

České vysoké učení technické  
Fakulta elektrotechnická  
Katedra teorie obvodů



## **Intraoperační měření posunu stereotaktického rámu na hlavě pacienta**

Bakalářská práce

*Anna Glöcknerová*

Vedoucí práce: Ing. Radek Janča, Ph.D.  
Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

Praha, Květen 2024

**Vedoucí práce:**

Ing. Radek Janča, Ph.D.  
Katedra teorie obvodů  
Fakulta elektrotechnická  
České vysoké učení technické  
Technická 2  
160 00 Praha 6  
Česká republika

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Glöcknerová** Jméno: **Anna** Osobní číslo: **492033**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**  
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Intraoperační měření posunu stereotaktického rámu na hlavě pacienta**

Název bakalářské práce anglicky:

**Intraoperative measurement of frame-stereotaxy shift on patient's head**

Pokyny pro vypracování:

Stereotaktická navigace je standardní neurochirurgickou technikou pro zavádění intracerebrálních elektrod pro mapování nebo stimulaci hlubokých mozkových struktur (SEEG, DBS) tenkou elektrodou nebo pro vedení bioptické jehly. Trajektorie elektrod/jehly je plánována nejenom s ohledem na dosažení požadovaného místa, ale i na dostatečný odstup od velkých cév. Trajektorie jsou plánovány ve strukturálních snímcích magnetické rezonance (MRI). Pacientovi je na hlavu pomocí šroubů v lebce zafixován rám, jenž tvoří základnu stereotaktického systému. Snímek výpočetní tomografie (CT) pacientovy hlavy s rámem je koregistrován s MRI a plánované trajektorie jsou přepočteny do souřadného systému stereotaxe. Při manipulaci s pacientem v období od nasazení rámu, snímání CT, až do polohování pacienta na operačním sále ovšem může dojít k uvolnění a posunu hlavy v rámu. Tím dojde i k posunu plánovaných trajektorií a vysokého rizika závažných zdravotních komplikací.

- 1) Pomocí laser-optického 3D skeneru povrchů nasnímejte referenční polygonový model pacientovy hlavy s rámem těsně po nasazení rámu. Provedte kontrolní snímání přímo na operačním sále.
- 2) Pomocí rigidních bodů na rámu stereotaxe koregistrujte referenční a intraoperační modely.
- 3) Změřte minimální prostorovou vzdálenosti mezi modely a identifikujte případný posun hlavy v rámu.
- 4) Implementujte, optimalizujte a otestujte celý postup na souboru pacientů. Funkčnost ověřte prospektivně v reálných podmínkách operačního sálu.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Kabsch W. A discussion of the solution for the best rotation to relate two sets of vectors. Acta Cryst A 1978;34:8278.
- [2] Peiravi, Ali, and Behrai Taabbodi. "A reliable 3D laser triangulation-based scanner with a new simple but accurate procedure for finding scanner parameters." Journal of American Science 6.5 (2010): 80-85.
- [3] Janca, Radek, et al. "Automated Identification of Stereoelectroencephalography Contacts and Measurement of Factors Influencing Accuracy of Frame Stereotaxy." IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics (2023).

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: **06.02.2024**

Termín odevzdání bakalářské práce: **24.05.2024**

Platnost zadání bakalářské práce: **21.09.2025**

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

# 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, 24. května 2024

.....  
Anna Glöcknerová

## Poděkování

Děkuji vedoucímu práce Ing. Radku Jančovi, Ph.D., za odborné vedení práce, a také za jeho ochotu a trpělivost. Také děkuji Centru pro epilepsie FN Motol za poskytnutá data.

# Abstrakt

Pro implantaci intracerebrálních elektrod za účelem stereoelektroencefalografické monitorace pacienta se využívá rámové stereotaxe. Pacientovi je k hlavě pomocí čtyř šroubů upevněn hlavový prsteneček, který slouží jako základna celého stereotaktického systému. V období od upevnění prstence do začátku samotné operace dochází k poměrně rozsáhlé manipulaci s pacientem, během které by ve výjimečných případech mohlo dojít k uvolnění kotvicích šroubů a posunu hlavového prstence vůči hlavě pacienta. To by mohlo mít negativní vliv na přesnost operace, což s sebou pro pacienta nese zvýšené riziko zdravotních komplikací.

Cílem práce bylo navrhnout postup umožňující kontrolu toho, zda k takovému posunu došlo, přímo na operačním sále. Pomocí laserového ručního 3D skeneru byl pořízen referenční snímek pacientovy hlavy bezprostředně po upevnění hlavového prstence, a následně kontrolní snímek po napolohování pacienta na operačním sále před zahájením operace. Tyto snímky byly koregistrovány s hlavovým prstencem jako společnou referencí, zarovnané do ustálené prostorové orientace podle radiologické konvence a byla vypočtena a barevně znázorněna vzdálenost mezi oběma modely. Pomocí této vizualizace je možné přímo na operačním sále zjistit, v jakých oblastech pacientovy hlavy se oba modely liší. Následně byla na hlavě pacienta určena oblast zájmu a na základě ní byly modely registrovány pomocí algoritmu ICP. Z výsledné transformace byly zjištěny údaje o směru případné rotace hlavy pacienta.

Postup byl otestován na datech z 26 měření (z toho 14 dospělých a 12 dětí), kteří podstoupili SEEG implantaci jako součást chirurgické léčby farmakorezistentní epilepsie. Úspěšně fungoval u 24 z 26 měření, a byl popsán postup k odstranění problému, které vedly k selhání ve zbývajících dvou případech. U nejméně jednoho z měření byl zaznamenán možný posun hlavového prstence. Algoritmus byl během vývoje testován v reálných podmínkách operačního sálu a vizualizace rozdílů v obou modelech byla upravována na základě zde získané zpětné vazby.

**Klíčová slova:** Epilepsie, SEEG, stereotaktický systém CRW, 3D skener, registrace mračna bodů, ICP, MATLAB.

# Abstract

Frame stereotaxy is used for the implantation of intracerebral electrodes for the purpose of SEEG monitoring. A stereotactic head frame that serves as the basis for the whole stereotactic system is fastened to the patient's head using four screws. In rare cases, the screws could become loose during the manipulation of the patient in the time between the fastening of the frame to the patient's head and the start of the operation itself, which could lead to a shift of the frame with respect to the patient's head. This could negatively affect the accuracy of the operation, which leads to increased risk of health complications.

The aim of this thesis was to design a process that would allow to check if that had occurred, directly in the operating room. Using a 3D handheld laser scanner, a reference scan of the patient was created immediately after the fastening of the head frame, and then a control scan after the positioning of the patient in the operating room, before the start of the operation. These scans were coregistered with the head frame as common reference, aligned into an orientation based on the radiological convention and the distance between the two models was calculated and depicted using a color scale. This visualisation can be used to determine in which areas of the patient's head the models differ, directly in the operating room. Subsequently a region of interest was established on the patient's head and used to register the models using the ICP algorithm. The potential direction of the rotation of the patient's head was determined from the resulting transform.

The procedure was tested using the data obtained in 26 measurements (of which 14 were of adults and 12 of children) that underwent SEEG implantation as part of surgical treatment of pharmacoresistant epilepsy. It was successful in 24 out of the 26 cases, and a course of action was described that will lead to the removal of the problems that caused the failure in the remaining two. In at least one case, a possible shift in the head frame was detected. The algorithm was tested in real conditions of the operating room and the visualisation of the differences in the models was modified based on the feedback.

**Keywords:** Epilepsy, SEEG, CRW stereotactic system, 3D scanner, point cloud registration, ICP, MATLAB.



# Obsah

<b>Abstrakt</b>	<b>vii</b>
<b>1 Úvod</b>	<b>1</b>
1.1 Fokální farmakorezistentní epilepsie . . . . .	1
1.2 SEEG, stereotaktická neurochirurgie . . . . .	2
1.2.1 Cosmanův-Robertsův-Wellsův stereotaktický systém . . . . .	2
1.2.2 Postup implantace SEEG elektrod . . . . .	3
1.3 Bezkontaktní snímání 3D objektů . . . . .	4
1.3.1 Ruční skenery Creaform HandySCAN . . . . .	5
1.4 Registrace mračna bodů . . . . .	5
1.4.1 Algoritmus Iterative Closest Point . . . . .	6
1.4.2 Kabschův algoritmus . . . . .	6
1.4.3 Singulární rozklad . . . . .	7
1.5 Motivace . . . . .	7
<b>2 Metodika</b>	<b>9</b>
2.1 Data pacientů . . . . .	9
2.1.1 Bezkontaktní 3D skener . . . . .	9
2.1.2 Postup snímání pacienta . . . . .	10
2.1.3 Datový formát 3D modelu . . . . .	11
2.2 Registrace modelů . . . . .	11
2.2.1 Výběr bodů ležících na prstenci . . . . .	11
2.2.2 Vzájemné přiřazení odpovídajících bodů a výpočet transformace . . . . .	12
2.2.3 Zarovnání modelů s osami kartézského souřadnicového systému . . . . .	13
2.3 Měření posunu . . . . .	16
2.3.1 Výpočet translace a rotace . . . . .	17
<b>3 Výsledky</b>	<b>20</b>
3.1 Automatická registrace . . . . .	20
3.1.1 Registrace rámu referenčního a kontrolního modelu . . . . .	20
3.1.2 Zarovnání modelů na osy . . . . .	21
3.2 Měření rozdílů v modelech . . . . .	22
3.2.1 Výpočet vzdáleností mezi modely . . . . .	22
3.2.2 Výběr oblasti zájmu hlavy . . . . .	22
3.2.3 Výpočet translace a rotace mezi modely hlavy . . . . .	24
3.3 Nejistota měření . . . . .	27
3.4 Ověření funkčnosti v praxi . . . . .	30

<b>4</b>	<b>Diskuze</b>	<b>31</b>
4.1	Interpretace výsledků . . . . .	31
4.2	Limitace . . . . .	32
4.2.1	Registrace modelů na základě reflexních značek na hlavovém prstenci	32
4.2.2	Zarovnání modelu s osami kartézské soustavy souřadnic . . . . .	34
4.2.3	Výpočet prostorové vzdálenosti mezi modely . . . . .	35
4.2.4	Výběr oblasti zájmu na hlavě pacienta za účelem registrace . . . . .	35
4.2.5	Přesnost zjištěných výsledků . . . . .	35
4.3	Využitelnost v praxi . . . . .	37
<b>5</b>	<b>Závěr</b>	<b>38</b>
	<b>Seznam použité literatury</b>	<b>42</b>

# Kapitola 1

## Úvod

### 1.1 Fokální farmakorezistentní epilepsie

Epilepsie je souhrnný název pro skupinu neurologických onemocnění charakterizovaných trvalou predispozicí k epileptickým záchvatům [1]. Epileptickým záchvatem se rozumí přechodný výskyt symptomů vzniklých vlivem abnormální neuronální aktivity v mozku. Tyto záchvaty mají širokou škálu možných projevů; mohou ovlivňovat například vědomí pacienta, jeho motoriku, chování, smyslové vnímání atd. [2]. Epilepsie patří mezi nejčastější neurologická onemocnění; celosvětově během života postihuje 7,60 z 1 000 lidí [3].

Epileptické záchvaty se dají podle oblasti svého vzniku rozdělit na fokální a generalizované. Jako fokální záchvaty se označují záchvaty, které mají svůj počátek některé z neuronových sítí omezených pouze na jednu z hemisfér, zatímco generalizované mají původ v sítích rozmístěných bilaterálně [4]. Typ epilepsie, který je charakterizován výskytem fokálních epileptických záchvatů, se označuje jako fokální epilepsie.

U velké části pacientů lze dosáhnout vymizení epileptických záchvatů pomocí protizáchvatové medikace. U přibližně 30 % pacientů je však epilepsie farmakorezistentní [5], tj. nedaří se u nich dosáhnout trvalé bezzáchvatovosti pomocí dvou různých tolerovaných a správně zvolených a použitých protizáchvatových medikací, ať už v monoterapii nebo v kombinaci [6].

U některých z těchto pacientů je možné dosáhnout výrazného zlepšení nebo i úplného vymizení záchvatů chirurgicky. Cílem epileptochirurgických zákroků je odstranění tzv. epileptogenní zóny, která je definována jako minimální oblast mozkové kůry, jejíž resekcí se dosáhne bezzáchvatovosti [7]. Jedná se o oblast mozku, ve které epileptické záchvaty vznikají. Pro optimální výsledek této operace je klíčové odstranit epileptogenní zónu v co možná největším rozsahu, aniž by přitom došlo k narušení tzv. elokventních zón, což jsou oblasti, jejichž poškozením by došlo ke vzniku kognitivních deficitů. Samotné operaci proto předchází série různých vyšetření zahrnujících neurofyziologická, neuropsychologická, ne-

rozobrazovací, genetická vyšetření aj., jejímž účelem je identifikovat epileptogenní zónu, posoudit možná rizika a profit pacienta z operace. Jako základní vyšetření se používají různé neinvazivní metody (skalповé EEG, MRI, PET, SPECT), avšak pokud není jasně viditelná léze nebo je léze v blízkosti elokventní kůry apod., je nutno hranice epileptogenní zóny vymezit pomocí tzv. stereoelektroencefalografie (SEEG) [8] [9].

## 1.2 SEEG, stereotaktická neurochirurgie

V případech, kdy není sledování mozkové aktivity pomocí povrchového EEG dostačující, se používá tzv. intrakraniální elektroencefalografie (iEEG). Toto vyšetření zahrnuje implantaci elektrod dovnitř lebky pacienta, nejčastěji ve formě intracerebrálních elektrod zavedených přímo dovnitř do mozkové tkáně (stereoelektroencefalografie, SEEG). Výhodou této metody je oproti jiným metodám iEEG je nižší riziko komplikací [10], a také možnost zasažení i hluboko uložených mozkových struktur.

Tyto intracerebrální elektrody jsou implantovány metodou tzv. stereotaktické neurochirurgie. Jedná se o chirurgickou techniku umožňující minimálně invazivním způsobem zasáhnout přesně definovaný cíl v mozku, známe-li jeho polohu v prostoru. Samotné stereotaktické operaci předchází plánování trajektorií elektrod, jejichž počet a poloha elektrod vyplývá z předchozích vyšetření. Cílem plánování je zasažení požadovaných oblastí tak, aby zároveň nedošlo k zasažení nežádoucích oblastí, především narušení žádné z mozkových cév a následnému krvácení [11]. Právě riziko krvácení je nejčastějším druhem komplikace při implantaci intracerebrálních elektrod (nastává v 1 % případů [10]). Během operace je pak každá elektroda zaváděna pod přesně určeným úhlem po předem naplánované trajektorii skrz malý otvor v lebce.

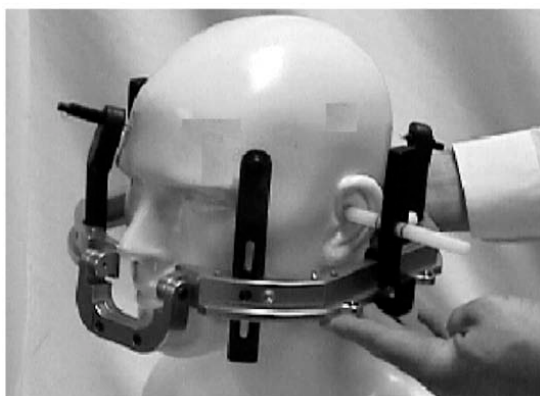
### 1.2.1 Cosmanův-Robertsův-Wellsův stereotaktický systém

V současné době se pro stereotaktickou implantaci intrakraniálních elektrod využívá několik různých systémů. U pacientů, jejichž data byla použita v této práci, byla implantace provedena pomocí Cosmanova-Robertsova-Wellsova stereotaktického systému (CRW) společnosti Integra Radionics. Tento systém zahrnuje CRW obloukový systém, hlavové prstence a jeho příslušenství, lokalizátory snímkování, komponenty pro zajištění kvality a další příslušenství.

Univerzální kompaktní hlavový prstenec tvoří referenční základnu celého CRW systému; pacientova hlava je přes něj fixována k operačnímu stolu, je na něj nasazován lokalizátor a CRW obloukový systém. K pacientově hlavě je upevněn pomocí čtyř šroubů. Lokalizátor Luminant MR/CT slouží pro vytvoření ortogonálního souřadného systému

vzhledem k hlavovému prstenci, a tím pádem i vzhledem k obloukovému systému. Obsahuje kontrastní látku, která je viditelná na snímcích z magnetické rezonance (MR) a výpočetní tomografie (CT). Před zahájením operace je nasazen na hlavový prstenec a nasnímán spolu s pacientovou hlavou. Na základě výsledných snímků jsou pak vypočteny stereotaktické souřadnice.

Obloukový systém CRW slouží pro samotnou implantaci. Cílový bod je nastaven na třech osách: stupnice AP (anterior - přední, posterior - zadní), LAT (laterální) a VERT (vertikální). Pro nastavení vstupního bodu dále slouží nastavení úhlu přiblížení pro držák vodicího bloku a pro prstenec s ložiskovým čepem [12].



Obrázek 1.1: Upevnění hlavového prstence na hlavu pacienta, převzato z [12].



Obrázek 1.2: Obloukový systém nasazený na hlavovém prstenci, převzato z [13].

### 1.2.2 Postup implantace SEEG elektrod

Samotné implantaci elektrod předchází pořízení MRI snímků a na základě něj plánování trajektorií elektrod. V den operace je k pacientově hlavě kotvícími šrouby upevněn hlavový prstenec, na který je následně umístěna klec s MR/CT kontrastní látkou - Luminantem (viz sekce CRW). U dětských pacientů je upevnění hlavového prstence prováděno v celkové anestezii, u dospělých pouze s lokálním umrtvením v oblasti upevnění šroubů. Následně je pořízen CT snímek hlavy pacienta spolu s prstencem a klecí, kteří tak tvoří souřadnicový prostor stereotaxe. Poté je pacient převezen na operační sál. Před zahájením

operace proběhne registrace pořízeného CT snímku a snímku z magnetické rezonance, na jehož podkladě probíhalo plánování trajektorií elektrod. Na základě fúzovaných snímků (CT + MR + plán trajektorií) proběhne výpočet souřadnic a úhlů trajektorií pro CRW stereotaxi. Po převezení na sál je pacient na lůžku napolohován, upevněn k operačnímu stolu, následuje kalibrace stereotaktického systému a samotná implantace elektrod. Během této operace jsou na CRW systému vždy nastaveny předepsané koordináty, následně je systém přendán na prstenec na hlavě pacienta, a jeho pomocí je do lebky pacienta vyvrtán otvor a zaveden kotvící šroub. Na závěr jsou skrz jednotlivé kotvící šrouby zavedeny do požadované hloubky intrakraniální elektrody.

### 1.3 Bezkontaktní snímání 3D objektů

Bezkontaktní metody snímání 3D objektů můžeme obecně rozdělit na pasivní a aktivní. Pasivní metody využívají pouze osvětlení, které je již na objektu přítomno, aniž by k rekonstrukci objektu používaly nějaká měření vlastního zdroje světla. 3D objekt tedy různými způsoby rekonstruuje ze 2D snímků. Patří sem různé fotogrammetrické metody získávající informace o tvaru 3D objektu např. ze zaostření, ze stínů nebo textur [14]. Řadí se sem také tzv. stereofotogrammetrie, což je metoda fungující na podobném principu jako lidský zrak. Při využití této metody je objekt snímán dvěma různě umístěnými kamerami, a z rozdílu obrazů se pak pomocí tzv. triangulace zjišťuje poloha daného bodu v prostoru [15].

Aktivní metody využívají k získávání informací o objektu nějaký vlastní typ ozáření (např. laser, bílé světlo, infračervené záření), jehož vlastnosti jsou předem známe, a údaje o prostorové orientaci objektu pak získávají měřením reakce tohoto osvětlení s daným objektem. Patří sem například metody, které určují vzdálenost nějakého objektu na základě doby letu světla (Time of Flight, ToF). Tyto metody vysílají jednotlivé světelné paprsky a zaznamenávají tyto paprsky poté, co se odrazí od měřeného objektu. Následně pak určují vzdálenost objektů na základě znalosti rychlosti světla a doby jeho šíření a odražení. Sem se řadí například LIDAR (Light Detection And Ranging), který využívá laserových paprsků. Dále se sem řadí metody interferometrické, tedy využívající interference světla na základě fázového rozdílu.

V neposlední řadě sem patří také metody fungující opět na základě triangulace. Základní princip je podobný jako u stereofotogrammetrických systémů, avšak místo soustavy dvou kamer je jedna z nich nahrazena vysílačem nějakého světelného signálu. Informace o jejich vzájemné vzdálenosti a úhlu nám pak opět poskytuje dostatečné množství informací umožňující triangulaci [16]. V mnohých zařízeních využívajících tento princip se používají dvě různé kamery za účelem kompenzace [occlusion problem, najít český překlad]. Jedním

z typů osvětlení, které se při aplikaci této metody používá, je tzv. strukturované světlo - jedná se o světelný vzor (proměnný v čase nebo v prostoru) tvořený např. laserovými pruhy nebo pruhy bílého světla [14].

### 1.3.1 Ruční skenery Creafom HandySCAN

V této práci byl použit ruční skener HandySCAN společnosti Creafom. Jedná se o systém, který používá kombinaci aktivních a pasivních metod. Skener používá pasivní stereofotogrammetrickou triangulaci pro určení své polohy v prostoru na základě [positioning targets?? nějakéj dobrej překlad] ve formě reflexních samolepících značek ve tvaru kruhu, jenž jsou nepravidelně rozmístěny na snímáný objekt, případně okolo něj [17]. K samotnému snímání daného objektu pak využívá strukturované světlo ve formě mřížky laserových paprsků. Systém má dvě kamery, které slouží ke snímání jak laserových paprsků, tak reflexních značek. Mezi nimi je umístěn laserový projektor [18].



Obrázek 1.3: Ruční skener HandySCAN SILVER, převzato z [19]

## 1.4 Registrace mračna bodů

Registrace mračna bodů je problém, jehož řešení se uplatňuje v mnoha různých oblastech, jako například v oblasti počítačového vidění, robotiky nebo zpracování obrazů [20]. Vstupem algoritmu je množina  $n$ -dimenzionálních vektorů (v praxi obvykle třídimenzionálních), označovaná jako mračno bodů, a výstupem je transformace, která na sebe tyto mračna zarovná tak, aby shoda mezi nimi byla co největší podle daného kritéria.

Metody registrace mračna bodů se dají rozdělit několika různými způsoby podle různých kritérií; například podle přesnosti registrace se dají rozdělit na hrubé a přesné metody, dále na globální a lokální metody podle toho, zda vyžadují na počátku alespoň přibližně správné zarovnání, a v neposlední řadě také podle typu výsledné transformace na rigidní a nerigidní [21]. V této práci, podobně jako v mnoha dalších aplikacích této problematiky v medicíně, je požadována pouze rigidní transformace, tj. transformace skládající se z rotace a translace, při které nedojde ke změně vzdáleností mezi jednotlivými body. Obecně však transformace může zahrnovat i zkosení nebo změnu měřítka.

Jedním z nejznámějších algoritmů používaných pro registraci mračna bodů je algoritmus Iterative Closest Point (ICP - iterativní nejbližší bod), který byl použit i v této práci.

### 1.4.1 Algoritmus Iterative Closest Point

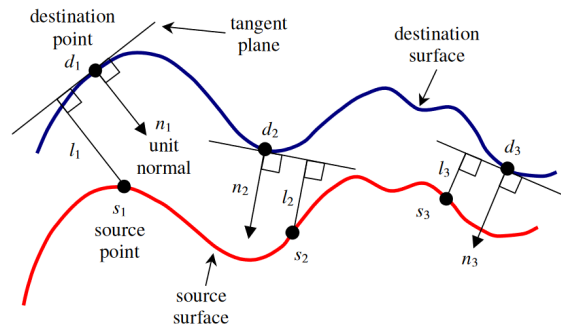
Algoritmus ICP (Iterative Closest Point - iterativní nejbližší bod) je algoritmus pro lokální rigidní registraci mračna bodů [22]. Základní princip fungování je následující: algoritmus najde v každé iteraci pro každý bod z prvního mračna bodů nejbližší bod v druhém mračnu bodů, najde rigidní transformaci, která takto spárované body na sebe nejlépe zarovná ve smyslu nejmenších čtverců, a aplikuje tuto transformaci na první mračno bodů. Algoritmus skončí, když se mezi dvěma iteracemi rozdíl mezi mračny bodů změní o méně než nějakou určenou hodnotu [23].

Algoritmus se stal velmi rozšířeným díky své jednoduchosti a snadnosti implementace, avšak jeho základní varianta vede k dobrým výsledkům pouze za ideálních podmínek. Bylo proto navrženo velké množství různých jeho variant modifikujících jeho různé části [24]. V této práci byla použita varianta algoritmu point-to-plane, která místo součtu kvadrátů vzdáleností mezi body z prvního a druhého mračna bodů minimalizuje součet kvadrátů vzdáleností mezi bodem z prvního mračna bodů a tečnou rovinou odpovídajícího bodu v druhém mračnu bodů (viz Obrázek 1.4). Varianty používající tuto metriku obvykle konvergují výrazně rychleji než varianty používající klasický součet kvadrátů vzdáleností mezi jednotlivými body (označované jako point-to-point) [25].

### 1.4.2 Kabschův algoritmus

Kabschův algoritmus řeší problém nalezení optimální translace a rotace mezi dvěma množinami bodů ve smyslu nejmenších čtverců, je-li známo, které body si navzájem odpovídají. Algoritmus nejdříve posune obě množiny bodů tak, aby jejich těžiště bylo v počátku. Tím se problém zredukuje na hledání optimální rotace. Následně je vypočtena matice  $M = QP^T$ , kde  $P$  a  $Q$  jsou matice, jejichž sloupce jsou vektory z každé množiny





Obrázek 1.4: Vzdálenost mezi bodem a tečnou rovinou odpovídajícího bodu, převzato z [25]

ve vzájemně si odpovídajícím pořadí. Následně jsou pomocí singulárního rozkladu (SVD) nalezeny matice  $V, S, W$  takové, že  $M = VSW^T$ . Je zavedena matice  $\tilde{S}$ , která je shodná s maticí  $S$ , avšak poslední prvek na diagonále je za účelem eliminace zrcadlení nastaven na hodnotu 1 pro  $\det(VW) > 0$  nebo  $-1$  pro  $\det(VW) \leq 0$ . Optimální rotační matice  $U$  je pak rovna  $U = W\tilde{S}V^T$  [26].

### 1.4.3 Singulární rozklad

Singulární rozklad (Singular Value Decomposition, SVD) je maticový rozklad, který rozloží matici  $A \in R^{m \times n}$  na matice  $U, S$  a  $V$  tak, že

$$A = USV^T,$$

kde matice  $S \in R^{p \times p}$  je diagonální matice obsahující na diagonále singulární čísla matice  $A$   $s_1, \dots, s_p$  a matice  $U = [u_1 \dots u_p] \in R^{m \times p}$  a  $V = [v_1 \dots v_p] \in R^{n \times p}$  mají ortogonální sloupce [27].

Tento rozklad má široké možnosti využití, mimo jiné například k řešení problému minimalizace ve smyslu nejmenších čtverců.

## 1.5 Motivace

Stereotaktická implantace intracerebrálních elektrod za účelem sledování mozkové aktivity pomocí SEEG má jistá rizika, mezi největší z nichž patří riziko porušení mozkových cév a následné krvácení. Je proto důležité, aby operace proběhla s co největší přesností, tj. aby skutečné trajektorie implantovaných elektrod co nejpřesněji odpovídaly plánovaným trajektoriím. V období mezi upevněním hlavového prstence stereotaktického systému k lebce pacienta a začátkem samotné operace je však nutné s pacientem manipulovat - transportovat k CT, na sál a napolohovat ho na operačním lůžku. Během této manipulace

s pacientem může dojít k uvolnění jednoho nebo více kotvících šroubů a posunu hlavového prstence (řádově o 1-10 mm). Tento posun, který nelze kontrolovat vizuálně (posun i s podkožím) ani standardní optickou neuronavigací (prostorová přesnost cca 5 mm), by mohl vést ke snížené přesnosti operace, následné výtěžnosti EEG monitorace, ale zejména vyššímu riziku závažných komplikací.

Cílem práce je vyvinout postup, který pomocí metrologického 3D snímání objektů bude schopen odhalit případný posun hlavového prstence na hlavě pacienta mezi jeho nasazením a začátkem neurochirurgické implantace.

# Kapitola 2

## Metodika

### 2.1 Data pacientů

Byla použita data pacientů, kteří podstoupili SEEG implantaci v Centru pro epilepsie FN Motol jako součást chirurgické léčby farmakorezistentní epilepsie v období let 2021-2024. Pro implantaci SEEG byla použita rámová CRW stereotaxe.

#### 2.1.1 Bezkontaktní 3D skener

Pro pořízení 3D snímků byl v této práci použit HandySCAN 307 (Creaform, Kanada). Maximální rozlišení tohoto skeneru je 0,1 mm (pro snímání dat použitých v této práci bylo rozlišení nastaveno na 0,2, případně 0,3 mm), maximální přesnost 0,04 mm. Pro skenování využívá 14 červených laserových skenovacích křížů. Přehled technických specifikací je uveden v následující tabulce:

Při skenování byl použit dedikovaný software VXelements dodávaný společně se ske-

Hmotnost	do 1 kg
Rychlost měření	480 000 bodů/s
Přesnost	0,040 mm
Rozlišení	0,2 mm
Hloubka ostrosti	250 mm
Rozsah pracovní teploty	5-40 °C
Rozsah vlhkosti v pracovním prostředí	10-90 %
Oblast skenování min.	275 mm × 250 mm
Doporučená velikost skenovaného objektu	0.1 – 4 m
Zdroj světla	laserový paprsek
Třída Laseru	II (bezpečný pro zrak)
Počet skenovacích křížů	7
Připojení	USB3

Tabulka 2.1: Technické specifikace použitého skeneru.

nerem. Tento software umožňuje přenos ze skeneru a sledování vznikajícího modelu v reálném čase.

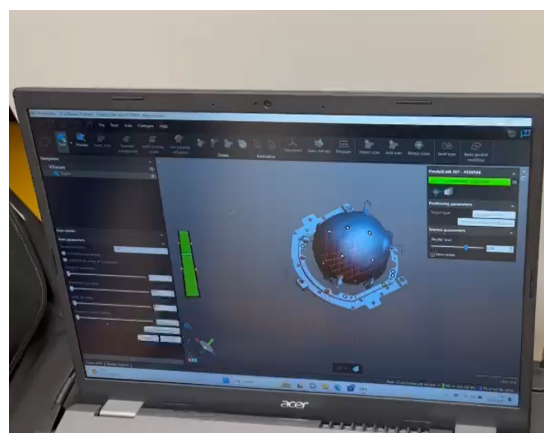
### 2.1.2 Postup snímání pacienta

U každého pacienta byly pomocí 3D skeneru nasnímány dva snímky. První referenční snímek byl pořízen bezprostředně po upevnění hlavového prstence k hlavě pacienta. Před zahájením snímání byl zkontrolován počet a stav reflexních samolepících značek umístěných na prstenci z předchozích měření. Reflexní značky vydrží na prstenci obvykle 3-4 měření, než dojde k jejich odlepení nebo degradaci následkem manipulace a sterilizace CRW systému. V případě potřeby byly tedy značky doplněny tak, aby se jich na hlavovém prstenci nacházelo 5-10. Dalších 11-28 značek bylo nalepeno na tyčinky hlavového prstence a oholenou hlavu pacienta (čelo, skalp). Následně byla nasnímána hlava pacienta. U dospělých pacientů probíhalo upevnění hlavového prstence pouze s lokálním umrtvením, snímky tedy byly pořízeny v sedě, zatímco u dětských pacientů, u kterých probíhalo upevnění prstence v celkové anestezii, byly snímky pořízeny v leže.

Po převezení pacienta na operační sál a jeho fixaci k operačnímu stolu byly v případě potřeby doplněny reflexní značky a byl pořízen druhý, kontrolní snímek. Poté hned následovalo porovnání 3D modelů.



Obrázek 2.1: Snímání hlavy pacienta.



Obrázek 2.2: Zobrazení vznikajícího modelu v reálném čase během snímání.

### 2.1.3 Datový formát 3D modelu

Oba snímky byly exportovány ve formátu STL, což je formát popisující geometrii povrchu 3D modelu pomocí seznamu vertexů a jejich propojení do trojúhelníků. Každý model obsahoval 718 441 - 5 490 063 vertexů (průměrný počet byl 1 738 782), korespondující s použitím rozlišení vertexové sítě 0,2-0,3 mm. Ke každému 3D modelu byl dále k dispozici seznam souřadnic reflexních samolepících značek umístěných na prstenci a hlavě pacienta.

## 2.2 Registrace modelů

Po nasnímání 3D modelů a jejich exportu ve formátu STL byly modely dále zpracovány v programovém prostředí MATLAB [28]. Vzhledem k tomu, že kontrolní i referenční model byly náhodně prostorově orientované, bylo nejdříve nutné provést koregistraci obou modelů. Jelikož hlavový prstenec je zcela rigidní na rozdíl od hlavy pacienta, na které může docházet ke drobným odlišnostem (více viz sekce 2.3.1), byl zvolen jako společná reference. Pro snadnější vizuální kontrolu byly dále modely reorientovány tak, aby souřadný systém RAS odpovídal kartézskému souřadnému systému. K identifikaci prstence ve 3D modelu byly použity body reprezentující reflexní značky. V obou množinách bodů byly vybrány ty body, které leží v rovině na prstenci, odpovídající body z obou skenů byly k sobě navzájem přiřazeny, a byla nalezena rigidní transformace mezi oběma množinami bodů.

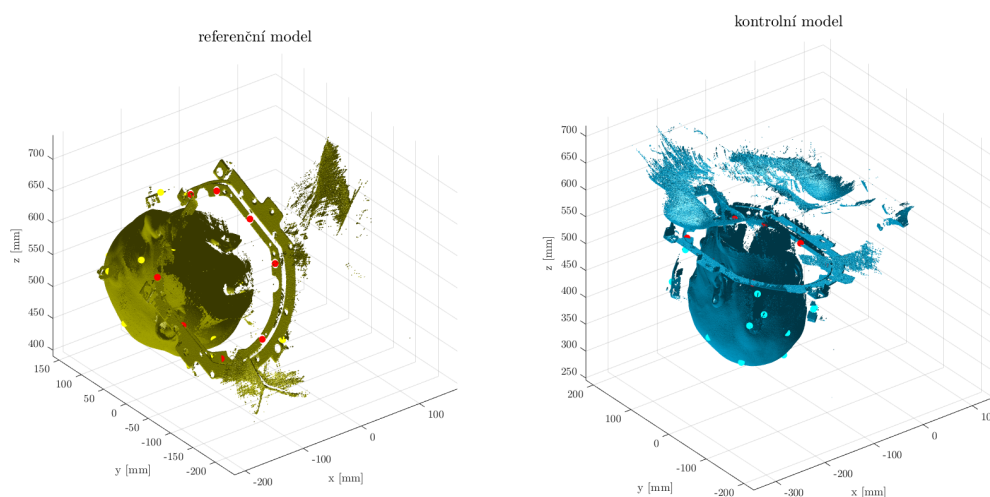
### 2.2.1 Výběr bodů ležících na prstenci

Výběr bodů ležících na hlavovém prstenci z celkové množiny bodů zahrnujících i body na hlavě pacienta vycházel z několika předpokladů. Hlavním předpokladem bylo, že tyto body budou koplanární (s určitou tolerancí způsobenou nerovností povrchu, nepřesností skeneru atd.), jelikož se všechny značky budou nacházet na vodorovném povrchu prstence. Je tedy hledána rovina na které leží největší počet bodů, a tyto body považovat za hledanou množinu bodů na prstenci. Pro vyšší spolehlivost byly dále využity předpoklady, že mnohoúhelník, jehož vrcholy tvoří body na prstenci, bude konvexní, a také že rovina obsahující hledané body bude dělit prostor na dva poloprostory tak, že převážná většina bodů se bude nacházet ve stejném poloprostoru; pod úroveň prstence byly totiž značky umístěny pouze výjimečně a ve velmi malém počtu.

Navržený algoritmus tedy projde všechny možné trojice bodů, spočítá rovnici jimi procházející roviny a vzdálenost všech bodů od této roviny. Body, jejichž vzdálenost od roviny je vyšší než volitelný parametr *delta* (defaultně nastavený na 1 mm) považuje za ležící v jedné rovině. Ze zbylých bodů spočítá poměr počtu bodů ležících nad a pod rovinou. Z nalezených kombinací pak vybere ty, kde v jedné rovině leží více než tři body, a

zároveň na straně roviny, na které se nachází méně bodů, leží nejvýše počet bodů daný volitelným parametrem (defaultně nastavený na 3). Dále odstraní duplicitní množiny koplanárních bodů. Následně každou ze zbylých množin přetransformuje do dvojrozměrného prostoru a ověří, že neexistuje žádný bod z této množiny, jehož odstraněním se konvexní obal množiny nezmění. Pokud takový bod existuje, tato množina bodů je vyřazena. Ze zbývajících množin je vybrána ta, která obsahuje nejvíc bodů. Pokud tohoto maxima nabývá dvě nebo více množin, je algoritmus rekurzivně spuštěn znovu s postupně se snižujícím parametrem *delta*.

Na obr. 2.3 jsou zobrazeny oba modely v jejich původní prostorové orientaci, spolu s polohami reflexních značek. Červeně označené reflexní značky byly vybrány jako nacházející se na hlavovém prstenci.



Obrázek 2.3: Referenční a kontrolní model v jejich původní prostorové orientaci.

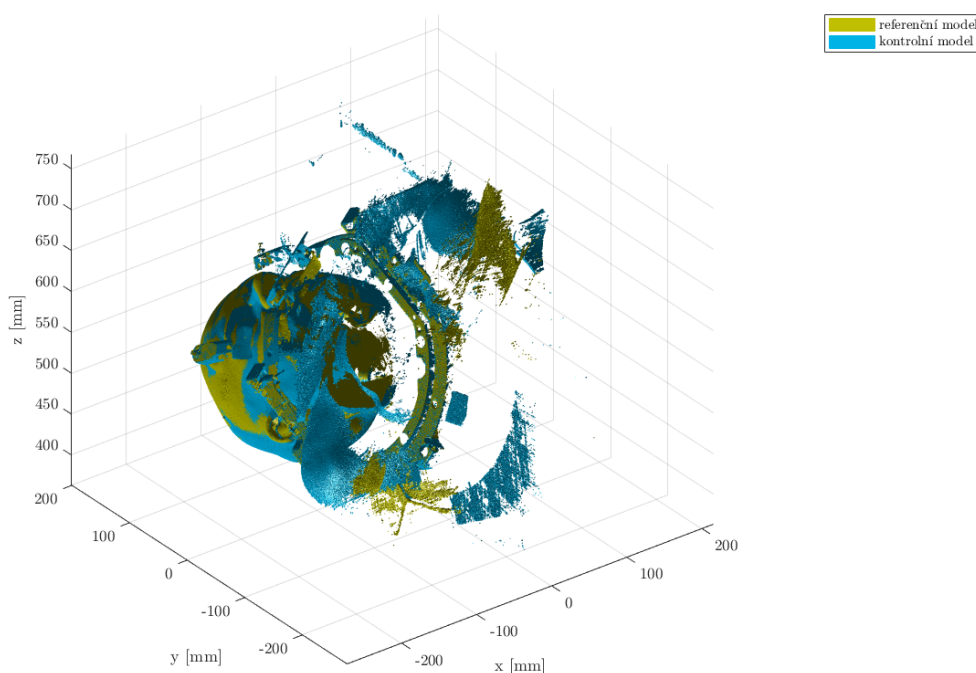
## 2.2.2 Vzájemné přiřazení odpovídajících bodů a výpočet transformace

Dalším krokem bylo v obou množinách bodů ležících na prstenci vybrat body, které si navzájem odpovídají, a spočítat rigidní transformaci mezi nimi.

Navržený algoritmus spočítá délky stran všech možných trojúhelníků, jejichž vrcholy jsou tvořeny body z obou množin bodů. Tyto délky stran jsou mezi sebou porovnány a je vybrán trojúhelník, který si v obou množinách nejlépe odpovídá (součet rozdílů délek stran je nejmenší). Každému z bodů tvořící vrcholy prvního z těchto dvou trojúhelníků je přiřazen odpovídající bod z druhého trojúhelníku na základě součtu vzdáleností k ostatním dvěma bodům. Tím získáváme tři spárované dvojice bodů, na jejichž základě

můžeme určit přibližnou rigidní transformaci mezi oběma množinami. Ta je spočítána pomocí Kabschova algoritmu, a aplikována na druhou z množin bodů. Následně je pro každý bod z první množiny nalezen nejbližší bod z transformované druhé množiny. Vzhledem k tomu, že se může stát, že se v jedné nebo obou z množin bude nacházet bod, který se nenachází v druhé z množin (reflexní značka se po pořízení prvního snímku odlepila nebo tam naopak před pořízením druhého snímku byla přidána), byl použit volitelný parametr *delta* (defaultně nastaven na 2 mm) představující maximální povolenou vzdálenost, do které jsou body považovány za ten stejný bod. Při překročení této vzdálenosti je bod považován za nespárovaný a nebude při výpočtu finální transformace uvažován.

Jakmile jsou body shodně seřazeny, bylo možno spočítat optimální translaci a rotaci za pomoci Kabschova algoritmu, který minimalizuje směrodatnou odchylku mezi dvěma množinami bodů. V této práci byla použita implementace tohoto algoritmu z MathWorks File Exchange [29].



Obrázek 2.4: Modely registrované s hlavovým prstencem jako společnou referencí.

### 2.2.3 Zarovnání modelů s osami kartézského souřadnicového systému

Pro usnadnění vizuální kontroly přímo na operačním sále a následné další zpracování bylo vhodné transportovat modely do nějaké ustálené prostorové orientace, která bude pro všechny modely stejná. Byla zvolena orientace podle tzv. radiologické konvence. Ta

pracuje se soustavou souřadnic RAS, která je orientovaná podle pohledu pacienta. Má tři ortogonální osy:

- osa L-R (Left to Right), tedy osa zleva doprava,
- osa P-A (Posterior to Anterior), tedy osa zezadu dopředu,
- osa I-S (Inferior to Superior), tedy osa zesponu nahoru.

Cílem tedy bylo zarovnat modely podle hlavového prstence tak, aby levá strana odpovídala záporným hodnotám a pravá strana kladným hodnotám na ose  $x$ , pohled dozadu záporným a pohled dopředu kladným hodnotám na ose  $y$  a pohled dolů záporným a pohled nahoru kladným hodnotám na ose  $z$ . Zarovnání bylo provedeno ve třech krocích:

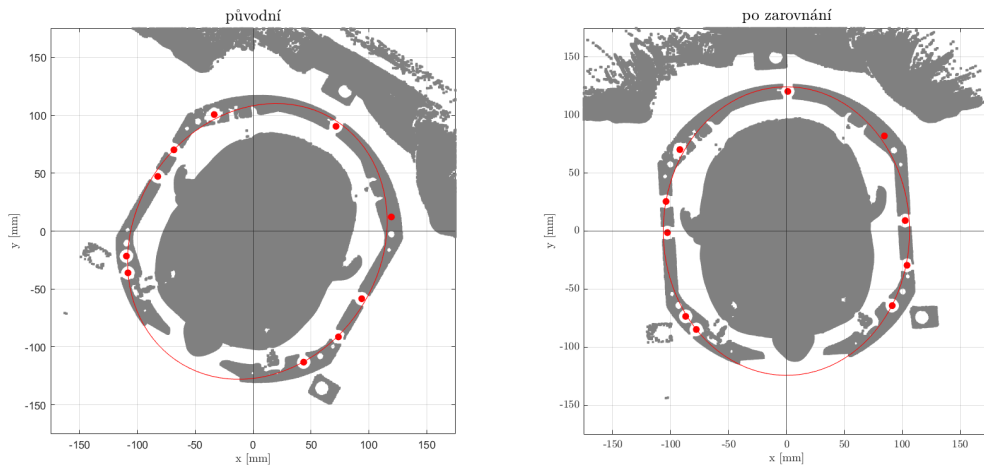
1. zarovnání I-S osy s osou  $Z$  pomocí SVD,
2. hrubé zarovnání L-R osy s osou  $x$  a P-A osy s osou  $y$  pomocí proložení reflexních značek na prstenci elipsou,
3. finální zarovnání L-R osy s osou  $x$  a P-A osy s osou  $y$  pomocí křížové korelace oblastí zájmu fantomového obrazu prstence s obrazem prstence modelu.

Nejdříve bylo provedeno zarovnání I-S osy s osou  $Z$ . K tomuto byly využity body ležící na hlavovém prstenci identifikované v předchozí sekci. Body jsou posunuty tak, aby jejich těžiště leželo v počátku a proloženy rovinou pomocí SVD. Následně je nalezena transformace, která normálový vektor k této rovině srovná s osou  $z$  [30]. Takto jsou transformovány oba modely. Výsledkem je orientace modelů, ve které je hlavový prstenec zarovnán horizontálně a jeho horní rovina má  $z$ -ovou souřadnici nulovou. Následně bylo ještě třeba zkontrolovat, zda v je model správně orientován, tedy zda směr nahoru odpovídá kladnému směru osy  $z$ , nebo naopak. To je určováno pomocí těžiště všech reflexních značek nalepených na hlavě pacienta; jak již bylo zmíněno, naprostá většina značek se nachází nad úrovní prstence. Pokud tedy  $z$ -ová souřadnice jejich těžiště bude záporná, musí být model ještě otočen o  $180^\circ$  kolem osy  $x$ .

Následně je provedeno hrubé zarovnání L-R osy s osou  $x$  a P-A osy s osou  $y$ . Množina bodů ležících na prstenci, transformovaná v předchozím kroku, je převedena do dvojrozměrného prostoru odstraněním  $z$ -ové souřadnice, a následně je jimi proložena elipsa. Pro proložení elipsy byla využita funkce z MathWorks File Exchange [31]. Na základě toho je pak nalezena translace ve směru osy  $x$  a  $y$  a rotace kolem osy  $z$ , která zarovná hlavní osu elipsy s osou  $y$  a vedlejší osu s osou  $x$ .

Následně bylo opět třeba provést kontrolu orientace, tedy jestli pravá strana a směr dopředu odpovídají kladnému směru os. To bylo provedeno pomocí korelace s fantomem obrazu prstence.





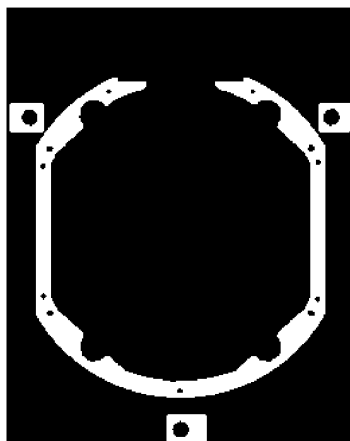
Obrázek 2.5: Zarovnání pomocí prohození bodů na hlavovém prstenci elipsou.

Algoritmus vybere z mračna bodů tvořených vertexy obou modelů body přibližně odpovídající hlavovému prstenci pomocí omezení z-ové souřadnice a vytvoří z nich matici reprezentující obraz tvaru prstence při pohledu shora, kde jeden pixel odpovídá  $1 \text{ mm}^2$ . Následně provede korelaci s předem vytvořeným fantomovým obrazem rámu, jehož orientace je známá, a s jeho zrcadlenou verzí. Na základě toho je určena orientace modelu, a v případě potřeby je model otočen o  $180^\circ$  okolo osy z.

Kvalita hrubého zarovnání pomocí elipsy kolísá v závislosti na tom, jak byly na hlavovém prstenci rozmístěny reflexní značky. Na závěr je tedy ještě provedeno finální zarovnání L-R osy s osou x a P-A osy s osou y.

Z fantomového obrazu hlavového prstence je vybráno 10 oblastí zájmu se známými souřadnicemi v tomto obraze. Pomocí křížové korelace pak byla hledána jejich poloha v obraze modelového prstence. Byly vybrány takové oblasti, které mají nějakým způsobem charakteristický tvar, ve snaze předejít nejednoznačnosti určení jejich polohy. Nakonec je (opět pomocí Kabschova algoritmu [29]) nalezena optimální transformace mezi body reprezentujícími zjištěnou polohu jednotlivých oblastí zájmu v obraze prstence modelu, a jejich známou polohu v fantomovém obraze.

Počítá se s tím, že ne všechny oblasti zájmu budou v obraze hlavového prstence modelu nalezeny správně. Kvalita obrazu totiž může být značně ovlivněna neúplností modelů, přítomností naskenovaného pozadí atd. Proto je nastavena maximální vzdálenost mezi zjištěnou polohou oblasti zájmu v obraze hlavového prstence modelu a její známou polohou v fantomovém obraze. Při překročení této vzdálenosti je oblast z výpočtu transformace vyřazena.



Obrázek 2.6: Fantomový obraz hlavového prstence.

## 2.3 Měření posunu

Dalším krokem bylo určit, zda v období mezi pořízením obou skenů došlo k posunu hlavy pacienta vůči hlavovému prstenci.

Pro vizualizaci rozdílů mezi referenčním a kontrolním modelem byl vybrán náhodný vzorek bodů z mračna bodů tvořeného vertexy kontrolního modelu, a byla vypočtena jejich vzdálenost k nejbližšímu bodu z mračna bodů tvořeného vertexy referenčního modelu.

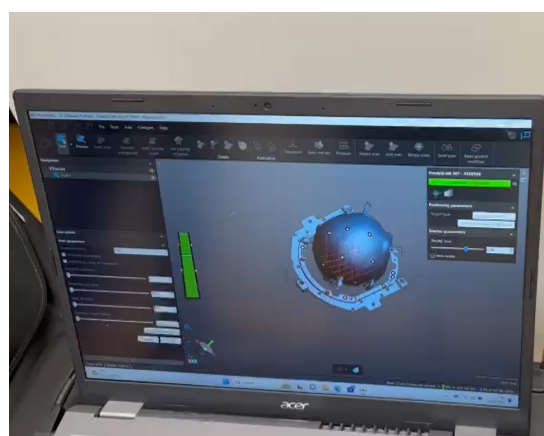
S ohledem na vysoký počet referenčních bodů byl navržen algoritmus, který najde nejbližšího souseda mezi. Algoritmus využívá předpokladu, že naprostá většina bodů bude od svého nejbližšího souseda vzdálena nejvýše řádově nízké jednotky mm, jelikož modely jsou už na sebe registrovány. Je tedy zaveden parametr  $\theta$  (defaultně nastaven na 5 mm). Celý prostor je následně rozdělen na několik krychlí o straně délky  $w$  (volitelný parametr defaultně nastaven na 40 mm) a body, pro které hledáme nejbližšího souseda, jsou rozděleny do množin podle toho, do které spadají krychle. Pro každou z těchto množin je pak vybrána množina referenčních bodů spadajících do krychle se stejným počátkem a stranou délky  $w+2*\theta$ , mezi kterými je pro každý bod hledán nejbližší soused. Pokud k bodu v této množině nebyl nalezen nejbližší soused nebo jeho vzdálenost od něj byla vyšší než  $\theta$ , bod je označen jako nespárovaný. Algoritmus je následně spuštěn znovu pouze pro nespárované body s iterativně se zvyšujícím parametrem  $\theta$ , dokud není nalezena vzdálenost a nejbližší soused pro všechny body.

Se zmenšující se hodnotou  $w$  se snižuje počet vzdáleností, které je potřeba v každém cyklu spočítat, ale naopak roste počet cyklů a tedy i počet vyhledávání bodů ležících v příslušných množinách. Optimální hodnota parametru  $w$  byla stanovena na 40 mm.

Následně byly vypočtené vzdálenosti znázorněny pomocí barevné škály pro možnost vizuální kontroly. Na základě toho, zda se nejbližší bod z referenčního modelu nachází blíže nebo dále od počátku byly vzdálenosti rozděleny na "kladné" a "záporné" za účelem znázornění směru pohybu.



Obrázek 2.7: Snímání hlavy pacienta.



Obrázek 2.8: Zobrazení vznikajícího modelu v reálném čase během snímání.

### 2.3.1 Výpočet translace a rotace

Pro možnosti statistického vyhodnocení bylo vhodné popsat pohyb hlavy pacienta pomocí konkrétní rigidní transformace, tedy translace a rotace. K výpočtu této transformace byla použita varianta point-to-plane algoritmu Iterative closest point (ICP).

Významnou otázkou zde bylo, jak zvolit oblast hlavy pacienta, která bude použita pro registraci modelů. Různé oblasti hlavy (měkké tkáně) se totiž můžou mezi oběma snímky přirozeně lišit i bez toho, aby došlo k uvolnění kotvících šroubů a posunu hlavy pacienta vůči hlavovému prstenci. Konkrétní poloha pacienta a gravitace může mít vliv na tvar uší, nahrnutí kůže v oblastech krku a zátýlku, drobné posuny kůže na skalpu; také se mezi jednotlivými snímky můžou zvětšovat otoky okolo kotvících šroubů. Nejméně je těmito vlivy ovlivněna oblast temene hlavy, čela a hřbetu nosu. To s sebou nese otázku, jak tuto oblast co nejpřesněji automaticky vybrat napříč pacienty.

Navržený algoritmus provede oříznutí mračna bodů tvořeného vertexy modelu tak, aby

odstraní co nejvíce bodů, které nejsou součástí hlavy pacienta. To je provedeno v několika krocích. Na základě známé polohy a rozměrů hlavového prstence jsou nejprve oříznuty všechny body, které leží mimo předem definovaný elipsoid, a také body ležící pod úrovní prstence. Tím je odstraněna část modelu obsahující pacientova ramena a také velká část naskenovaného pozadí, pokud se v modelu nacházelo. Dále jsou odstraněny body v oblasti tyčinek hlavového rámu. Nakonec je proveden výpočet vzdálenosti bodů každého z modelů k nejbližšímu bodu z podvzorkovaného druhého modelu, a jsou oříznuty všechny body, pro které je tato vzdálenost vyšší než předem definovaná hranice (defaultně nastavená na 5 mm). Tímto se z obou modelů odstraní části, které v druhém modelu chybí. To vede jednak k odstranění většiny např. naskenovaného pozadí, které je obvykle přítomno pouze v jednom z modelů atd., a jednak k určitému "sjednocení" modelů. Toto je důležité především později při výběru oblasti zájmu na hlavě pacienta, jelikož modely nejsou vždy zcela kompletní a chybějící část jednoho z modelů by mohla významně ovlivnit výsledky registrace.

V takto upraveném mračně bodů je následně vyhledána přibližná poloha pacientových uší (konkrétně vrcholu *helixu*) a nosu. To je prováděno následujícím způsobem:

Nejprve je určována poloha uší. Je vytvořen frontální řez hlavou (body jsou omezeny na základě  $y$ -ové souřadnice) v oblasti, kde jsou očekávány pacientovy uši. Je nalezen vektor maximálních hodnot na ose  $z$  pro tento řez představující funkci, která popisuje tvar pacientovy hlavy. Následně je spočítána derivace této funkce pomocí konvoluce s jádrem  $[-1, 1]$ . Absolutní hodnota funkce, která je výsledkem této derivace, bude mít v ideálním případě čtyři peaky v oblasti ostrých přechodů přítomných v původní funkci, které se nacházejí jednak mezi ušima a hlavou, a dále mezi ušima a hlavovým prstencem (viz Obrázek ??). Dva tyto peaky nacházející se na záporné poloose označují oblast zájmu pro levé ucho a zbylé dva peaky nacházející se na kladné poloose oblast zájmu pro pravé ucho. V těchto dvou oblastech zájmu je pak vyhledáno maximum, čímž zjistíme polohu *helixu* na ose  $x$  a  $z$ . Následně je z původního mračna bodů vybrán bod, který těmto hodnotám odpovídá v definované oblasti na ose  $y$ .

Následně je určena poloha špičky nosu. Ta je vybrána na základě sagitálního řezu hlavou, ve kterém je vyhledáno maximum na ose  $y$ . Následně je obdobným způsobem jako v předchozím případě určena  $x$ -ová souřadnice.

Algoritmus je doplněn o možnost manuální kontroly; uživatel je dotázán, zda jsou body vybrány správně, a pokud ne, sám je pomocí funkce *ginput* označí.

Algoritmus následně vypočítá rovnici roviny definované třemi body: dvěma body nacházejícími se nad špičkami uší a jedním bodem nacházejícím se nad špičkou nosu. Body z mračna bodů pacientovy hlavy ležící nad touto rovinou přibližně odpovídají čelu a temeni pacienta. Dále jsou vybrány body z oblasti odpovídající hřbetu pacientově nosu.

Takto vybraná oblast mračna bodů je pak registrována na mračno bodů z druhého modelu pomocí algoritmu ICP (varianta point-to-plane) implementovaného v toolboxu MATLABu Computer Vision Toolbox [32]. Pro kontrolu přesnosti výsledku byla registrace provedena oběma směry, tj. oblast vybraná z kontrolního modelu je registrována na referenční model a naopak. Z obdržných transformací je pak vypočten vektor translace a úhel rotace kolem každé z os, a tyto údaje jsou porovnány mezi oběma transformacemi.

# Kapitola 3

## Výsledky

Celkem byla použita data 25 pacientů, z toho 13 dospělých a 12 dětí. U jednoho z dospělých pacientů byla snímána i reimplantace, celkem tedy byla k dispozici data z 26 měření, z toho 14 měření bylo provedeno na dospělých pacientech a 12 na dětských.

### 3.1 Automatická registrace

#### 3.1.1 Registrace rámu referenčního a kontrolního modelu

Nejnižší počet reflexních značek umístěných na hlavovém prstenci byl 5, nejvyšší 10, průměr byl  $8,35 \pm 1,03$ . Průměrná vzdálenost bodů reprezentujících reflexní značky od roviny optimálně prokládající tyto body byla  $(0,13 \pm 0,05)$  mm, přičemž maximální vzdálenost bodů od této roviny byla napříč jednotlivými měřeními v průměru  $(0,25 \pm 0,11)$  mm. U 24 z 26 měření byly správně zvoleny všechny body ležící na rámu. Pouze u měření č. 6 a 9 nebyla nalezena jedna reflexní značka, jejíž vzdálenost od optimální roviny v obou případech překračovala 1 mm.

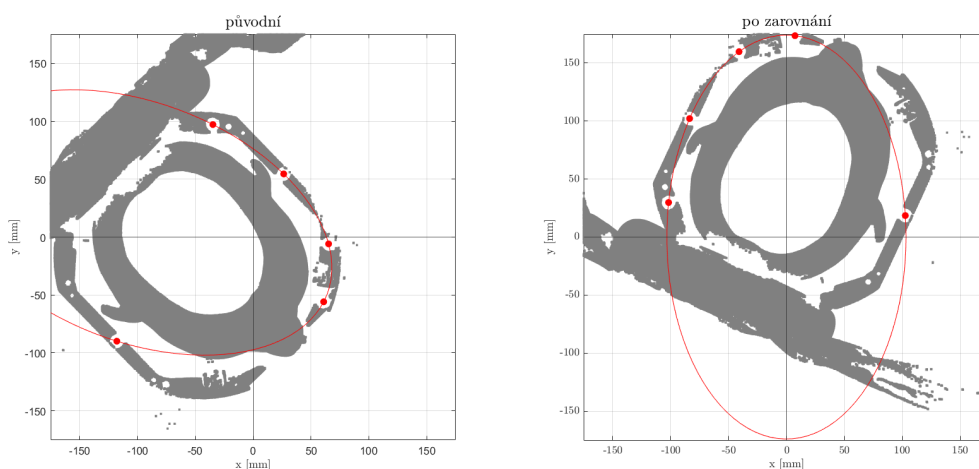
U všech měření byly zvolené značky plně dostačující pro vzájemnou registraci modelů na základě hlavového prstence.

Vzájemné spárování bodů z obou množin proběhlo úspěšně u všech měření. Celkem u pěti měření se mezi pořízením obou snímků změnil počet značek na prstenci (odlepily se nebo byly přidány nové), ani v jednom z případů to neovlivnilo výsledek registrace modelů. Průměrná chyba zarovnání mezi dvojicemi bodů na hlavovém prstenci referenčního a kontrolního modelu byla napříč měřeními  $(0,11 \pm 0,05)$  mm, přičemž maximální chyba zarovnání byla v průměru  $(0,23 \pm 0,13)$  mm.

### 3.1.2 Zarovnání modelů na osy

Zarovnání I-S osy s osou Z pomocí SVD proběhlo korektně u 25 z 26 měření. U měření č. 1 bylo jeho selhání zapříčiněno nekorektním rozmístěním reflexních značek, které nebyly umístěny přímo na horní rovině hlavového prstence, ale na adaptéru rámu hlavového prstence, jehož horní rovina se nachází o něco níže. Algoritmus tedy správně zarovnal reflexní značky označené jako nacházející se na prstenci tak, aby jejich z-ová souřadnice byla nulová, ale vzhledem k tomu, že značky byly ve skutečnosti umístěny pod úrovní horní roviny prstence, nacházel se celý model výše. Před provedením zbylých dvou fází zarovnání tedy musely být modely manuálně dorovnány.

Hrubé zarovnání L-R osy s osou x a P-A osy s osou y pomocí proložení reflexních značek na prstenci elipsou, proběhlo úspěšně u 25 z 26 měření. Selhání nastalo u měření č.3, kde se na hlavovém prstenci nacházelo pouze 5 reflexních značek, a tyto značky byly rozmístěny převážně na jedné straně prstence. Elipsa, kterou byly tyto body proloženy, proto neodpovídala tvaru prstence. Před provedením finálního zarovnání byly tedy modely manuálně dorovnány.



Obrázek 3.1: Zarovnání pomocí elipsy u měření č.3

Finální zarovnání L-R osy s osou x a P-A osy s osou y pomocí křížové korelace oblastí zájmu fantomového obrazu prstence s obrazem prstence sfúzovaných modelů proběhlo po manuálním dorovnání modelů v měření č. 1 a 3 úspěšně u všech měření. Z 10 vybraných oblastí zájmu na fantomu bylo na obrazu prstence sfúzovaných modelů správně nalezeno nejméně šest, nejvýše všech 10 oblastí; průměr byl  $7,46 \pm 1,17$ .

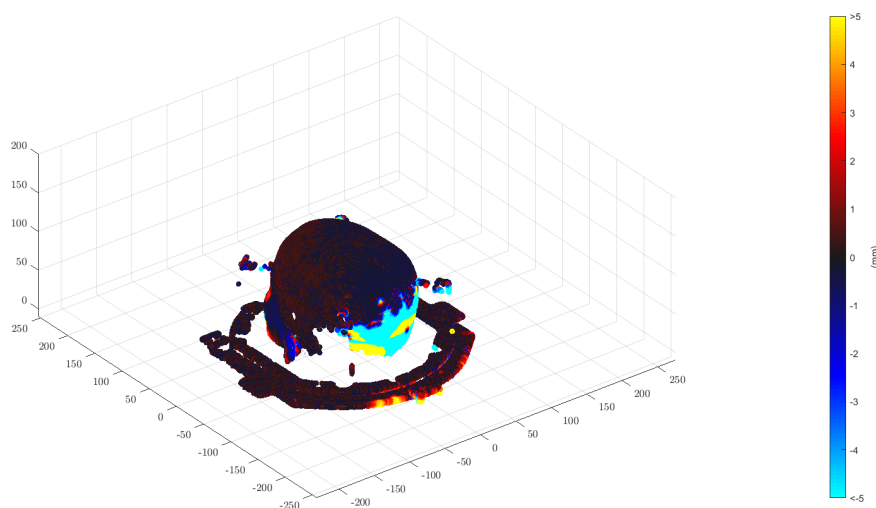
Celkem bylo tedy zarovnání modelů na osy kartézské souřadnicové soustavy bez nutnosti manuálního dorovnávání úspěšné u 24 z 26 měření. Selhání nastalo u měření, která

patřila mezi první (č. 1 a 3). V pozdějších měřeních byl na hlavový prstenec umístěn větší počet značek ke zvýšení redundance nalezení koplanární roviny a přesnější shodu elipsy prokládající značky s tvarem prstence.

## 3.2 Měření rozdílů v modelech

### 3.2.1 Výpočet vzdáleností mezi modely

Byla vypočtena vzdálenost k nejbližšímu vertexu referenčního modelu pro 10 000 náhodně vybraných vertexů kontrolního modelu. Následně jsou tyto vzdálenosti barevně znázorněny, aby umožnily vizuálně určit, ve kterých oblastech se oba modely nejvíce liší. Na obr. 3.1 a 3.2 je pro porovnání vidět pacient s nejmenší mediánovou vzdáleností v oblasti zájmu a naopak s největší. Na obr. 3.1 je také vidět, že v referenčním modelu chybí část týla pacienta, což může vést ke zkreslení výsledků, více viz Diskuze.



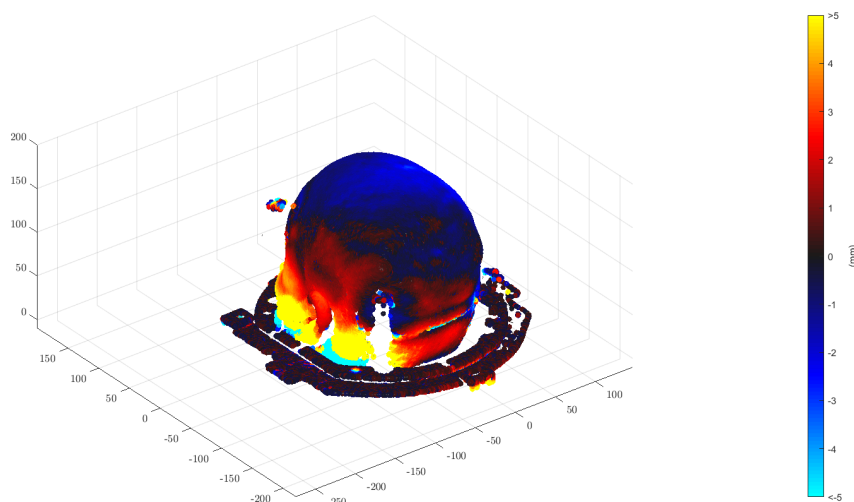
Obrázek 3.2: Vzdálenosti mezi kontrolním a referenčním modelem, měření č. 5

V následující tabulce je uvedena průměrná hodnota těchto vzdáleností  $\bar{d}$  a mediánová hodnota  $d_{med}$  pro jednotlivá měření. Vzhledem k tomu, že vypovídající hodnota tohoto údaje může být zkreslena rozdíly v měkkých tkáních hlavy, a také vysokými hodnotami v oblastech, kde je referenční model neúplný, je pro porovnání uvedena průměrná a mediánová hodnota pouze v oblasti zájmu hlavy pacienta.

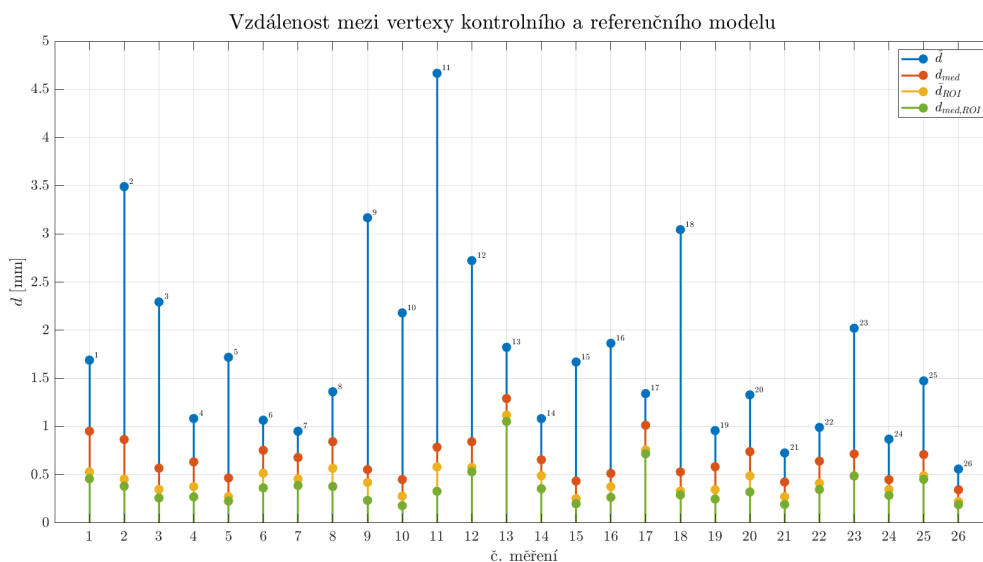
### 3.2.2 Výběr oblasti zájmu hlavy

Algoritmus pro automatickou detekci uší pacienta (vrchol *helixu*) fungoval správně u 20 referenčních a 21 kontrolních modelů z 26, algoritmus pro automatickou detekci špičky nosu





Obrázek 3.3: Vzdálenosti mezi kontrolním a referenčním modelem, měření č. 13



Obrázek 3.4: Vzdálenosti mezi vertexy kontrolního a referenčního modelu

u 21 referenčních a 18 kontrolních modelů. Algoritmus fungoval spolehlivěji u dospělých pacientů než u dětských pacientů (detekce špiček uší dospěla ke správnému výsledku u 82,1 % měření dospělých pacientů oproti 75 % u dětských pacientů, a detekce nosu u 92,9 % měření dospělých pacientů oproti 54,2 % u dětských pacientů). Detekce špiček uší zcela selhávala u pacientů podstupujících reimplantaci, u kterých byly ve snímcích přítomny již implantované elektrody, jelikož profil hlavy s již implantovanými elektrodami se výrazně lišil od typického profilu hlavy, na kterém je algoritmus založen, a obsahuje výrazně více přechodů. Dále selhala u některých dětských pacientů, jejichž tvar hlavy se výrazně lišil od tvaru hlavy dospělého člověka. Detekce špičky nosu zpravidla selhávala při přítomnosti

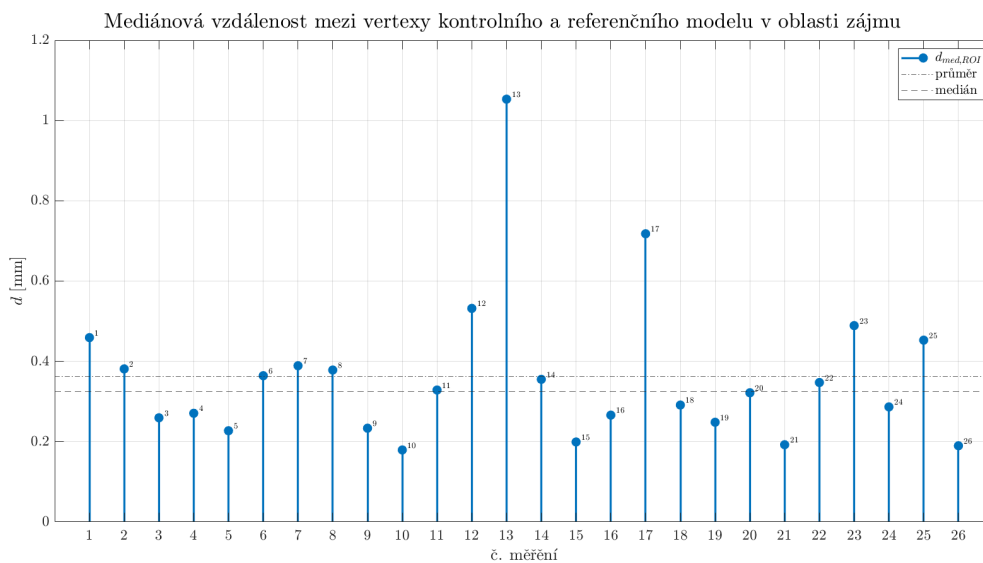
č. měření	všechny oblasti		pouze oblast zájmu	
	$\bar{d}$ [mm]	$d_{med}$ [mm]	$\bar{d}$ [mm]	$d_{med}$ [mm]
1	1.69	0.95	0.53	0.46
2	3.49	0.87	0.46	0.38
3	2.29	0.57	0.35	0.26
4	1.08	0.63	0.38	0.27
5	1.72	0.47	0.27	0.23
6	1.07	0.75	0.52	0.36
7	0.95	0.68	0.46	0.39
8	1.36	0.84	0.57	0.38
9	3.17	0.55	0.42	0.23
10	2.18	0.45	0.28	0.18
11	4.67	0.79	0.58	0.33
12	2.72	0.84	0.58	0.53
13	1.82	1.29	1.12	1.05
14	1.08	0.66	0.49	0.36
15	1.67	0.44	0.25	0.20
16	1.86	0.51	0.38	0.27
17	1.34	1.01	0.76	0.72
18	3.04	0.53	0.33	0.29
19	0.96	0.58	0.35	0.25
20	1.33	0.74	0.49	0.32
21	0.73	0.42	0.27	0.19
22	0.99	0.64	0.41	0.35
23	2.02	0.72	0.49	0.49
24	0.87	0.45	0.35	0.29
25	1.47	0.71	0.49	0.45
26	0.56	0.34	0.22	0.19
průměr	1.78	0.67	0.45	0.36

Tabulka 3.1: Průměrná a mediánová hodnota vzdáleností vertexů kontrolního modelu od nejbližšího vertexu referenčního modelu pro jednotlivá měření.

nosního vzduchovodu během anestezie.

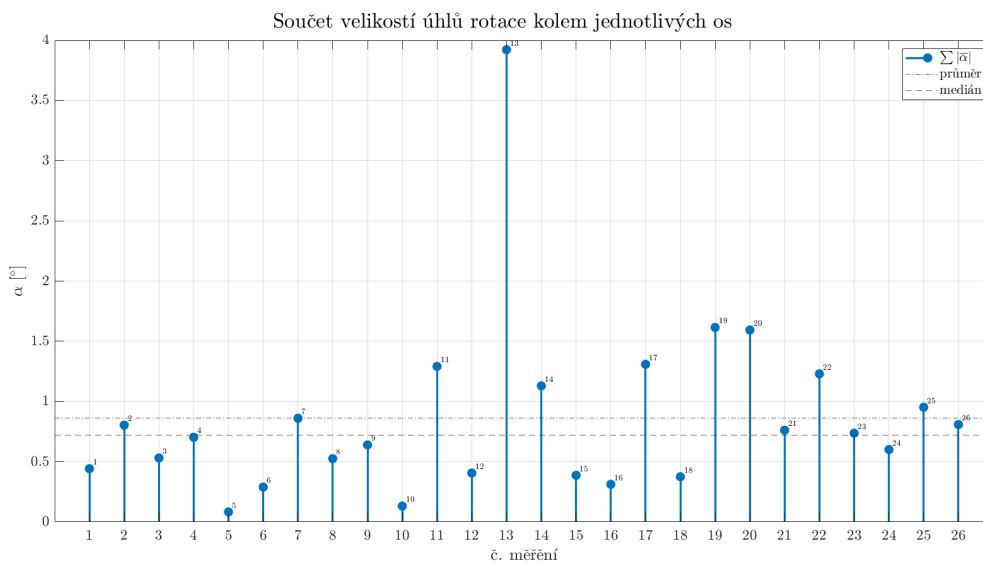
### 3.2.3 Výpočet translace a rotace mezi modely hlavy

Na základě vybrané oblasti zájmu byly modely registrovány pomocí algoritmu ICP. Výstupem této registrace byla transformace, která nejlépe zarovná obě mračna bodů. Pro každé měření byly tyto transformace vypočteny dvě: jedna pro registraci oblasti zájmu z referenčního modelu na kontrolní model, a druhá, která byla inverzní transformací k transformaci pro registraci oblasti zájmu kontrolního modelu na referenční model. Obě tyto transformace byly rozloženy na složku rotace kolem každé z os a translační složku. Následně byly tyto hodnoty zprůměrovány. V následující tabulce je pro každé měření uvedena průměrná hodnota rotace kolem jednotlivých os  $\bar{\alpha}_x$ ,  $\bar{\alpha}_y$ ,  $\bar{\alpha}_z$ , a také průměrná hodnota translace ve



Obrázek 3.5: Mediánová vzdálenost mezi vertexy kontrolního a referenčního modelu v oblasti zájmu

směru jednotlivých os  $\bar{t}_x$ ,  $\bar{t}_y$ ,  $\bar{t}_z$ .



Obrázek 3.6: Součet velikostí úhlů rotace kolem jednotlivých os.

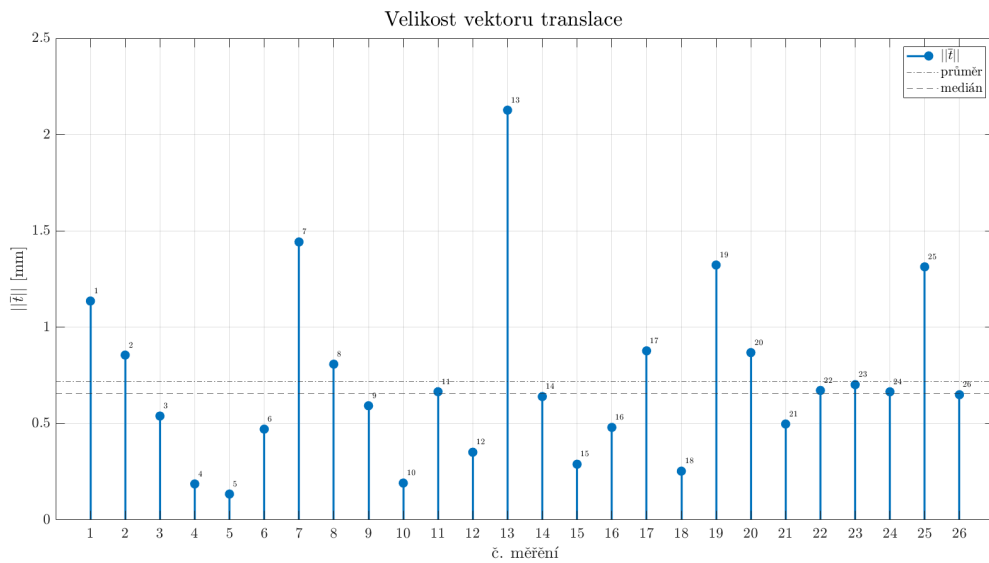
Nabízí se otázka, jak vliv těchto složek zkombinovat. Byl zvolen následující postup: pro každý z modelů byl vybrán bod nacházející se nejdále od počátku ze všech bodů v oblasti zájmu hlavy pacienta. Následně byl zjištěn vektor posunu mezi polohou tohoto bodu před a po vypočtené transformaci. Opět byly zprůměrovány výsledky z transformace zjištěné na základě registrace oblasti zájmu z kontrolního modelu na referenční a registrace oblasti zájmu referenčního modelu na kontrolní. Jednotlivé složky tohoto vektoru spolu s jeho velikostí jsou uvedeny v následující tabulce.

č. měření	$\bar{\alpha}_x$ [°]	$\bar{\alpha}_y$ [°]	$\bar{\alpha}_z$ [°]	$\bar{t}_x$ [mm]	$\bar{t}_y$ [mm]	$\bar{t}_z$ [mm]
1	-0.11	0.23	-0.10	-0.98	-0.19	-0.55
2	0.12	-0.42	-0.27	0.64	0.56	0.10
3	0.48	0.01	0.04	0.40	-0.09	0.35
4	0.55	0.09	-0.06	0.02	-0.10	0.16
5	0.05	-0.03	0.00	0.02	-0.08	-0.11
6	0.22	-0.04	0.02	-0.41	0.18	-0.14
7	0.01	0.66	0.19	-0.97	-0.97	-0.45
8	-0.17	-0.29	0.07	-0.50	0.33	-0.54
9	0.23	-0.25	-0.16	0.54	0.17	0.17
10	0.08	-0.02	-0.03	0.11	-0.04	0.15
11	0.75	0.32	0.22	0.35	-0.44	0.35
12	0.35	-0.01	-0.05	0.21	-0.03	-0.28
13	1.93	1.22	-0.78	-0.35	-2.08	0.24
14	0.81	-0.19	0.13	0.48	0.08	0.42
15	-0.02	-0.29	0.08	0.24	0.16	-0.05
16	0.14	-0.17	-0.01	0.45	0.08	0.13
17	0.10	-0.93	-0.27	-0.09	0.22	-0.84
18	0.09	-0.19	0.09	0.17	-0.10	-0.16
19	0.80	-0.64	-0.18	0.99	0.73	0.49
20	1.14	-0.16	-0.29	0.17	0.54	0.66
21	0.60	0.09	-0.08	0.25	-0.10	0.42
22	0.43	0.62	-0.18	-0.49	-0.46	-0.03
23	0.26	0.34	0.14	-0.47	-0.37	-0.36
24	0.30	-0.27	-0.04	0.62	0.01	0.25
25	0.05	0.59	-0.32	-0.75	-0.89	-0.61
26	-0.21	0.34	0.26	-0.39	-0.44	-0.28
průměr	0.34	0.02	-0.06	0.01	-0.13	-0.02

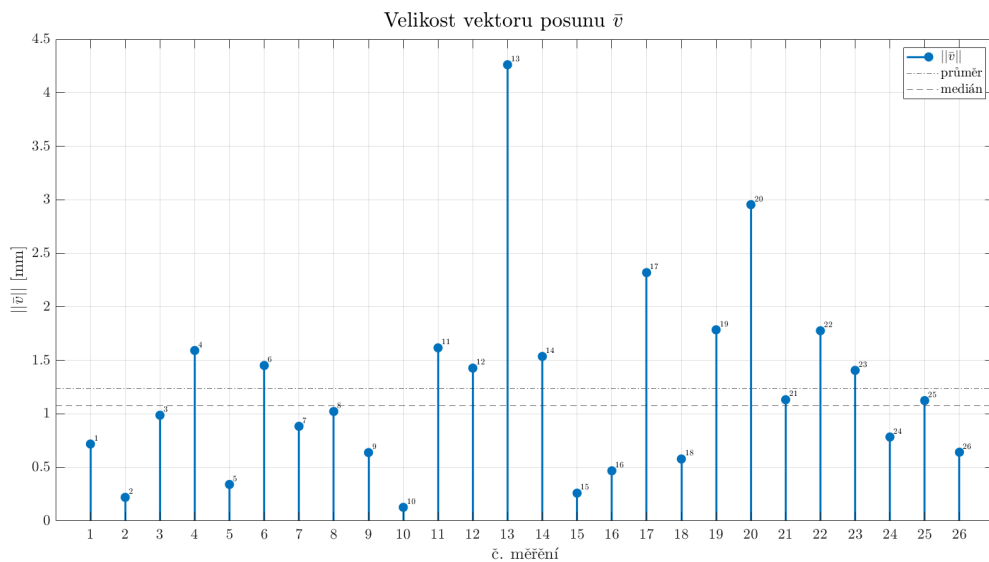
Tabulka 3.2: Úhly rotace a translace získané na základě registrace podle oblasti zájmu na hlavě pacienta.

Velikosti tohoto vektoru jsou znázorněny v následujícím grafu.

Jedním z měřítek kvality registrace mračna bodů je odmocnina průměru kvadrátů odchylek, anglicky Root Mean Square Error (RMSE). Tato hodnota je volitelným výstupem funkce MATLABu *pregistericp*, která byla pro registraci použita. Hodnoty RMSE pro registraci oblasti zájmu z referenčního modelu na kontrolní model  $RMSE_{r \rightarrow k}$  a pro registraci oblasti zájmu kontrolního modelu na referenční model  $RMSE_{k \rightarrow r}$  jsou uvedeny v následující tabulce V posledním sloupci je uveden průměr těchto dvou hodnot.



Obrázek 3.7: Velikost vektoru translace.



Obrázek 3.8: Velikost vektoru posunu.

### 3.3 Nejistota měření

Standardní nejistotu typu A a B lze určit z následujících vztahů:

$$u_A = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n d_i^2},$$

kde  $n$  je počet údajů a  $d_i$  je rozdíl mezi referenčním a kontrolním modelem, a

$$u_B = \frac{\Delta_p}{\sqrt{3}},$$

č. měření	$\bar{v}_x$ [mm]	$\bar{v}_y$ [mm]	$\bar{v}_z$ [mm]	$  \bar{v}  $ [mm]
1	-0.02	-0.68	-0.09	0.72
2	0.19	-0.10	0.02	0.22
3	0.18	-0.49	-0.83	0.99
4	0.05	-1.54	-0.40	1.59
5	0.02	-0.19	-0.28	0.34
6	-0.18	-1.42	0.21	1.45
7	0.50	-0.65	-0.28	0.88
8	-0.51	-0.87	0.15	1.02
9	-0.47	-0.23	-0.37	0.64
10	-0.06	0.09	0.02	0.13
11	0.64	-0.86	-1.20	1.62
12	0.29	-1.26	-0.60	1.43
13	0.31	-3.53	-2.37	4.26
14	-0.51	-1.33	0.58	1.54
15	-0.22	0.07	-0.10	0.26
16	-0.07	0.16	-0.43	0.47
17	-1.73	-1.43	-0.59	2.32
18	-0.19	-0.21	-0.50	0.58
19	-0.75	-1.59	-0.28	1.79
20	-0.32	-2.86	-0.62	2.95
21	0.17	-1.11	0.00	1.13
22	0.97	-1.46	-0.27	1.78
23	0.64	-1.04	-0.69	1.41
24	-0.44	0.07	-0.64	0.78
25	0.48	-0.88	-0.49	1.12
26	0.52	0.33	-0.18	0.64
průměr	-0.02	-0.89	-0.39	1.23

Tabulka 3.3: Velikosti jednotlivých složek vektoru získaného jako rozdíl nejdelsího vektoru v oblasti zájmu před a po transformaci.

kde  $\Delta_p$  je přesnost měřicího přístroje.

Kombinovanou standardní nejistotu pak získáme geometrickým součtem nejistoty typu A a B:

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2}.$$

Lze očekávat, že nejistota týkající se registrace na základě reflexních značek na hlavovém prstenci bude nižší než nejistota registrace pomocí oblastí zájmu na hlavě pacienta. Tyto dvě nejistoty jsou tedy počítány zvlášť.

Napříč všemi měřeními bylo k registraci modelů pomocí reflexních značek na hlavovém prstenci použito  $n = 212$  značek. Po dosazení do uvedeného vzorce byla výsledkem následující hodnota nejistoty typu A:

$$u_{A,zn} = 0,162 \text{ mm.}$$

č. měření	$RMSE_{k \rightarrow r}$ [mm]	$RMSE_{r \rightarrow k}$ [mm]	$\overline{RMSE}$ [mm]
1	0.48	0.45	0.46
2	0.29	0.48	0.38
3	0.26	0.38	0.32
4	0.36	0.35	0.35
5	0.17	0.38	0.28
6	0.38	0.37	0.38
7	0.38	0.36	0.37
8	0.44	0.43	0.43
9	0.59	0.69	0.64
10	0.36	0.53	0.44
11	0.41	0.79	0.60
12	0.55	0.54	0.55
13	0.45	0.47	0.46
14	0.61	0.61	0.61
15	0.22	0.35	0.29
16	0.36	0.48	0.42
17	0.45	0.44	0.45
18	0.18	0.35	0.27
19	0.33	0.32	0.33
20	0.47	0.41	0.44
21	0.27	0.42	0.34
22	0.26	0.26	0.26
23	0.29	0.32	0.30
24	0.18	0.19	0.18
25	0.31	0.29	0.30
26	0.25	0.21	0.23
průměr	0.36	0.42	0.39

Tabulka 3.4: Hodnoty RMSE pro registraci na základě oblastí zájmu na hlavě pacienta.

Výrobce uvedená přesnost skeneru byla rovna  $\Delta_p = 0,04$  mm. Po dosazení do vzorce pro výpočet nejistoty typu B tedy byla získána hodnota

$$u_B = 0,023 \text{ mm.}$$

Nakonec byla vypočtena hodnota kombinované standardní nejistoty pro registraci na základě reflexních samolepek na hlavovém prstenci:

$$u_{C,zn} = 0,164 \text{ mm.}$$

Pro registraci pomocí oblastí zájmu na hlavě pacienta bylo celkem napříč měřeními použito  $n = 21596881$  vertexů. Dosazením do vztahu pro výpočet nejistoty typu A byla

získána hodnota

$$u_{A,vert.} = 0,377 \text{ mm.}$$

Nejistota typu B je stejná jako v předchozím případě. Kombinací obou nejistot bylo pak opět možné získat nejistotu typu C, která je tedy rovna

$$u_{C,vert.} = 0,378 \text{ mm.}$$

### 3.4 Ověření funkčnosti v praxi

Algoritmus byl v průběhu vývoje několikrát testován v reálných podmínkách operačního sálu a dále upravován na základě zde získaných poznatků. Poslední takto používaná verze algoritmu zatím nezahrnuje korelaci s fantomovým obrazem hlavového prstence pro kontrolu orientace hlavy pacienta, finální fázi zarovnání modelu na osy a registraci na základě oblasti zájmu na hlavě pacienta pomocí ICP.

Finální verze algoritmu popsaná v této práci zatím nebyla použita v plném rozsahu v reálných podmínkách, ale byla spouštěna na získaných datech stejným způsobem, jakým by tomu bylo na sále.



# Kapitola 4

## Diskuze

Cílem této práce bylo vyvinout postup, který bude pomocí metrologického snímání 3D objektů schopen odhalit případný posun hlavového prstence stereotaktického systému na hlavě pacienta mezi jeho nasazením a začátkem neurochirurgické implantace intrakraniálních elektrod.

### 4.1 Interpretace výsledků

Posun hlavy pacienta byl měřen dvěma způsoby: nejdříve na základě registrace referenčního a kontrolního modelu podle hlavového prstence, a následně na základě registrace podle oblasti zájmu na hlavě pacienta.

Nejprve byla provedena registrace referenčního a kontrolního modelu podle hlavového prstence a byly vypočteny vzdálenosti vertexů nacházejících se v této oblasti zájmu od nejbližšího vertexu v referenčním modelu. Vizuální kontrolou bylo možné ověřit, že modely se skutečně dle očekávání nejvíce liší v oblastech měkkých tkání; jsou vidět větší odlišnosti v oblasti uší, tváří, kůže na zátylku, a také v otoku okolo kotvicích šroubů hlavového prstence.

Aby byl výsledek těmito rozdíly, které nejsou vypovídající o pohybu prstence, co nejméně zkreslen, byly pro následné vyhodnocení vybrány pouze vertexy nacházející se kontrolním modelem v oblasti zájmu. Medián těchto vzdáleností pro dané měření bude mít vyšší vypovídající hodnotu než průměr, neboť není natolik ovlivněn velmi vysokými hodnotami, které se mohou vyskytnout na okrajích oblasti zájmu v důsledku neúplného referenčního modelu. Hodnotu 1 mm překročil medián těchto vzdáleností u měření č. 13. Toto měření vybočuje i hodnotami dalších parametrů, je tedy pravděpodobné, že u něj mohlo dojít k posunu hlavového prstence.

Následně byla provedena registrace vybrané oblasti zájmu na hlavě pacienta v kontrolním modelu s referenčním modelem a naopak. Výstupem této registrace byly dvě

transformace skládající se z rotace a translace. Tyto transformace byly rozloženy na jednotlivé úhly reprezentující rotace kolem všech tří os a translační složky ve směru všech tří os, a hodnoty z obou transformací byly zprůměrovány.

Nejvyšší průměrné hodnoty napříč všemi měřeními nabýval úhel rotace kolem osy  $x$ , což odpovídá směru zaklonění hlavy pacienta, resp. pohybu zadní části hlavového prstence směrem nahoru. Toto by potenciálně mohlo být způsobeno manipulací pacienta při polohování. Součet velikostí všech tří úhlů u měření č. 13 byl výrazně vyšší než u všech ostatních.

Dále byla tato transformace aplikována na vybraný vektor, nacházející se nejdále od počátku ze všech vertexů z oblasti zájmu, a byla vypočtena délka vektoru rozdílu polohy tohoto vybraného vektoru před a po transformaci. Toto by mělo indikovat, jakou maximální vzdálenost urazil bod na hlavě pacienta mezi pořízením referenčního a kontrolního skenu. Nejvyšší hodnoty dosahovalo opět měření č. 13.

Z pohledu na grafy uvedené v sekci Výsledky je zjevné, že hodnoty některých měření výrazně převyšují průměr. Měření č. 13 dosahovalo dvoj- až trojnásobku průměrných hodnot ve všech zde uvedených metrikách (mediánová vzdálenost mezi vertexy kontrolního a referenčního modelu v oblasti zájmu, součet velikostí úhlů rotace kolem jednotlivých os, velikost vektoru posunu), avšak u některých dalších měření předěl mezi kategoriemi "došlo k posunu hlavového prstence" a "nedošlo k posunu hlavového prstence" nebyl zdaleka tak jednoznačný. Otázka, podle kterých metrik jednoznačně určit, zda k posunu došlo, a od jakých hodnot se dá o posunu hovořit, je vhodná k dalšímu zkoumání, především s ohledem na značné limitace ohledně přesnosti zjištěných výsledků (viz níže).

## 4.2 Limitace

### 4.2.1 Registrace modelů na základě reflexních značek na hlavovém prstenci

Úspěšnost registrace referenčního a kontrolního modelu na základě reflexních značek umístěných na rámu závisí na vhodném počtu a rozmístění reflexních značek.

V prvních verzích algoritmu probíhal výběr značek na hlavovém prstenci úspěšně pro vyšší počet bodů, avšak dosahoval smíšených výsledků pro nižší počty. Po zavedení doplňujících podmínek popsanych v sekci 2.2.1 nakonec algoritmus dospěl ke správnému výsledku i v situaci, kdy bylo na hlavovém prstenci přítomno pouze pět značek, avšak rozdíl mezi správnou množinou bodů a různými chybnými množinami bodů se výrazně snižoval. Čím nižší počet značek se na prstenci nachází, tím víc stoupá šance, že při náhodném umístění značek na hlavu pacienta vznikne někde mezi nimi množina bodů,

která bude odpovídat výběrovým kritériím stejně dobře, nebo dokonce lépe, než množina bodů ležících na prstenci. Bylo by tedy vhodné umístit na hlavový prsteneček minimálně 6, nejlépe však více značek.

Dalším potenciálním problémem je počet reflexních značek umístěných pod úrovní horní roviny hlavového prstence (například na stranách prstence nebo ramenou pacienta). Pokud bude potřeba pod úroveň hlavového prstence umístit více než tři reflexní značky a není příslušně pozměněn volitelný parametr algoritmu, algoritmus nedojde ke správnému výsledku.

Byly vyzkoušeny různé způsoby eliminace tohoto problému. Jednou testovanou metodou například bylo nevyložit rovnou všechny množiny bodů, které tuto podmínku nesplňují, ale pouze si poznamenat, kolik reflexních značek se pod úrovní rámu nachází. V případě, kdy bylo nalezeno více vhodných koplanárních množin bodů se stejným počtem bodů, pak z těchto množin byla zvolena ta s nejmenším počtem bodů pod úrovní hlavového prstence. Možnost rovnou eliminovat množiny bodů s více než třemi značkami pod úrovní prstence se však ukázala jako spolehlivější, především u měření, u kterých se na hlavovém prstenci nacházelo méně značek. Bylo tedy rozhodnuto, že se jedná o přijatelnou limitaci, také s přihlédnutím k faktu, že tři reflexní značky se pod úrovní hlavového prstence nacházely pouze při jednom měření, a průměrný počet napříč všemi měřeními byl méně než jedna. Nemělo by tedy představovat významnou obtíž se této situaci i v budoucnu vyhnout.

Pro případ, kdy bude umístění více než tří reflexních značek pod úroveň hlavového prstence nevyhnutelné, byl navíc zaveden volitelný parametr specifikující maximální počet značek, které se mohou nacházet pod prstencem, aniž by byla příslušná množina bodů eliminována. Dá se ale očekávat, že zvýšení tohoto parametru by mohlo vést ke snížení pravděpodobnosti výběru správné množiny, především opět u měření, u kterých se na hlavovém prstenci nachází menší počet reflexních značek. Bylo by proto vhodné v případě zvýšení tohoto parametru zajistit, aby se na hlavovém prstenci nacházelo alespoň osm, nejlépe přibližně 10 značek.

Algoritmus také selže, pokud budou značky na prstenci umístěny nevhodným způsobem příliš blízko sebe. Konkrétně se může jednat o problém s podmínkou, že mnohoúhelník, jehož vrcholy jsou tvořeny těmito značkami, musí být konvexní. Vzhledem k oválnému tvaru prstence to dosud obvykle nepůsobilo problémem, pokud byly značky rozmístěny v řádově podobných rozestupech. V jednom z měření však nastala situace, kde byly dvě reflexní značky umístěny nejspíše částečně přes sebe, a jedna z nich ležela blíže hlavě pacienta než ta druhá. V popsaném případě to nakonec nezpůsobilo selhání algoritmu, jelikož tím, že byly značky nalepeny přes sebe, došlo k vyřazení horní z nich jakožto příliš daleko od prstence. Při testování s vyšším limitem pro maximální vzdálenost bodů od

roviny, aby mohly být považovány za koplanární, však už byla tato značka zařazena do množiny koplanárních bodů, a celá množina byla vyřazena z důvodu nesplnění výše popsané podmínky. Podobná situace by teoreticky mohla nastat, kdyby například na rovné části (po stranách prstence) byly umístěny tři značky, a prostřední z nich byla umístěna blíže k hlavě pacienta, než zbylé dvě. Bylo by při umisťování reflexních značek dbát na to, aby se to nestalo.

### 4.2.2 Zarovnání modelu s osami kartézské soustavy souřadnic

Poslední část algoritmu, kterou může rozmístění reflexních značek na hlavovém prstenci ovlivnit, je hrubé zarovnání modelů na osy  $x$  a  $y$  na základě proložení bodů elipsou. Aby toto zarovnání proběhlo úspěšně, je nutné, aby se alespoň jedna značka nacházela na každé straně prstence. V jednom případě totiž nastala situace, kdy se všechny reflexní značky nacházely převážně na jedné straně prstence, a jimi proložená elipsa se pak naprosto lišila od skutečného tvaru a polohy prstence. To vedlo ke zcela chybným výsledkům hrubého zarovnání.

Pro tyto případy byl navržen alternativní způsob hrubého zarovnání modelů na osy  $x$  a  $y$ , který vycházel z principu analýzy hlavních komponent, kdy využíval charakteristický tvar hlavy pacienta a hlavového prstence. Byla vybrána část mračna bodů (již zarovnaného s osou  $z$ ) a jejich  $z$ -ová souřadnice byla nastavená na nulu. Pomocí SVD byla poté nalezena osa, podél které byly body  $z$  vybrané části mračna bodů rozmístěné s nejmenším rozptylem, a bylo předpokládáno, že se jedná o P-A směr. Tato osa byla tedy následně zarovnána s osou  $y$ , a osa kolmá na ni s osou  $x$ . Tento způsob zarovnání dosahoval relativně dobrých výsledků u měření, kde byl model kompletní a neobsahoval příliš naskenovaného pozadí, například lůžka u dětských pacientů, kteří byli skenováni v leže. U modelů, kde se tyto problémy vyskytovaly, však tento způsob zarovnání zcela selhával. Vzhledem k tomu, že také tyto problémy mohou vést k nízkému počtu zaznamenaných reflexních značek nebo jejich špatnému rozmístění, což jsou právě faktory ovlivňující zarovnání pomocí elipsy, byla tato metoda nakonec zamítnuta jako alternativa k zarovnání pomocí elipsy.

V budoucnu by mohlo být možné tento problém eliminovat například následujícím způsobem: na základě dosavadních měření by mohly být zjištěny průměrné délky hlavní a vedlejší osy této elipsy, a při zpracování nového měření by místo proložení bodů elipsou mohly být tyto body registrovány na tuto standardní elipsu pomocí některého algoritmu pro registraci mračna bodů.

### 4.2.3 Výpočet prostorové vzdálenosti mezi modely

V počátečních fázích vývoje procesu bylo rozhodnuto, že by bylo lepší vyhnout se použití MATLAB toolboxů, pokud to nebude nutné. Z tohoto důvodu byl navržen a implementován algoritmus na hledání nejbližších sousedů uzpůsobený pro potřeby této práce. Vzhledem k tomu, že bylo nakonec přistoupeno k použití toolboxu kvůli použití algoritmu ICP, bylo by pravděpodobně vhodné v budoucnu tento algoritmus nahradit například lépe optimalizovanou funkcí *knnsearch*.

### 4.2.4 Výběr oblasti zájmu na hlavě pacienta za účelem registrace

Automatický výběr oblasti zájmu na hlavě pacienta vychází z metod, které nejsou příliš robustní. Automatická detekce uší a nosu pacienta fungovala spolehlivě v ideálních podmínkách (dospělý pacient, který nemá dosud implantované žádné elektrody, model je bez větších vynechaných míst a není v něm přítomno nic mimo hlavy pacienta a hlavového prstence). V několika měřeních však vlivem i malého odchylení od těchto podmínek dospěla k nesprávným výsledkům. Některé z běžnějších překážek se během vývoje algoritmu podařilo prakticky zcela odstranit, jako například selhání vlivem hlavových tyčinek a kotvicích šroubů, různých drobných nepravidelností nebo naskenovaného pozadí, avšak stále jich zůstává dost na to, aby se automatická detekce nedala označit jako spolehlivá. Zvláště problematická byla v tomto ohledu přítomnost nosního vzduchovodu na snímku, která téměř pokaždé znemožnila detekci špičky nosu, dále například přítomnost již implantovaných elektrod nebo neobvyklý tvar či orientace hlavy. Některé ze zbývajících problémů by se daly dále ošetřit, avšak mnohé z těchto problémů budou pravděpodobně už z principu zvolené metody neodstranitelné. Bylo by tedy vhodné v budoucnu implementovat nějakou robustnější metodu. V současném stavu však v této části algoritmu zůstává nutnost vizuální kontroly nalezeného řešení a případně manuální označení hledaných bodů.

### 4.2.5 Přesnost zjištěných výsledků

Průměrná chyba zarovnání mezi dvojicemi bodů reprezentujícími samolepící reflexní značky umístěné na hlavovém prstenci v referenčním a kontrolním modelu byla  $(0,11 \pm 0,05)$  mm, maximální chyba zarovnání byla v průměru  $(0,23 \pm 0,13)$  mm. Toto je poněkud překvapivý výsledek, jelikož hlavový prstenec je rigidní a výrobcem udávaná přesnost skeneru je 0,04 mm; zjištěná chyba je tedy vyšší, než bylo očekáváno. Tato nepřesnost by mohla být částečně ovlivněna nedokonalou kalibrací skeneru, především u prvních měření, kdy byl teprve zjišťován optimální postup snímání. Bylo by tedy vhodné ověřit vývoj této chyby v čase. Zároveň je však nepravděpodobné, že by se jednalo o jediný faktor.

Dalším potenciálním faktorem by mohla být mírná deformace prstence. Hlavový prstenec je v oblasti úst spojen pohyblivým kusem ve tvaru písmene U, kterým lze manipulovat pro potřeby snadnějšího přístupu při intubaci pacienta. Změnou polohy kusu může docházet k nepatrné deformaci celého prstence. Hlavový prstenec taktéž slouží k uchycení hlavy pacienta k operačnímu stolu, a lze tedy předpokládat nepatrnou deformaci. Tato deformace by teoreticky nebyla okem viditelná, ale mohla by být dostatečná, aby ovlivnila přesnost měření. Tato teorie bude muset být ověřena.

Významnou otázkou je dále přesnost hodnot zjištěných z registrace modelů pomocí oblasti zájmu na hlavě pacienta. Přesnost může být ovlivněna několika faktory.

Jedním z nezanedbatelných faktorů je, že povrch hlavy pacienta není zcela rigidní. Ačkoli byla věnována velká pozornost automatickému výběru oblasti zájmu tak, aby se co nejvíce eliminoval vliv možných deformací popsanych v předchozích sekcích, není pravděpodobně možné tento vliv zcela eliminovat, protože pacientova lebka je i ve vybraných oblastech pokryta kůží, která podléhá těm samým vlivům (i když ve výrazně menší míře), potenciálně může mít vliv nedokonalé oholení hlavy atd.

Dalším faktorem je samotná volba oblasti zájmu. Byla zvolena metoda, která oblast vybere v určité výšce nad ušima pacienta, na určité šířce nosu atd. Nebyl ale dostatečně prověřen vliv konkrétního nastavení těchto parametrů na výsledné hodnoty, což je něco, co by rozhodně mělo být prověřeno před děláním definitivních závěrů.

Důležitým faktorem je také volba algoritmu použitého pro tuto registraci. V této práci byl použit algoritmus ICP jakožto poměrně univerzální algoritmus pro registraci mračna bodů, a byla zvolena varianta metriky point-to-plane především na základě její rychlé konvergence, což je důležité především v reálných podmínkách operačního sálu. Bylo by však vhodné otestovat i jiné algoritmy a porovnat jejich výsledky se zde uvedenými výsledky, jelikož u tohoto algoritmu potenciálně může docházet ke konvergenci pouze do lokálního, nikoli globálního minima.

Jak bylo několikrát zmíněno, byla pro ověření přesnosti výsledků této registrace pro každé měření provedena registrace dvakrát; jednou registrace kontrolního modelu na referenční, a podruhé naopak. Vzhledem k tomu, že výsledky z obou registrací se u některých měření lišily více, než bylo očekáváno, bylo by vhodné provést v této oblasti další testování. Konkrétně by bylo vhodné ověřit vliv rozdílu ve výsledcích obou registrací, parametru RMSE a rozdílu v RMSE obou registrací na zjištěné hodnoty, a případně zvážit použití jiných algoritmů.

### 4.3 Využitelnost v praxi

Jak bylo zmíněno v sekci 3.4, algoritmus byl v průběhu vývoje testován v reálných podmínkách operačního sálu. Během těchto přibližně deseti implantací nebyl při běhu programu shledán žádný problém. Při nejbližší příležitosti bude na místě otestována i finální verze algoritmu.

Algoritmus běží dostatečně rychle, aby bylo jeho použití v praxi bezproblémově možné, a z vizualizací lze přímo na operačním sále vidět, ve kterých oblastech pacientovy hlavy vznikly mezi oběma snímky největší rozdíly.

# Kapitola 5

## Závěr

V rámci této práce byl navržen postup pro porovnání dvou 3D snímků hlavy pacienta, kdy první (referenční) snímek byl pořízen bezprostředně po upevnění hlavového prstence stereotaktického systému k hlavě pacienta, a druhý (kontrolní) krátce před zahájením samotné implantace intrakraniálních elektrod. Navržený algoritmus nejdříve provede ko-registraci obou modelů na základě reflexních značek umístěných na hlavovém prstenci, následně oba modely zarovná do ustálené prostorové orientace podle radiologické konvence, spočítá vzdálenost vertexů kontrolního modelu od nejbližších vertexů referenčního modelu a tuto vzdálenost na kontrolním modelu barevně znázorní. Díky této vizualizaci je možné jednoduše zjistit, ve kterých oblastech pacientovy hlavy se oba modely nejvíce liší. Následně je na hlavě pacienta semiautomaticky vybrána oblast zájmu, a je provedena registrace této oblasti zájmu s druhým modelem pomocí algoritmu Iterative Closest Point. Na základě toho je získána rigidní transformace mezi oběma snímky, ze které je možné zjistit údaje o směru případné rotace a translace hlavy pacienta v hlavovém prstenci v období mezi pořízením obou snímků.

Celkem byl postup testován na datech z 26 měření. Byla použita data celkem 25 pacientů (u jednoho z pacientů byly snímky pořizovány během dvou implantací), kteří podstoupili SEEG implantaci v Centru pro epilepsie FN Motol v období let 2021-2024. U jednoho z měření byl identifikován možný posun hlavového prstence.

Algoritmus byl v průběhu vývoje několikrát testován v reálných podmínkách operačního sálu a na základě zpětné vazby dále upravován.



# Bibliografie

- [1] R. S. Fisher, C. Acevedo, A. Arzimanoglou et al., “ILAE Official Report: A practical clinical definition of epilepsy”, *Epilepsia*, roč. 55, s. 475–482, 4 dub. 2014, ISSN: 15281167. DOI: 10.1111/EPI.12550/SUPPINF0. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/epi.12550><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/epi.12550>
- [2] R. S. Fisher, W. V. E. Boas, W. Blume et al., *Epileptic seizures and epilepsy: Definitions proposed by the International League Against Epilepsy (ILAE) and the International Bureau for Epilepsy (IBE)*, dub. 2005. DOI: 10.1111/j.0013-9580.2005.66104.x.
- [3] E. Beghi, *The Epidemiology of Epilepsy*, 2020. DOI: 10.1159/000503831.
- [4] A. T. Berg, S. F. Berkovic, M. J. Brodie et al., “Revised terminology and concepts for organization of seizures and epilepsies: Report of the ILAE Commission on Classification and Terminology, 2005–2009”, *Epilepsia*, roč. 51, s. 676–685, 4 dub. 2010, ISSN: 1528-1167. DOI: 10.1111/J.1528-1167.2010.02522.X. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1528-1167.2010.02522.x><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1528-1167.2010.02522.x><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1528-1167.2010.02522.x>
- [5] A. Fattorusso, S. Matricardi, E. Mencaroni et al., “The Pharmacoresistant Epilepsy: An Overview on Existant and New Emerging Therapies”, *Frontiers in Neurology*, roč. 12, s. 674-483, čvn. 2021, ISSN: 16642295. DOI: 10.3389/FNEUR.2021.674483/BIBTEX. URL: [www.frontiersin.org](http://www.frontiersin.org).
- [6] P. Kwan, A. Arzimanoglou, A. T. Berg et al., “Definition of drug resistant epilepsy: Consensus proposal by the ad hoc Task Force of the ILAE Commission on Therapeutic Strategies”, *Epilepsia*, roč. 51, s. 1069–1077, 6 čvn. 2010, ISSN: 1528-1167. DOI: 10.1111/J.1528-1167.2009.02397.X. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1528-1167.2009.02397.x>

- onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1528-1167.2009.02397.x  
xhttps://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1528-1167.2009.02397.x.
- [7] H. O. Lüders, I. Najm, D. Nair, P. Widdess-Walsh a W. Bingman, *The epileptogenic zone: general principles*, 2006.
- [8] M. Zijlmans, W. Zweiphenning a N. van Klink, *Changing concepts in presurgical assessment for epilepsy surgery*, říj. 2019. DOI: 10.1038/s41582-019-0224-y.
- [9] V. N. Vakharia, J. S. Duncan, J. A. Witt, C. E. Elger, R. Staba a J. Engel, *Getting the best outcomes from epilepsy surgery*, dub. 2018. DOI: 10.1002/ana.25205.
- [10] J. P. Mullin, M. Shriver, S. Alomar et al., “Is SEEG safe? A systematic review and meta-analysis of stereo-electroencephalography-related complications”, *Epilepsia*, roč. 57, s. 386–401, 3 břez. 2016, ISSN: 1528-1167. DOI: 10.1111/EPI.13298. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26899389/>.
- [11] K. J. Miller a A. L. Fine, “Decision-making in stereotactic epilepsy surgery”, *Epilepsia*, roč. 63, s. 2782–2801, 11 lis. 2022, ISSN: 1528-1167. DOI: 10.1111/EPI.17381. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/epi.17381><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/epi.17381><https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/epi.17381>.
- [12] *Integra Radionics CRW Manuál uživatele*, 2007. URL: 22/05/2024<https://www.cardion.cz/file/111/integra-radionics-crw-manual.pdf>.
- [13] “CRW Precision Arc stereotactic system”, URL: <https://www.cardion.cz/file/110/crwprecisionarcbrochure.pdf>.
- [14] Y. Liu, Nick, P. L. Rosin a P. Huber, *3D Imaging, Analysis and Applications, Second Edition*, 2020.
- [15] C. Lane a W. Harrell, “Completing the 3-dimensional picture”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, roč. 133, s. 612–620, 4 dub. 2008, ISSN: 0889-5406. DOI: 10.1016/J.AJODO.2007.03.023.
- [16] A. Peiravi a B. Taabbodi, *A Reliable 3D Laser Triangulation-based Scanner with a New Simple but Accurate Procedure for Finding Scanner Parameters*, 2010. URL: <http://www.americanscience.orgeditor@americanscience.org>.
- [17] M. S. Dizaji, D. K. Harris, B. Kassner a J. C. Hill, “Full-field non-destructive image-based diagnostics of a structure using 3D digital image correlation and laser scanner techniques”, *Journal of Civil Structural Health Monitoring*, roč. 11, s. 1415–1428, 5 lis. 2021, ISSN: 21905479. DOI: 10.1007/s13349-021-00516-6.

- [18] M. Givi, L. Cournoyer, G. Reain a B. J. Eves, “Performance evaluation of a portable 3D imaging system”, *Precision Engineering*, roč. 59, s. 156–165, zář. 2019, ISSN: 0141-6359. DOI: 10.1016/J.PRECISIONENG.2019.06.002.
- [19] “HandySCAN SILVER”, URL: <https://www.schiertechnik.sk/produkty/3d-skenery/3d-skenery/handyscan-silver/>.
- [20] X. Huang, G. Mei, J. Zhang a R. Abbas, “A comprehensive survey on point cloud registration”, břez. 2021. URL: <https://arxiv.org/abs/2103.02690v2>.
- [21] X. Gu, X. Wang a Y. Guo, “A Review of Research on Point Cloud Registration Methods”, sv. 782, Institute of Physics Publishing, dub. 2020. DOI: 10.1088/1757-899X/782/2/022070.
- [22] P. J. Besl a N. D. McKay, “A Method for Registration of 3-D Shapes”, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, roč. 14, s. 239–256, 2 1992, ISSN: 01628828. DOI: 10.1109/34.121791.
- [23] A. Porto, S. M. Rolfe a A. M. Maga, *ALPACA: a fast and accurate approach for automated landmarking of three-dimensional biological structures*, 2021.
- [24] F. Pomerleau, F. Colas, R. Siegwart a S. Magnenat, “Comparing ICP variants on real-world data sets: Open-source library and experimental protocol”, *Autonomous Robots*, roč. 34, s. 133–148, 3 dub. 2013, ISSN: 09295593. DOI: 10.1007/S10514-013-9327-2/FIGURES/13. URL: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10514-013-9327-2>.
- [25] K.-L. Low, *Linear Least-Squares Optimization for Point-to-Plane ICP Surface Registration*, 2004.
- [26] J. Lawrence, J. Bernal a C. Witzgall, “A Purely Algebraic Justification of the Kabsch-Umeyama Algorithm.”, *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, roč. 124, 2019, ISSN: 21657254. DOI: 10.6028/JRES.124.028.
- [27] T. Werner, *Optimalizace: Elektronická skripta předmětu B0B33OPT, verze 5. října 2023*. URL: [https://cw.fel.cvut.cz/b231/\\_media/courses/b0b33opt/opt.pdf](https://cw.fel.cvut.cz/b231/_media/courses/b0b33opt/opt.pdf).
- [28] T. M. Inc., *MATLAB version: 23.2.0.2515942 (R2023b) Update 7*, Natick, Massachusetts, United States, 2023. URL: <https://www.mathworks.com>.
- [29] E. Schreiber, *Kabsch algorithm*, cit. 8.1.2023, 2013. URL: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/25746-kabsch-algorithm>.

- [30] K. hasn39;t forgotten Monica (<https://math.stackexchange.com/users/76513/kuba-hasnt-forgotten-monica>), *Calculate Rotation Matrix to align Vector A to Vector B in 3D?*, Mathematics Stack Exchange, URL:<https://math.stackexchange.com/q/897677> (version: 2018-09-12). eprint: <https://math.stackexchange.com/q/897677>. URL: <https://math.stackexchange.com/q/897677>.
- [31] O. Gal, *fit\_ellipse*, cit. 16.4.2023, 2003. URL: [https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/3215-fit\\_ellipse](https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/3215-fit_ellipse).
- [32] T. M. Inc., *Computer Vision Toolbox version: 23.2 (R2023b)*, Natick, Massachusetts, United States, 2023. URL: <https://www.mathworks.com>.