka implantace. Tato závislost je vyobrazena na grafu 3.3. Opět je zde provedeno lineární proložení pro sledování možného trendu. Rovnice této lineární aproximace je: $d_{hrot} = 0,00v + 50,42$ ($R^2 = 5,5 \cdot 10^{-7}$).



Obrázek 3.2: Graf zobrazující chybu na hrotu v závislosti na věku pacienta společně s lineárním proložením metodou nejmenších čtverců.

Z grafu 3.3 a rovnice lineárního proložení je vidět, že ani hloubka implantace není ovlivněna věkem pacienta potažmo velikostí hlavy pacienta.



Obrázek 3.3: Graf zobrazující hloubku implantace v závislosti na věku pacienta společně s lineárním proložením metodou nejmenších čtverců.

3.4 Prediktivní model přesnosti implantace

Prediktivní model přesnosti implantace byl použit pro zjištění parametrů, které přispívají do výsledné chyby na hrotu, a také pro určení, jakou mírou ji ovlivňují. Jako předpokládané ovlivňující parametry se uvažovala chyba na vstupu d_{vstup} , tloušťka kosti k , implantační

úhel ($90^\circ - \alpha$), chyba v hloubce zavedení I_{chyba} a parametr sdružující hloubku implantace I_{nav} a odchylku v úhlu φ od plánované trajektorie: $s = I_{nav} \cdot \tan(\varphi)$ [8]. Výsledek tohoto modelu je uveden v rovnici 3.1, jeho f-statistika oproti konstantnímu modelu byla 33,1 ($p < 0,0001$).

$$d_{hrot} = 3,87 + 0,33 \cdot d_{vstup} - 0,03 \cdot (90^\circ - \alpha) + 0,25 \cdot I_{chyba} + 2 \cdot 10^{-4} \cdot s \quad (3.1)$$

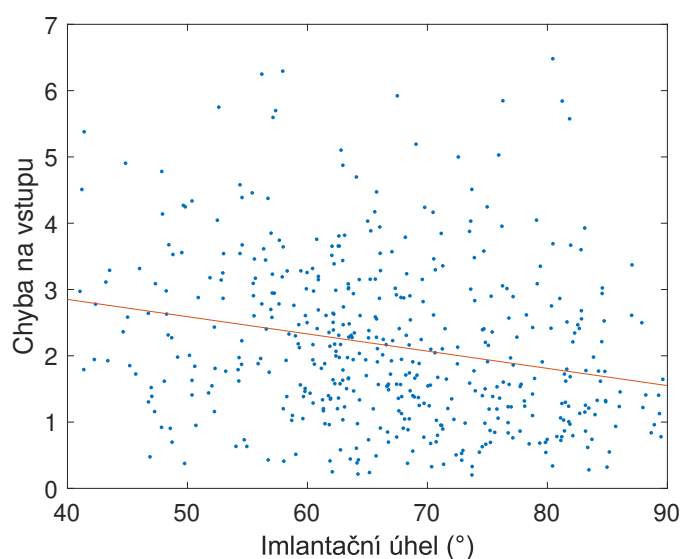
V případě, že se použijí koeficienty daného modelu společně s průměrnými hodnotami daných parametrů, zjistí se, jaké zastoupení mají ve výsledné průměrné chybě na hrotu, která byla 2,8 mm. Chyba na vstupu dělala průměrně $0,33 \cdot 2,2 = 0,73$ mm (26 % průměrné chyby na hrotu). Jelikož úhel implantace má záporný koeficient, se zvětšujícím se úhlem implantace se přesnost zvyšuje. Při ideální kolmé implantaci se zlepšila přesnost o $0,03 \cdot 90 = 2,70$ mm avšak při průměrném implantačním úhlu $66,7^\circ$ se přesnost zvýší pouze o $0,03 \cdot 66,7 = 2,00$ mm. Z toho je patrné, že průměrný implantační úhel přidává chybu $2,7 - 2 = 0,70$ mm (25 % z průměrné chyby na hrotu). Chyba v hloubce zavedení přidává k chybě na hrotu $0,25 \cdot 0,7 = 0,18$ mm (6 % z průměrné chyby na hrotu). Sdružený parametr přispívá k průměrné chybě na hrotu pouze zanedbatelnou hodnotou $2 \cdot 10^{-4} \cdot 49,6 \cdot \tan(2,2) = 3,8 \cdot 10^{-4}$ mm (0,01 % průměrné chyby na hrotu). Dohromady tyto chyby dají $0,73 + 0,70 + 0,18 = 1,61$ mm, což je pouze 57 % z průměrné chyby na hrotu. Zbýlých 43 % je způsobeno náhodnou odchylkou.

Jelikož u chyby na vstupu se ukázalo, že je podstatná pro vznik chyby na hrotu, hledal se také pro ni prediktivní model. Vstupní parametry tohoto modelu byly ty, které jsou známé pro konkrétního pacienta před samotnou implantací. Těmi byly: tloušťka kosti k v místě implantace, implantační úhel ($90^\circ - \alpha$). Výsledek tohoto modelu je uveden v rovnici 3.2, jeho f-statistika oproti konstantnímu modelu byla 26,6 ($p < 0,0001$).

$$d_{vstup} = 3,90 - 0,03 \cdot (90^\circ - \alpha) \quad (3.2)$$

Z tohoto modelu je vidět, že chybu na vstupu významně ovlivňuje implantační úhel, kdy opět odklon od optimálního kolmého směru zhoršuje přesnost vstupního bodu. Na obrázku 3.4 je vidět znázornění lineární aproximace podle rovnice 3.2. Chyba na vstupu, kterou přidá úhel implantace byla určena jako rozdíl mezi ideálním úhlem implantace 90° a minimálním úhlem 41° , který se vyskytl během implantací, vynásobený koeficientem z modelu: $0,03 \cdot (90 - 41) = 1,47$ mm. Je vidět, že úhel implantace významně ovlivňuje chybu na vstupu.

Složka chyby na vstupu vytvořená implantačním úhlem by při jeho nejmenší hodnotě 41° byla 1,23 mm.



Obrázek 3.4: Graf zobrazující chybu na vstupu v závislosti na implantačním úhlu společně s přímkou aproximující chybu na vstupu za pomoci GLM.

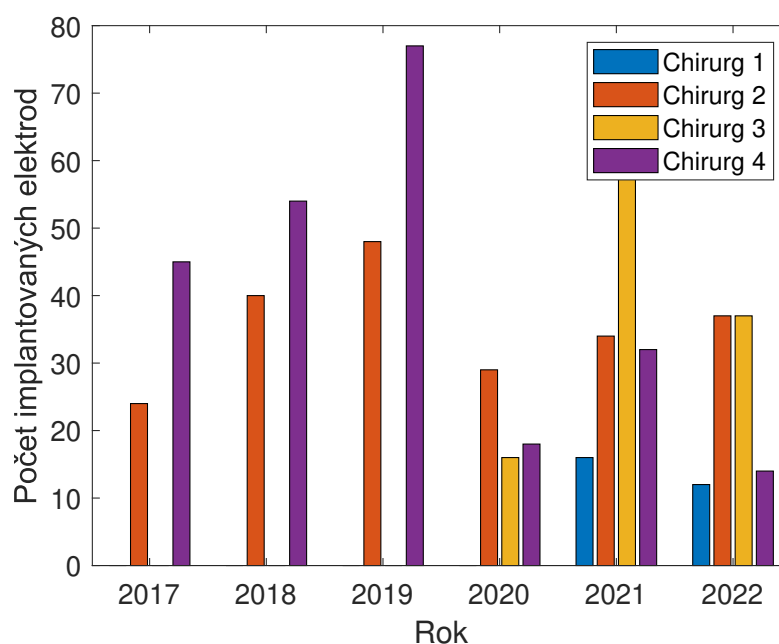
3.5 Přesnost implantace jednotlivých neurochirurgů

Dalším cílem této práce bylo stanovit, jakou přesnost implantace dosahovali jednotliví neurochirurgové. Byli porovnání čtyři neurochirurgové, avšak každý z nich implantoval rozdílné množství elektrod. Chirurg 1 implantoval nejméně elektrod, pouze 28, chirurg 2 implantoval 212 elektrod, chirurg 3 implantoval 113 elektrod a chirurg 4 implantoval 240 elektrod. Při deseti z provedených operací si chirurgové asistovali. Ve dvojici chirurg 1 a chirurg 4 byla provedena jedna implantace (16 implantovaných elektrod), ve dvojici chirurg 1 a chirurg 2 byly provedeny 2 implantace (30 implantovaných elektrod). Ve dvojici chirurg 2 a chirurg 4 byly provedeny také dvě implantace (24 implantovaných elektrod), ve dvojici chirurg 2 a chirurg 3 se provedly 3 implantace (42 implantovaných elektrod) a ve dvojici chirurg 3 a chirurg 4 se provedly 2 implantace (30 implantovaných elektrod). Množství provedených operací a implantovaných elektrod jednotlivými neurochirurgy je shrnuto v tabulce 3.3. Dále v grafu 3.5 je zobrazeno množství, které jednotliví chirurgové v daný rok provedli.

Neurochirurg	Provedené operace	Počet elektrod
Chirurg 1	2	28
Chirurg 2	17	212
Chirurg 3	9	113
Chirurg 4	18	240

Tabulka 3.3: Porovnání množství provedených operací a implantovaných elektrod jednotlivými neurochirurgy.

V tabulce 3.4 je vidět porovnání přesnosti implantace jednotlivých chirurgů společně se statistikou vytvořenou na všech dostupných datech. Pro vyhodnocení rozdílu v přesnosti



Obrázek 3.5: Graf zobrazující počet implantovaných elektrod v jednotlivých letech jednotlivými neurochirurgy.

implantace jednotlivými neurochirurgy byl použit statistický Kruskalův-Wallisův test (dále KW test).

Prvním hodnoceným parametrem byla chyba na hrotu. V tomto případě signifikantní rozdíl nevyšel mezi žádnými dvěma neurochirurgy. Druhým pozorovaným parametrem byla chyba na vstupu. V tomto případě se ukázalo, že chirurg 3 dělal chyby větší než chirurg 4 ($p < 0,001$; KW test). Při chybě v hloubce zavedení se ukázalo, že chirurg 1 dělal chyby větší než chirurg 2 ($p < 0,001$; KW test) a také než chirurg 3 ($p < 0,001$; KW test). Dále se ukázalo, že chirurg 4 dělal chybu větší než chirurg 2 ($p < 0,001$; KW test) a také než chirurg 3 ($p < 0,005$; KW test). Také se ukázalo, že skupina operovaná chirurgem 4 měla menší odchylku úhlu a také odchylku hrotu. Porovnání jednotlivých skupin je vidět na obrázku 3.6. Obecně se dá říct, že implantace provedené chirurgem 4 ve většině ze zkoumaných parametrů vykazovaly největší přesnost.

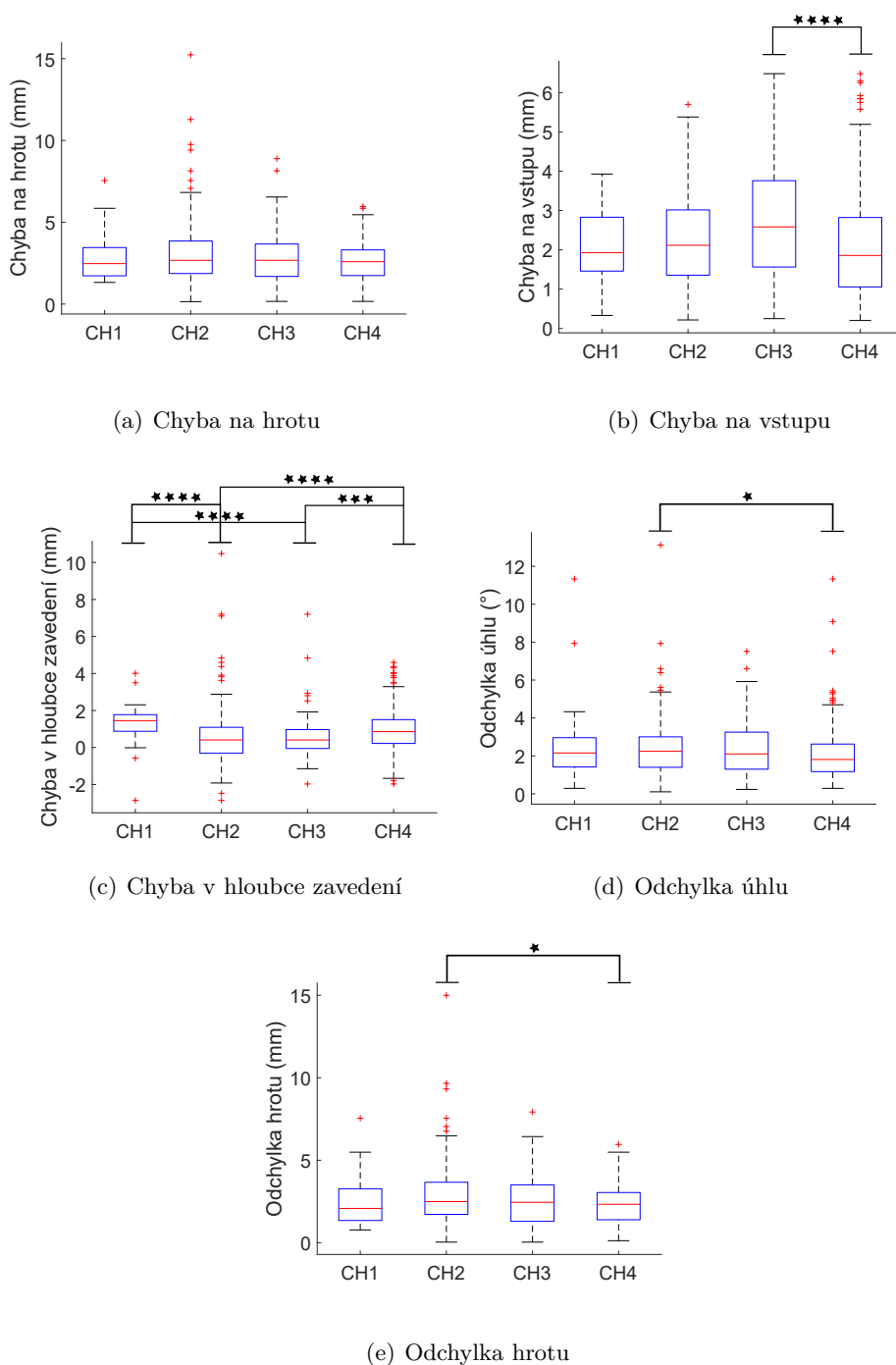
3.5.1 Vyhodnocení vlivu přibývajících zkušeností jednotlivých neurochirurgů

Pro jednotlivé neurochirurgy byl sledován trend, jak se vyvíjí chyba na hrotu spolu s přibývajícím zkušenostmi. Cílem bylo zjistit, zda se chyba s nabývanými zkušenostmi jednotlivých neurochirurgů snižuje.

Za tímto účelem byly vytvořeny grafy, které vyobrazují chyby jednotlivých elektrod v závislosti na množství (m) již implantovaných elektrod daným neurochirurgem. Trend vývoje chyby byl následně určen lineárním proložením metodou nejmenších čtverců. Z grafu 3.7(a) je vidět, že klesající tendence je pouze u chirurga 1 a chirurga 3.

Parametr	Chirurg	Průměr $\pm\sigma$	Medián	Min.	Max.
Chyba na hrotu (mm)	Chirurg 1	2,8 \pm 1,4	2,5	1,3	7,5
	Chirurg 2	3,1 \pm 1,9	2,7	0,1	15,2
	Chirurg 3	2,8 \pm 1,5	2,7	0,2	8,9
	Chirurg 4	2,6 \pm 1,2	2,6	0,2	6,0
	Celková	2,8 \pm 1,6	2,6	0,1	15,2
Chyba na vstupu (mm)	Chirurg 1	2,0 \pm 1,0	1,9	0,3	3,9
	Chirurg 2	2,2 \pm 1,1	2,1	0,2	5,7
	Chirurg 3	2,7 \pm 1,6	2,6	0,2	6,5
	Chirurg 4	2,1 \pm 1,3	1,9	0,2	6,5
	Celková	2,2 \pm 1,2	1,9	0,2	6,5
Chyba v hloubce zavedení (mm)	Chirurg 1	1,3 \pm 1,2	1,5	-2,9	4,0
	Chirurg 2	0,5 \pm 1,5	0,4	-2,9	10,5
	Chirurg 3	0,5 \pm 1,1	0,4	-2,0	7,2
	Chirurg 4	0,9 \pm 1,1	0,9	-2,0	4,6
	Celková	0,7 \pm 1,3	0,6	-2,9	10,5
Odchylka implan- tačního úhlu (°)	Chirurg 1	2,7 \pm 2,2	2,2	0,3	11,3
	Chirurg 2	2,4 \pm 1,5	2,2	0,1	13,1
	Chirurg 3	2,4 \pm 1,4	2,1	0,2	7,5
	Chirurg 4	2,1 \pm 1,4	1,8	0,3	11,3
	Celková	2,2 \pm 1,4	2,0	0,1	13,1
Odchylka na hrotu (mm)	Chirurg 1	2,5 \pm 1,6	2,1	0,8	7,5
	Chirurg 2	2,8 \pm 1,8	2,5	0,0	15,0
	Chirurg 3	2,5 \pm 1,4	2,5	0,0	7,9
	Chirurg 4	2,3 \pm 1,2	2,3	0,1	6,0
	Celková	2,5 \pm 1,5	2,4	0,0	15,0

Tabulka 3.4: Tabulka porovnávající výsledky jednotlivých chirurgů mezi sebou a oproti celkové statistice. Je uveden průměr \pm směrodatná odchylka, dále medián, minimum (min.) a maximum (max.). Záporná čísla u chyby v hloubce zavedení značí, že skutečná hloubka implantace byla větší než plánovaná, kladná čísla značí, že skutečná hloubka zavedení byla menší než plánovaná.



Obrázek 3.6: Grafy zobrazující rozdíly v porovnávaných parametrech mezi jednotlivými neurochirurgy; CH1, CH2, CH3 a CH4 odpovídá popořadě chirurg 1, chirurg 2, chirurg 3 a chirurg 4; hvězdičky značí odpovídající p-hodnotu KW testu (čtyři hvězdičky hodnota $p < 0,001$, tři hvězdičky $p < 0,005$, 2 hvězdičky $p < 0,01$, jedna hvězdička $p < 0,05$).

Rovnice lineární aproximace pro chirurga 1 je: $d_{hrot} = -0,0448m + 3,4985$ ($R_{CH1}^2 = 0,0656$), pro chirurga 2: $d_{hrot} = -0,0008m + 3,1826$ ($R_{CH1}^2 = 0,0008$), pro chirurga 3: $d_{hrot} = -0,0089m + 3,3510$ ($R_{CH3}^2 = 0,0374$), pro chirurga 4: $d_{hrot} = 0,0013m + 2,4494$ ($R_{CH4}^2 = 0,0062$). Kromě toho bylo vyhodnoceno, zda se chyba na hrotu snižuje v rámci všech elektrod implantovaných na dětských pacientech. Z grafu 3.7(b) je vidět, že trend chyby na hrotu v závislosti na množství elektrod implantovaných dětským pacientům je spíše konstantní. Aproximace chyby na hrotu ve smyslu nejmenších čtverců má rovnici: $d_{hrot} = 0,0004m + 2,7468$ ($R^2 = 0,0009$).

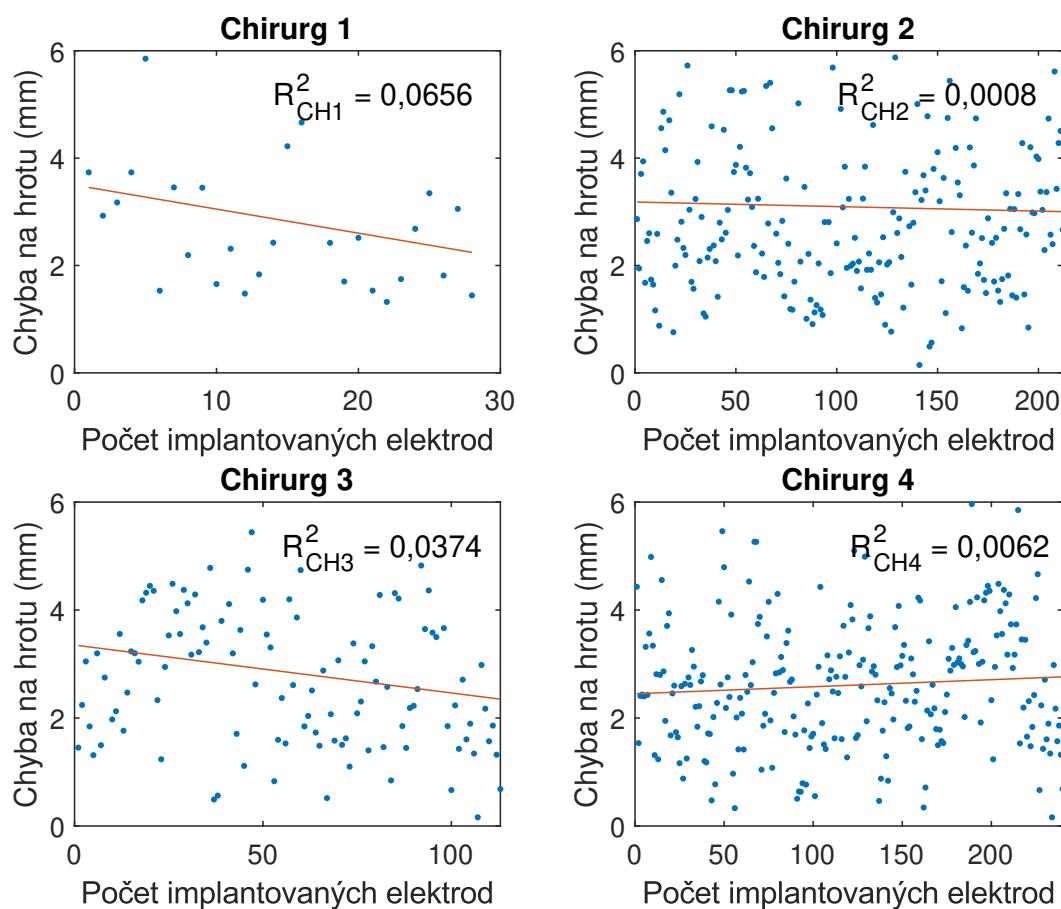
3.5.2 Incidence vychýlených elektrod

Dalším vyhodnocovaným údajem bylo množství elektrod přesahující hranici pěti milimetrů v chybě na hrotu. Tyto elektrody byly považovány za vychýlené. Z celkového počtu 469 elektrod mělo chybu na hrotu větší než 5 mm 32 elektrod, to znamená 6,8 %. Mezi chirurgy měl největší incidenci hodně odchýlených elektrod chirurg 2, u něhož tyto elektrody tvořily 12,3 %, to znamená 26 elektrod z celkového počtu 212 elektrod. Naopak nejmenší incidence činila 2,5 % u chirurga 4, což znamená šest elektrod z 240. Pro chirurga 1 byla incidence 7,1 %, což znamená dvě elektrody z 28, a pro chirurga 3 byla incidence 4,4 %, což znamená pět elektrod ze 113. Shrnutí těchto hodnot je uvedeno v tabulce 3.5.

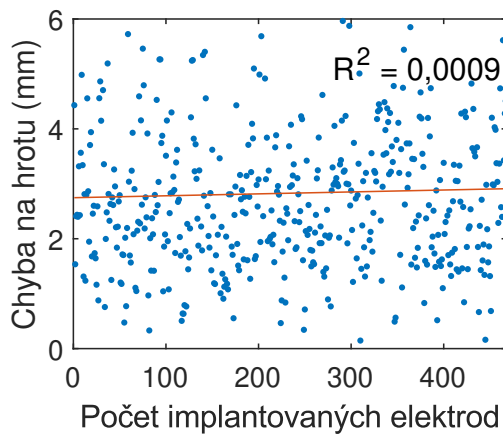
Neurochirurg	Celkový počet implantovaných elektrod	Počet vychýlených elektrod	Procentuálně množství vychýlených elektrod	Hodnota AUC
Chirurg 1	28	2	7,1	0,63
Chirurg 2	212	26	12,3	0,56
Chirurg 3	113	5	4,4	0,58
Chirurg 4	240	4	2,5	0,51
Celková	469	32	6,8	

Tabulka 3.5: Tabulka o vychýlených elektrodách.

U vychýlených elektrod se též hodnotil vliv nabývaných zkušeností jednotlivých neurochirurgů. Za tímto účelem byly vykresleny grafy, které na ose x zobrazují počet implantovaných elektrod a na ose y kumulativní součet vychýlených elektrod. V případě, že by se přibývání vychýlených elektrod zpomalovalo s narůstajícími zkušenostmi jednotlivých neurochirurgů, vyobrazená funkce by byla konkávního charakteru. V případě, že by přibývání odchýlených elektrod bylo konstantní, funkce by byla lineární. V případě postupného zrychlování přibývání vychýlených elektrod by vyobrazená funkce měla spíše konvexní charakter. Jelikož se jedná o funkce nespojitě, byla použita hodnota AUC (area under curve; plocha pod křivkou), díky které bylo možné charakter funkce vyjádřit.



(a)

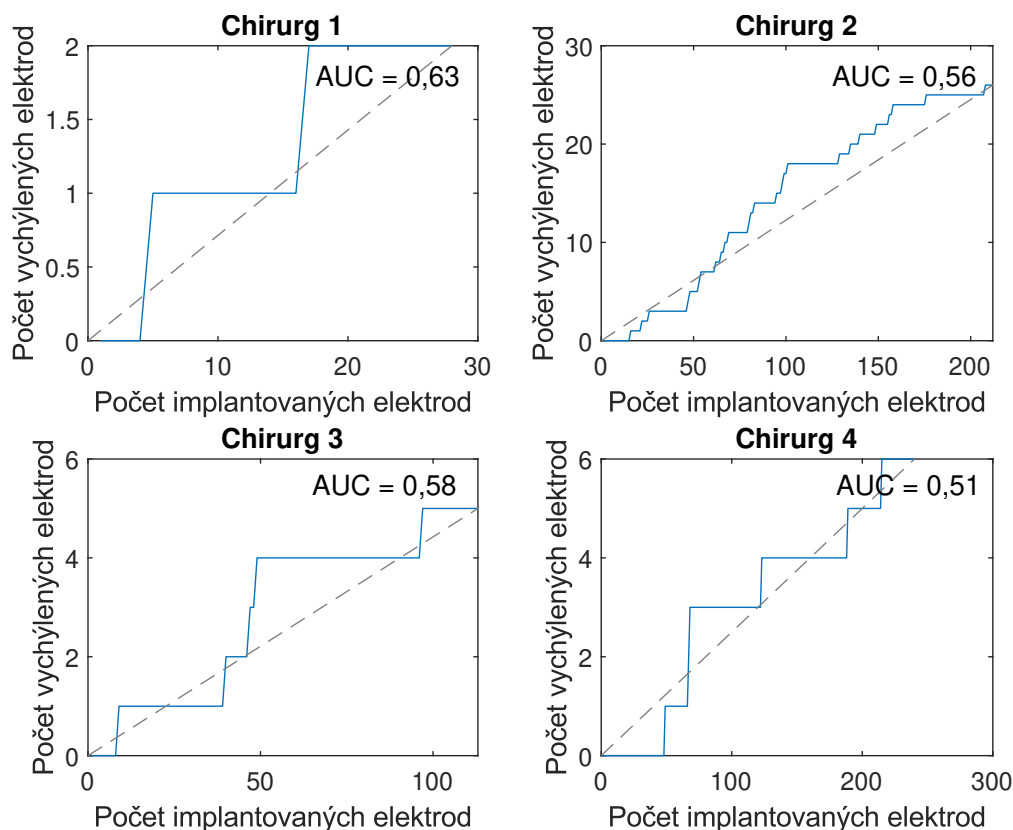


(b)

Obrázek 3.7: Grafy zobrazující (a) chybu na hrotu elektrody v závislosti na množství již implantovaných elektrod pro jednotlivé neurochirurgy; (b) chybu na hrotu v závislosti na množství již implantovaných elektrod v rámci všech implantací provedených na dětských pacientech Fakultní nemocnice v Motole. Na grafech je také zobrazeno lineární proložení metodou nejmenších čtverců.

V případě spíše konkávního charakteru by byla hodnota AUC větší než 0,5, v případě konvexního charakteru by hodnota AUC byla menší než 0,5. Pro chirurga 1 byla hodnota $auc_{CH1} = 0,63$, pro chirurga 2 byla hodnota $auc_{CH2} = 0,56$, pro chirurga 3 byla hodnota $auc_{CH3} = 0,58$ a pro chirurga 4 byla hodnota $auc_{CH4} = 0,51$. Grafy pro jednotlivé neurochirurgy jsou ukázány na obrázku 3.8.

Na základě hodnoty AUC lze usoudit, že u všech sledovaných neurochirurgů docházelo alespoň k mírnému zlepšení, kdy se počet vychýlených elektrod s časem snižoval. Jedině u chirurga 4 se jednalo spíše o stabilní přibývání, avšak oproti jiným neurochirurgům měl velmi nízké zastoupení vychýlených elektrod vůči všem implantovaným elektrodám.



Obrázek 3.8: Graf zobrazující přibývání vychýlených elektrod.

Kapitola 4

Diskuze

Přestože trajektorie implantovaných SEEG elektrod jsou pečlivě plánovány, existují vlivy, které způsobují odklon elektrod od jejich plánované trajektorie. Cílem této práce bylo zhodnotit přesnost elektrod implantovaných ve Fakultní nemocnici v Motole u dětských pacientů a určit vlivy, které přesnost implantací snižují. Dalším cílem bylo vyhodnotit, jestli existuje statistický rozdíl v přesnosti implantací prováděných jednotlivými neurochirurgy a jestli dochází ke zlepšování přesnosti v čase.

4.1 Zhodnocení přesnosti implantací

V této práci se jako hlavní kritérium definující přesnost implantace brala chyba na hrotu, která se na studovaném datasetu 469 implantovaných elektrod pohybovala $2,8 \pm 1,6$ mm. Tato hodnota je v souladu s jinými dříve publikovanými studiemi z různých pracovišť a za použití rozličných stereotaktických systémů [3], [8], [12], [16]–[18]. Uváděné chyby na hrotu ovšem nemusejí být zcela porovnatelné, protože v některých studiích byly pro chybu na hrotu uváděny mediány s (mezikvartilovým rozpětím), v jiných jako průměr s \pm směrodatnou odchylkou. Chyba na hrotu se v uvedených studiích pohybovala v rozpětí od 1,8 mm do 2,9 mm. Nejnižší chyba na hrotu ($1,8 \pm 0,8$ mm) vyšla ve studii, která hodnotila přesnost rámové Leksellovy stereotaxe, ale pouze u 62 elektrod [17]. Ve studii Cardinaleho a kol. [18] byla hodnocena přesnost Talairachova systému u srovnatelného počtu 517 elektrod, kde medián chyby na hrotu 2,7 (1,9–3,7) mm vyšel obdobně jako u sledované skupiny pomocí CRW systému. Přímé srovnání přesnosti CRW systému je možné s výsledky studie Jančí a kol. [8] pracující s 617 elektrodami, kde průměrná chyba na hrotu byla $2,7 \pm 1,8$ mm. Dosahovaná přesnost na sledovaném datasetu je srovnatelná s výsledky dalších pracovišť.

Samostatnou technikou rámové stereotaxe jsou přístupy s robotickou asistencí, které vykazují lepší výsledky v přesnosti implantace elektrod, což bylo prokázáno v rozsáhlé metastudii [12], kde využití robotické asistence zlepšilo přesnost v průměru o 0,95 mm. Ve již výše zmíněné práci Cardinaleho a kol. [18] na 1050 elektrodách bylo dosaženo chybovosti 1,8 (1,3–2,5) mm oproti použití Talairachova systému 2,7 (1,9–3,7) mm.

Chyba na vstupu byla hodnocena jen v některých z porovnávaných studií [3], [8], [18]. Chyba na vstupu byla nejnižší u roboticky asistované stereotaxe: 0,8 (0,5–1,1) mm [18]. U rámové stereotaxe byla lehce vyšší: 1,4 (0,9–2,2) mm [18]; 1,5 (0,9–2,3) mm [3]; 1,8 \pm 1,3 mm [8]. V této bakalářské práci byla průměrná chyba na vstupu $2,2 \pm 1,2$ mm, což je více než v uvedených studiích, nicméně v souladu s horší přesností na vstupu dané

konstrukcí CRW systému [8].

4.2 Faktory ovlivňující přesnost implantace

Pro zhodnocení faktorů ovlivňujících přesnost implantace se vycházelo z metodiky použité ve studii analyzující přesnost implantací u dospělých pacientů [8]. V této práci se mezi možné faktory ovlivňující přesnost implantací přidal ještě věk pacienta. Jelikož se jednalo o dětské pacienty, předpokládalo se, že s věkem se bude měnit velikost hlavy, a tedy i pozice hlavy v CRW rámu. Také se předpokládalo, že s rostoucí velikostí hlavy by mohla souviset i větší hloubka implantace, která potenciálně může zhoršovat přesnost implantace. Vliv věku pacienta jako faktoru měnícího přesnost implantace se neprokázal. Tento závěr by měl být případně ověřen, protože výsledek může být zkreslen chybějící informací o obvodu hlavy, který nebyl měřen.

Obdobně jako ve studii [8] i v této práci byl vytvořen multifaktoriální model odhadující chybu na hrotu a model chyby na vstupu. Pro vytvoření modelů byly použity stejné vstupní parametry jako v [8]. Vzniklé modely ovšem měly několik základních odlišností. Oproti [8] se v této práci neprokázal vliv sdruženého parametru (hloubky implantace sdružené s odchylkou v úhlu). Naopak při implantacích analyzovaných v této práci se ukázal jako zásadní vliv úhlu implantace a chyby na vstupu. Tento rozdíl lze pravděpodobně přisoudit rozdílné technice vrtání jednotlivých neurochirurgů. Pokud vodicí trubice CRW systému není vhodně přidržována při zahájení vrtání pod větším implantačním úhlem, může dojít k odvalení či skluzu vrtáku mimo osu plánované trajektorie. Tím se zhorší přesnost na vstupu, což se projeví i na výsledné pozici hrotu elektrody. Při porovnání modelu vytvořeného v této práci s modelem vytvořeným v práci Jančí a kol. [8] se zjistilo, že u datasetu použitého v této bakalářské práci úhel implantace přispíval dvojnásobnou mírou k chybě na vstupu oproti implantacím hodnocených ve studii [8].

Ve studii [8] chyba na vstupu tvořila 38 % z průměrné chyby na hrotu, parametr sdružující hloubku implantace s odchylkou v úhlu tvořil 18 % a chyba v hloubce implantace tvořila 2 % z průměrné chyby na hrotu. Dohromady model za pomoci těchto parametrů dokázal vysvětlit 58 % z průměrné chyby na hrotu. U datasetu použitého v této bakalářské práci tvořila chyba na vstupu 26 % chyby na hrotu, implantační úhel tvořil 25 % chyby na hrotu a chyba v hloubce zavedení tvořila 6 % průměrné chyby na hrotu. Sdružený parametr v tomto případě tvořil pouze 0,01 % průměrné chyby na hrotu. Model společně s těmito parametry dokázal vysvětlit přibližně 57 % chyby na hrotu. Je patrné, že dané modely dokáží vysvětlit podobně velkou část průměrné chyby na hrotu, ale na každém pracovišti chybu na hrotu způsobují jiné faktory.

4.3 Zhodnocení přesnosti operujících neurochirurgů

Součástí práce bylo vyhodnotit přesnost implantací prováděných různými neurochirurgy. U chyby na hrotu nevyšel statisticky signifikantní rozdíl mezi žádnými dvěma neurochirurgy. Rozdíl lze ovšem pozorovat v incidenci významně vychýlených elektrod (chyba na hrotu > 5 mm), která se pohybovala mezi 2,5 % až 12,3 %, v průměru 6,8 %. Tato incidence je srovnatelná napříč pracovišti, kde je uváděna incidence mezi 2,1 % [8] až 17 % [3]. Faktory způsobující významné vychýlení elektrod nebyly nalezeny a vyšší incidence u jed-

notlivých neurochirurgů mohou být způsobeny pravděpodobně jinou skladbou pacientů a implantačních schémat, což by mělo být v budoucnu detailněji prozkoumáno.

Přestože skupiny pacientů operovaných jednotlivými neurochirurgy vykazovaly ve vybraných parametrech statistické rozdíly, množství implantovaných elektrod jednotlivými neurochirurgy se výrazně liší a mění v čase společně s charakteristikou a složitostí implantačních schémat [19]. Proto nelze sestavit pomyslný žebříček přesnosti jednotlivých chirurgů.

■ 4.3.1 Vývoj přesnosti v čase

V rámci všech operací provedených na sledovaných dětských pacientech se zmenšování chyby na hrotu v čase neprokázalo. Z detailnějšího pohledu na jednotlivé neurochirurgy je patrné zlepšování u neurochirurgů začínajících s implantacemi. U zkušených neurochirurgů přesnost stagnovala, ačkoliv ve srovnatelné práci [8] bylo pozorováno zlepšování chyby na hrotu v čase o 0,1 mm na 100 implantovaných elektrod, kde ovšem implantaci prováděl dlouhodobě jeden neurochirurg. Lze tedy předpokládat, že vyšší počet neurochirurgů implantujících elektrody vede k nižší frekvenci výkonů, což může bránit zlepšování se v přesnosti implantací. Nicméně incidence významně vychýlených elektrod s časem klesá.

■ 4.4 Využitelnost v praxi

Tato práce byla provedena jako retrospektivní validace implantací provedených u dětských pacientů ve Fakultní nemocnici v Motole. Podařilo se určit faktory, které přesnost implantací snižují a na které by bylo vhodné se v budoucnu zaměřit a případně pozměnit implantační techniku, aby bylo možné implantace provádět s ještě větší přesností.



Kapitola 5

Závěr

V rámci této práce byly zpracovány CT a MRI snímky 36 dětských pacientů, kteří mezi lety 2017 a 2022 podstoupili implantaci SEEG elektrod ve Fakultní nemocnici v Motole. Každá z 469 elektrod implantovaných během těchto operací byla parametrizována a byla u ní stanovena odchylka od plánované trajektorie. Pomocí prediktivního modelu byly stanoveny faktory ovlivňující přesnost umístění hrotu elektrody. Ukázalo se, že se jedná zejména o implantační úhel a přesnost umístění elektrody na vstupu do lebky. Kromě toho byl hodnocen vývoj v přesnosti v čase a také přesnost jednotlivých neurochirurgů provádějících implantace. Výsledky této práce mohou přispět ke zvýšení přesnosti implantací, a tím k snížení rizika komplikací.



Bibliografie

- [1] *Atlas : epilepsy care in the world*. World Health Organization, 2005, s. 91, ISBN: 9241563036. URL: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/43298>.
- [2] N. Tandon, B. A. Tong, E. R. Friedman et al., „Analysis of Morbidity and Outcomes Associated With Use of Subdural Grids vs Stereoelectroencephalography in Patients With Intractable Epilepsy“, *JAMA Neurology*, roč. 76, s. 672–671, čvn. 2019. DOI: 10.1001/jamaneurol.2019.0098. URL: <http://archneur.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jamaneurol.2019.0098>.
- [3] L. E. van der Loo, O. E. Schijns, G. Hoogland et al., „Methodology, outcome, safety and in vivo accuracy in traditional frame-based stereoelectroencephalography“, *Acta Neurochirurgica*, roč. 159, s. 1733–1746, 9 2017, ISSN: 09420940. DOI: 10.1007/S00701-017-3242-9/TABLES/7. URL: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00701-017-3242-9>.
- [4] B. E. Youngerman, F. A. Khan a G. M. McKhann, „Stereoelectroencephalography in epilepsy, cognitive neurophysiology, and psychiatric disease: safety, efficacy, and place in therapy“, *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, roč. 15, s. 1701, 2019. DOI: 10.2147/NDT.S177804.
- [5] A. Bělohlávková, P. Ježdík, A. Jahodová et al., „Chirurgická léčba epilepsie u dětí: současné trendy“, roč. 19, s. 88–91, 2018. URL: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2018/02/03.pdf>.
- [6] F. Bartolomei, S. Lagarde, F. Wendling et al., „Defining epileptogenic networks: Contribution of SEEG and signal analysis“, *Epilepsia*, roč. 58, s. 1131–1147, čvc. 2017. DOI: 10.1111/EPI.13791. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/epi.13791>.
- [7] A. Hyslop, S. Wang, J. P. Bryant et al., „Stereo-electroencephalography (SEEG) in pediatric epilepsy: Utility in children with and without prior epilepsy surgery failure“, *Epilepsy Research*, roč. 177, s. 106–115, lis. 2021, ISSN: 0920-1211. DOI: 10.1016/J.EPLEPSYRES.2021.106765.
- [8] R. Janca, M. Tomasek, A. Kalina, P. Marusic, P. Krsek a R. Lesko, „Automated Identification of Stereoelectroencephalography Contacts and Measurement of Factors Influencing Accuracy of Frame Stereotaxy“, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, s. 1–10, 2023, ISSN: 2168-2194. DOI: 10.1109/JBHI.2023.3271857. URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/10113151/>.

- [9] F. Cardinale, G. Casaceli, F. Raneri, J. Miller a G. L. Russo, „Implantation of Stereoelectroencephalography Electrodes: A Systematic Review“, *Journal of Clinical Neurophysiology*, roč. 33, s. 490–502, pros. 2016. DOI: 10.1097/WNP.0000000000000249. URL: https://journals.lww.com/clinicalneurophys/Fulltext/2016/12000/Implantation_of_Stereoelectroencephalography.4.aspx.
- [10] K. Iida a H. Otsubo, „Stereoelectroencephalography: Indication and efficacy“, *Neurologia Medico-Chirurgica*, roč. 57, s. 375–385, 2017. DOI: 10.2176/NMC.RA.2017-0008.
- [11] *CRW Stereotactic System User's Guid*, Inc. Integra Radionics, Burlington, USA, 2010.
- [12] L. R. Philipp, C. M. Matias, S. Thalheimer, S. H. Mehta, A. Sharan a C. Wu, „Robot-Assisted Stereotaxy Reduces Target Error: A Meta-Analysis and Meta-Regression of 6056 Trajectories“, *Neurosurgery*, roč. 88, s. 222–233, 2021, ISSN: 15244040. DOI: 10.1093/neuros/nyaa428.
- [13] *MICRODEEP® SEEG electrodes*, DIXI medical. URL: <https://www.cardion.cz/file/1491/catalogue-dixi-medical.pdf>.
- [14] W. C. for Human Neuroimaging, *Statistical Parametric Mapping (SPM) 12*, 2020. URL: <https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/software/spm12/>.
- [15] Y. Dodge, *The Concise Encyclopedia of Statistics*. Springer, 2008, ISBN: 978-0-387-32833-1.
- [16] C. Kelman, V. Ramakrishnan, A. Davies a K. Holloway, „Analysis of stereotactic accuracy of the cosman-robert-wells frame and nexframe frameless systems in deep brain stimulation surgery“, *Stereotactic and functional neurosurgery*, roč. 88, s. 288–295, 5 zář. 2010, ISSN: 1423-0372. DOI: 10.1159/000316761. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20588080/>.
- [17] Z. Hou, X. Chen, X. J. Shi et al., „Comparison of Neuronavigation and Frame-Based Stereotactic Systems in Implanting Epileptic Depth Electrodes“, *Turkish neurosurgery*, roč. 26, s. 574–581, 4 2016, ISSN: 1019-5149. DOI: 10.5137/1019-5149.JTN.11400-14.2. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27400105/>.
- [18] F. Cardinale, M. Cossu, L. Castana et al., „Stereoelectroencephalography: Surgical methodology, safety, and stereotactic application accuracy in 500 procedures“, *Neurosurgery*, roč. 72, s. 353–366, 3 břez. 2013, ISSN: 0148396X. DOI: 10.1227/NEU.0b013e31827d1161.
- [19] A. Belohlavkova, P. Jezdik, A. Jahodova et al., „Evolution of pediatric epilepsy surgery program over 2000–2017: Improvement of care?“, *European Journal of Paediatric Neurology*, roč. 23, s. 456–465, 3 květ. 2019, ISSN: 1090-3798. DOI: 10.1016/J.EJPN.2019.04.002.