



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

AUTOMATICKÉ ZAROVNÁNÍ CT SKENU HLAVY

AUTOMATIC ROTATIONAL ALIGNMENT OF HEAD CT SCANS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Inna Karmazinová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Roman Jakubiček

BRNO 2020



Diplomová práce

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

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Inna Karmazinová

ID: 186665

Ročník: 2

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Automatické zarovnání CT skenu hlavy

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte anatomii hlavy a anatomicky význačné oblasti pro definování mid-sagitální a orbitomeatální roviny pro stanovení rotačních úhlů vedoucích k radiologickému zarovnání CT skenu hlavy. 2) Provedte rešerši odborných vědeckých prací na danou problematiku a nastudujte možnosti zpracování obrazů a dostupné algoritmy. 3) Na základě provedené rešerše navrhněte vhodné postupy pro nalezení rotačních úhlů vedoucích k zarovnání hlavy s ohledem na pozice anatomicky význačných oblastí. 4) Implementujte navržený algoritmus ve vhodném programovém prostředí. Na části dostupné databáze proveďte prvotní vyhodnocení úspěšnosti. 5) Manuálně anotujte dostupnou databázi a proveďte vhodné statistické zhodnocení úspěšnosti navrženého algoritmu. S ohledem na stanovenou úspěšnost navrhněte úpravy algoritmu a optimalizujte parametry. 6) Vhodně interpretujte a diskutujte dosažené výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ALTWAIJRY, Hani, et al. Learning to Detect and Match Keypoints with Deep Architectures. In: BMVC. 2016.

[2] KALAVATHI, P.; SENTHAMILSELVI, M.; PRASATH, V. Review of computational methods on brain symmetric and asymmetric analysis from neuroimaging techniques. Technologies, 2017, 5.2: 16.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 29.5.2020

Vedoucí práce: Ing. Roman Jakubiček

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Práce se zabývá automatickým zarovnáním CT skenu hlavy. V současné době je zarovnávání prováděno manuálně zaškoleným personálem, tento proces je však časově náročný, a tak existuje snaha o zautomatizování tohoto procesu. V prostředí MATLAB byly navrženy a implementovány dvě metody pro zarovnání CT skenu hlavy v axiální a koronální rovině využívající bilaterální symetrie hlavy. Dále byla vytvořena metoda pro zarovnání sagitální roviny s využitím CG-TOB referenční přímky pro detekci rotačního úhlu. Tyto přístupy byly otestovány a validovány na databázi manuálně anotovaných CT skenů hlavy.

KLÍČOVÁ SLOVA

CT, korelace, rohový detektor, rotační úhel, skeletonizace, sken hlavy, zarovnání

ABSTRACT

The aim of this thesis is automatic alignment of head CT scan. Currently, the alignment is performed manually by an expert, however this process is time consuming. Therefore, methods for automatization of this process are being developed. Two algorithms for alignment in axial and coronal plane were designed based on bilateral symmetry of head. Following an algorithm for alignment in sagittal plane which uses CG-TOB reference line for rotation angle detection. Algorithms were implemented in MATLAB and tested and validated using a database of manually annotated head CT scans.

KEYWORDS

alignment, correlation, corner detector, CT, head scan, rotation angle, skeletonization

KARMAZINOVÁ, Inna. *Automatické zarovnání CT skenu hlavy*. Brno, 2020, 73 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Ing. Roman Jakubíček.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Automatické zarovnání CT skenu hlavy“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

Brno

.....

podpis autorky

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu diplomové práce panu Ing. Romanu Jakubíčkoví. za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	11
1 Anatomie a CT vyšetření hlavy	12
1.1 Základní roviny těla	12
1.2 Anatomie hlavy	12
1.3 CT vyšetření hlavy	15
1.4 Rotační úhly hlavy	16
1.5 Radiologické zarovnání CT skenu hlavy	16
2 Metody pro zarovnání skenu hlavy	19
2.1 Nalezení mid-sagitální roviny	19
2.2 Nalezení referenční přímkky v mid-sagitální rovině	20
3 Metody zpracování obrazů	22
3.1 Segmentace obrazu	22
3.2 Hranové a rohové detektory	24
3.3 Lícování obrazů	26
3.4 Skeletonizace	27
4 Návrh algoritmu	30
4.1 Nalezení rotačního úhlu v axiální a koronální rovině	30
4.2 Zarovnání sagitální roviny	34
5 Programové řešení	36
5.1 Zarovnání hlavy na střed	36
5.2 Detekce rotačního úhlu v axiální a koronální rovině s využitím korelační analýzy	38
5.3 Detekce rotačního úhlu v axiální a koronální rovině s využitím rohového detektoru	42
5.4 Detekce rotačního úhlu v sagitální rovině	43
6 Vyhodnocení	48
6.1 Vyhodnocení prvního přístupu	48
6.2 Vyhodnocení druhého přístupu	49
6.3 Porovnání výsledků z obou metod	50
6.4 Kombinace obou přístupů pro zarovnání	55
6.5 Zobrazení výsledků	57
Závěr	62

Literatura	64
Seznam příloh	70
A Zobrazení výsledků zarovnání CT skenu	71
A.1 CT sken hlavy 1	71
A.2 CT sken hlavy 2	72
A.3 CT sken hlavy 3	73

Seznam obrázků

1.1	Základní roviny lidského těla	12
1.2	Popis axiálního CT skenu	14
1.3	Jámy lebeční v sagitálním řezu	14
1.4	2D řezy hlavy v různých rovinách	16
1.5	Úhly rotace hlavy	16
1.6	Referenční přímka podle Weisse	17
1.7	Referenční přímka TS-OP	18
2.1	Referenční přímka CG-TOB v mid-sagitální rovině	21
3.1	Histogram obrazu pro prahování	23
3.2	Gradient v okolí rohu	25
3.3	Příklad skeletonizace	28
3.4	Voronoiův diagram	29
4.1	Znázornění středové souměrnosti 2D řezu hlavy při rotaci	30
4.2	Zjednodušené schéma pro nalezení rotačního úhlu v axiální rovině	32
4.3	Zjednodušené schéma pro nalezení rotačního úhlu v koronální rovině	33
4.4	Zjednodušené schéma pro nalezení rotačního úhlu pomocí rohového detektoru	34
4.5	Nezarovnaný a zarovnaný sken hlavy v sagitální rovině	34
4.6	Zjednodušené schéma pro zarovnání mid-sagitální roviny	35
5.1	Znázornění vhodného řezu pro zarovnání hlavy na střed	36
5.2	Entropie a počet bílých pixelů všech řezů	37
5.3	Znázornění elipsy pro zarovnání snímku na střed	38
5.4	Hranová reprezentace obrazu	38
5.5	Hranová reprezentace obrazu a převrácený vzor	40
5.6	Získané rotační úhly 2θ pro všechny řezy	41
5.7	Vybrané řezy s význačnými body získanými pomocí Harrisova rohového detektoru	43
5.8	Projekce řezů v sagitální rovině	44
5.9	Skeleton lebky	44
5.10	Skeleton binární reprezentace lebky různých pacientů	45
5.11	Detekce bodu rozvětvení a definování oblasti zájmu pro CG	46
5.12	Detekovaná <i>crista galli</i>	46
5.13	Detekovaná <i>crista galli</i> a konec týlní kosti	47
6.1	Odchytky od referenčních rotačních úhlů získané první metodou	49
6.2	Odchytky od referenčních hodnot rotačních úhlů získané druhou metodou	50
6.3	Porovnání absolutních odchylek od referenčních úhlů v axiální rovině	52

6.4	Porovnání absolutních odchylek od referenčních úhlů v koronální rovině	53
6.5	Porovnání absolutních odchylek od referenčních úhlů v sagitální rovině	54
6.6	Znázornění rotace skenu o 1°	55
6.7	Kombinace výsledků obou metod	56
6.8	Porovnání absolutních odchylek od referenčních úhlů navržených metod a jejich kombinace	57
6.9	Zobrazení výsledků 1	58
6.10	Zobrazení skenu po zarovnání 1	58
6.11	Zobrazení výsledků 2	59
6.12	Zobrazení skenu po zarovnání 2	60
6.13	Zobrazení výsledků 3	60
6.14	Zobrazení skenu po zarovnání 3	61
A.1	Zobrazení výsledků 1	71
A.2	Zobrazení skenu po zarovnání 1	71
A.3	Zobrazení výsledků 1	72
A.4	Zobrazení skenu po zarovnání 1	72
A.5	Zobrazení výsledků 1	73
A.6	Zobrazení skenu po zarovnání 1	73

Seznam tabulek

6.1	Vyhodnocení první metody zarovnání skenu	48
6.2	Vyhodnocení druhé metody zarovnání skenu	50
6.3	Odchyly získaných úhlů od referenčních hodnot	51
6.4	Srovnání průměrných absolutních odchylek	56

Úvod

Vyšetření hlavy pomocí výpočetní tomografie (CT) se využívá především při akutních stavech jako jsou cévní mozková příhoda nebo trauma. Další indikací k vyšetření může být diagnostika nádorových nebo vaskulárních onemocnění. Nevýhodou této metody je však dávka rentgenového záření, kterému je pacient během vyšetření vystaven. I přesto je často výhodnější vyšetření a s ním spojená rizika podstoupit. CT vyšetření může být také doplněno vyšetřením pomocí magnetické rezonance (MR) a oba skeny hlavy tak mohou být porovnány pro získání více informací. V současné době jsou však skeny hlavy z CT a MR v sagitální rovině zarovnané podle odlišných referenčních přímk, které nejsou vzájemně paralelní, což komplikuje jejich vzájemné porovnání.

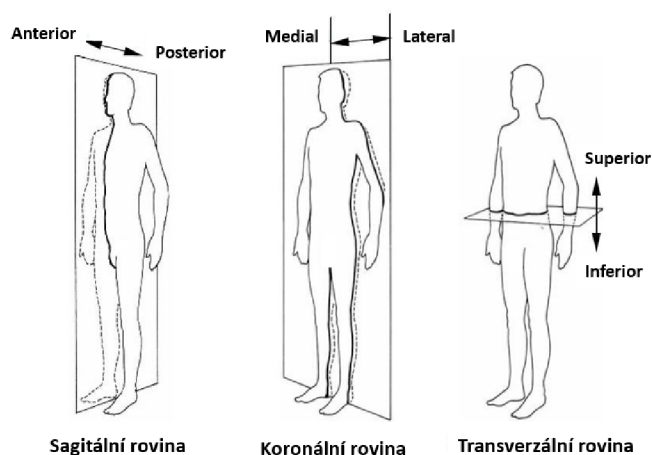
Správné zarovnání CT skenu hlavy je důležité pro následný popis anatomických struktur a jejich zhodnocení. I přesto, že již před samotnou akvizicí dochází k zarovnání hlavy pacienta na lehátku přístroje výpočetní tomografie, tak v některých osách může i tak dojít k nežádoucí rotaci, ať už vlivem pohybu pacienta nebo jeho omezeným rozsahem pohybu. To má za následek to, že v rovinách, které jsou využívány pro popis CT skenů, nejsou anatomické struktury levé a pravé poloviny hlavy symetrické, přičemž právě symetrie obou polovin je jedním z hodnotících faktorů při analýze skenu hlavy. Zároveň je správné zarovnání důležité pro porovnání snímků jednoho pacienta z více zobrazovacích metod. Z toho důvodu je nutné, aby byl CT sken hlavy expertem zarovnán v axiální, koronální a sagitální rovině, což je vzhledem k velkému počtu vyšetření časově náročné.

Cílem práce je vytvoření metody pro automatické zarovnání CT skenu hlavy, která by nahradila nutné zarovnání skenu expertem. V teoretické části je popsána anatomie a CT vyšetření hlavy, dále jsou v literární rešerši popsány metody vedoucí k nalezení mid-sagitální roviny a její rotace a metody zpracování obrazů. V praktické části jsou navrženy a implementovány v prostředí MATLAB dvě metody pro detekci rotačních úhlů hlavy v axiální a koronální rovině využívající bilaterální symetrie hlavy a dále metoda pro zarovnání sagitální roviny s využitím referenční přímky. Navržené metody jsou dále srovnány a vyhodnoceny.

1 Anatomie a CT vyšetření hlavy

1.1 Základní roviny těla

Lidské tělo lze pro snazší popis a orientaci rozdělit do několika rovin. Popis rovin vychází ze základního anatomického postavení, kterým je vzpřímený stoj, hlava směřuje dopředu a horní končetiny jsou podél trupu s dlaněmi otočenými dopředu. V této poloze rozlišujeme střední neboli mediální rovinu, která prochází středem těla tak, že jej svisle rozděluje na dvě symetrické poloviny. Všechny roviny rovnoběžné s mediální rovinou označujeme jako sagitální. Roviny, které při vzpřímeném stoji prochází tělem horizontálně a kolmo na střední rovinu jsou roviny transverzální. Poslední základní rovinou je rovina frontální neboli koronální, která prochází tělem v základním postavení svisle a je kolmá na roviny sagitální i transverzální, tato rovina rozděluje tělo na přední a zadní část. Roviny lidského těla jsou znázorněné na obr. 1.1. [1]



Obr. 1.1: Základní roviny lidského těla, převzato a upraveno z [2]

1.2 Anatomie hlavy

1.2.1 Lebka

Lebku (*cranium*) dělíme na část obličejovou (*splanchocranium*) a část mozkovou (*neurocranium*). Splanchocranium tvoří tvar lebky, patří sem horní a dolní čelist, kosti lícní, kosti patrové, jazyka a také sluchové kůstky.

Horní čelist - *maxilla* je párová kost a jedná se o největší kost splanchocrania. Dělí se na tělo *corpus maxillae* a výběžky, které zasahují do okolních kostí. Tělo dále

dělíme na 4 plochy *facies anterior*, *facies infratemporalis*, *facies orbitalis* a *facies nasalis*. *Facies anterior* a *facies orbitalis* tvoří část povrchu očnice.

Dolní čelist - *mandibula* je nepárová kost tvořena tělem *corpus mandibulae* a dvěma rameny *rami mandibulae*, jejichž zakončení se skládá ze dvou výběžků - většího kloubního *processus condylaris* a menšího - *processus coronoideus* upínající se na spánkový sval. *Fossa mandibularis* slouží ke spojení dolní čelisti se zbylou částí lebky. [3]

Lícni kost - *os zygomaticum* spojuje splanchocranium se stěnou neurocrania. Tvoří část spodního okraje povrchu očnice. Spojením lícni kosti s kostí spánkovou vzniká jařmový oblouk.

Patrová kost - *os palatinum* je párová kost složena ze dvou horizontálních lamel.

Mezi kosti neurocrania patří kost týlní, kost spánková, kost klínová, kost sklaní, kost čichová, kost čelní, kost temenní, kost slzní, kost nosní a kost radličná.

Kost týlní - *os occipitale* tvoří zadní stěnu mozkovny. *Foramen magnum* je velký týlní otvor nacházející se uprostřed báze kosti týlní, spojuje lebeční dutinu s páteřním kanálem a umožňuje tak průchod prodloužené míchy a cév do páteře. Na kosti týlní rozlišujeme *pars basilaris*, *partes laterales* a *squama occipitalis* - šupina kosti týlní.

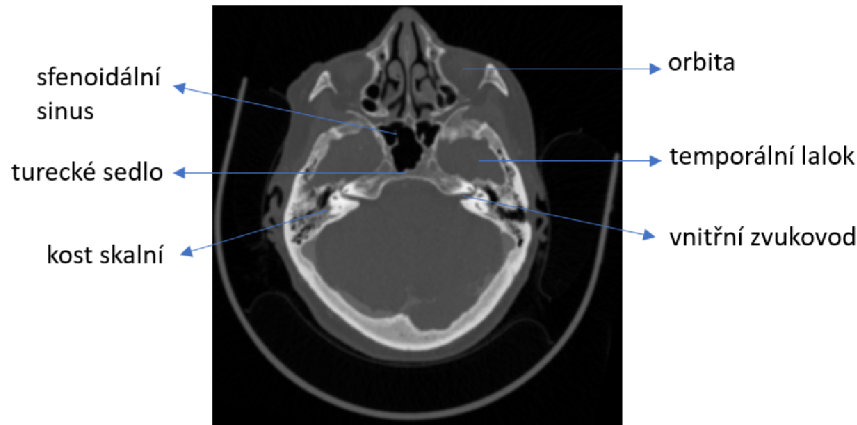
Kost klínová - *os sphenoidale* se dělí na tělo *corpus ossis sphenoidalis* a na tři páry výběžků. Duté otvory v klínové kosti se nazývají *sinus sphenoidales* a tvoří vedlejší nosní dutiny (*sinus paranasales*) oddělené sagitální přepážkou. Prohlubeň *fossa hypophysialis* se nachází na horní straně těla na straně směřující do mozkové části lebky. Jedná se o jamku pro uložení hypofýzy, bývá označována jako turecké sedlo *sella turcica* (Obr. 1.2). Na kosti klínové dále rozdělujeme malá křídla (*alae minores*), velká křídla (*alae majores*) a křídlové výběžky (*processus pterygoidei*).

Spánková kost - *os temporale* je párová kost složité struktury. Nachází se zde kost skalní (Obr. 1.2), která bývá někdy označována i jako samostatná kost. Součástí kosti skalní je kostěný labyrint (*labyrinthus osseus*), bradavkovitý a bodcovitý výběžek. Další část spánkové kosti se nazývá *facies ventrobasis*, který obsahuje středoušní dutinu (*cavitas tympanica*). Šupina spánkové kosti (*pars squamosa*) je spojena s kostmi do šupinového švu (*sutura squamosa*), ze kterého vybíhají výběžky tvořící jařmový oblouk a čelistní kloub.

Čelní kost - *os frontale* je párová kost klenby lebeční. Na šupině čelní kosti (*squama frontalis*) se nachází párové hrboly *tubera frontalia* a nadočnicové oblouky *arcus superciliares*.

Kost temenní - *os parietale* je stejně jako čelní kost párová kost klenby lebeční, tvoří temeno hlavy.

Očnice - *orbita* (Obr. 1.2) je tvořena spojením několika kostí neurocrania a splanchocrania - *os sphenoidale*, *os palatinum*, *os maxillae*, *os zygomaticum*, *os frontale*, *os lacrimale* a *os ethmoidale*. Jedná se o prohlubeň vyplněnou očním bulbem. [3]



Obr. 1.2: Popis vybraných anatomických struktur axiálního CT skenu

Lebku můžeme anatomicky rozdělit na několik částí - klenbu lebeční (*calva*), dutinu lebeční (*cavitas cranii*) a spodinu lebeční (*basis cranii*). Klenba lebeční je tvořena kostí čelní, týlní, spánkovou a temenní. Klenba je charakteristická tvarem obrácené misky. Spodinu lebeční můžeme podle pohledu na lebku rozdělit na vnitřní *basis cranii interna* a vnější *basis cranii externa*. *Basis cranii interna* se nachází pod *calvou*. Jedná se o prostor, kde je uložen mozek. Tento prostor můžeme rozdělit na tři jámy lebeční (Obr. 1.3) - přední *fossa cranii anterior*, střední *fossa cranii media* a nejhlubší a největší zadní *fossa cranii posterior*. V sagitálních řezech lze jámy lebeční rozeznat i podle jejich umístění, přední jáma se nachází nejvýše a zadní nejniž. Ve středu *fossa cranii anterior* se nachází *crista galli*, která vystupuje z čichové kosti, upíná se zde *falx cerebri* duplikatura tvrdé pleny mozkové *dura mater*, která rozděluje obě mozkové hemisféry. Mezi výrazné struktury *fossa cranii media* patří *fossa hypophysialis* a *dorsum sellae* ve středu jámy a *sulcus sinus petrosi superioris* vystupující z kosti sklaní, který rozděluje střední a zadní jámu lebeční. V zadní jámě lebeční dominuje *foramen magnum*. [3]



Obr. 1.3: Jámy lebeční v sagitálním řezu

1.2.2 Mozek

Mozek - *cerebrum* se nachází v lebeční dutině. Skládá se z mozkového kmene (*truncus encephali*), mozečku (*cerebellum*), mezimozku (*diencephalon*) a koncového mozku (*telencephalon*). Mozkový kmen je fylogeneticky nejstarší strukturou mozku, skládá se z prodloužené míchy, Varolova mostu a středního mozku. Prodloužená mícha vychází ze hřbetní míchy a prostupuje přes *foramen magnum*. Varolův most je pokračováním prodloužené míchy a dále přechází ve střední mozek. Střední mozek je nejmenší oddíl mozku, nachází se pod hemisférami koncového mozku. Skrz střední mozek prochází *aqueductus mesencephali* kanálek obsahující mozkomíšní mok. [3]

Mozeček *cerebellum* leží v zadní jámě lebeční. Skládá se ze dvou symetrických polokoulí oddělené mozečkovým červem (*vermis cerebelli*). Vnitřní část mozečku tvoří bílá hmota mozková, povrch je tvořen šedou hmotou mozkovou.

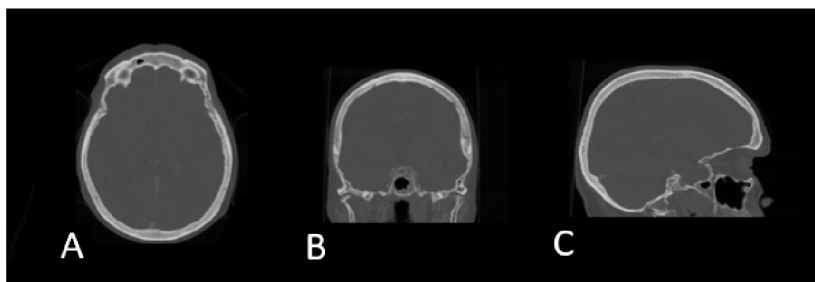
Mezimozek - *diencephalon* se skládá z *hypothalamu*, *subthalamu*, *metathalamu*, *thalamu* a *epithalamu*. Nachází se mezi hemisférami koncového mozku a navazuje na mozkový kmen. *Thalamus* se skládá ze dvou symetrických oválných těles. Tvoří zadní část mezimozku s *epithalamem*, na kterém se nachází epifýza. *Hypothalamus* leží pod thalamem, ze kterého ve spodní části vychází hypofýza.

Koncový mozek - *telencephalon* je největší část mozku a je rozdělen na dvě hemisféry, mezi kterými se nachází mozková štěrbina (*fissura longitudinalis cerebri*). Hemisféry jsou spojené kalózním tělesem *corpus callosum*, který zajišťuje jejich komunikaci. Povrch mozku je tvořen šedou hmotou a tvoří mozkovou kůru, vnitřní část je tvořena bílou hmotou. [3]

1.3 CT vyšetření hlavy

Výpočetní tomografie (CT) se pro zobrazení hlavy využívá především u traumatických stavů hlavy a mozku. Výhodou je zobrazení kostních struktur a rychlost vyšetření (desítky vteřin oproti desítkám minut u vyšetření magnetickou rezonancí). Nevýhodou CT je však dávka ionizujícího záření. CT vyšetření se také upřednostňuje oproti magnetické rezonanci pro zobrazení obličejových dutin. [4]

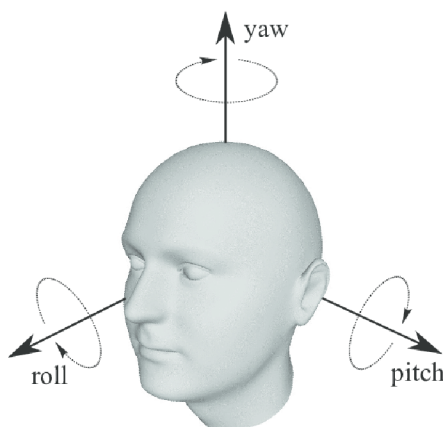
V současné době se nejvíce využívá klasického transverzálního zobrazení řezů (axiální rovina) (Obr. 1.4 A), pro vyšetření hypofýzy a obličejových dutin je však možné využít takzvaných částečně přímých koronálních řezů (Obr. 1.4 B), které získáme záklonem hlavy pacienta. Jednotlivé roviny lze i rekonstruovat, například rekonstrukce v sagitální rovině (Obr. 1.4 C) je používána pro analýzu kosti nazofrontálního přechodu, stropu etmoidů nebo tureckého sedla. Rekonstrukce v koronální rovině se nejčastěji používá v případě, kdy pacient není schopen záklonu hlavy. [4][5]



Obr. 1.4: Zobrazení 2D řezů hlavy v axiální, koronální a sagitální rovině

1.4 Rotační úhly hlavy

Pro zarovnání hlavy lze definovat tři osy otáčení (obr. 1.5), deviace v transverzální (axiální rovině) popisuje vertikální osa otáčení tzv. roll angle, deviaci ve frontální rovině popisuje sagitální osa otáčení a definuje ji tzv. yaw angle a deviaci v sagitální rovině popisuje frontální osa otáčení a tzv. pitch angle [6].



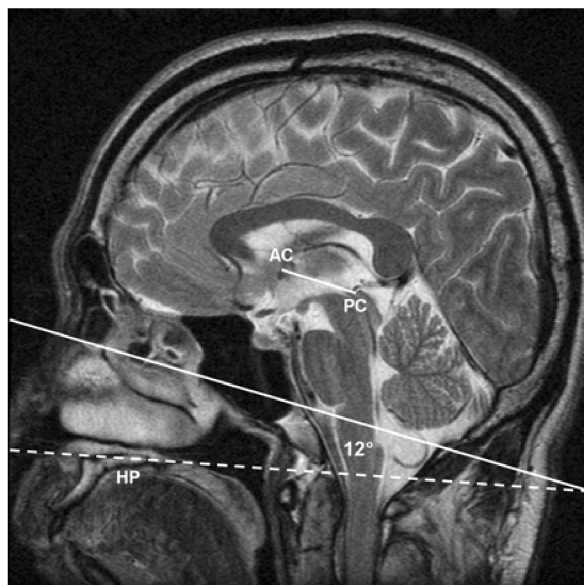
Obr. 1.5: Úhly rotace hlavy (převzato z [7])

1.5 Radiologické zarovnání CT skenu hlavy

Jako referenční rovina pro zarovnání axiálních projekcí snímků hlavy se využívá takzvané AC-PC přímky, která je definována v sagitální rovině. Jako referenční přímka se používá od roku 1988, kdy byla popsána Talarachem [8]. Jedná se o přímku, která prochází přes vrchní hranu *anterior commissure* a spodní hranu *posterior commissure*. Pro CT snímky je však zarovnání podle této referenční přímky většinou nevhodné, protože struktury mozku nejsou tak dobře viditelné jako například při

zobrazení pomocí magnetické rezonance (MR). Jako referenční přímkou pro CT se tak využívá orbitomeatální přímkou (OML), která prochází vnější očním koutkem a středem vnějšího zvukovodu [9]. OML lze určit podle vnějších struktur hlavy, ale její poloha vůči vnitřním strukturám lebky a mozku není konzistentní. Nalezení správné referenční přímkou je důležité především pro porovnání snímků z různých modalit. OML a AC-PC přímkou však nejsou navzájem paralelní, což je problémem především při porovnávání snímků z MR a CT, kdy jsou snímky snímány pod odlišným úhlem.

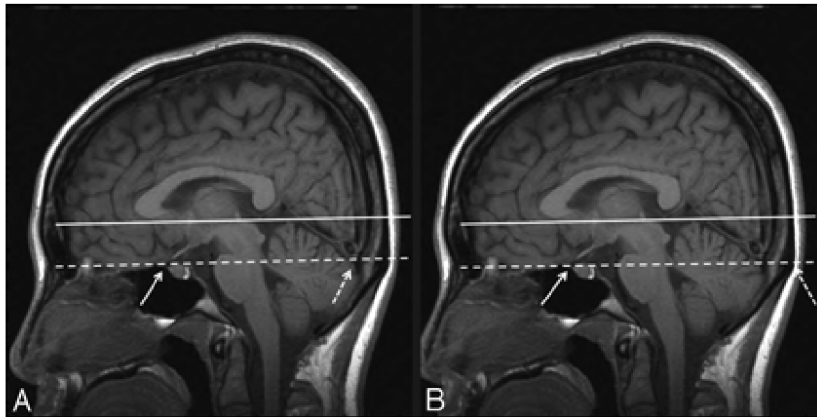
Pro lepší porovnání snímků z CT a MR vzniklo několik nových referenčních přímkou jako například referenční přímkou, která prochází přes horní tvrdé patro a následně je nakloněna o 12° , čímž by měla vzniknout přímkou téměř paralelní k AC-PC přímkou [10]. Nevýhodou této referenční přímkou je však to, že horní tvrdé patro je vzdálené od struktur popisující AC-PC přímkou a také již nepatří do intrakraniální dutiny. Přímkou je znázorněna na obr. 1.6, kde je přerušovanou čarou znázorněna přímkou procházející horním tvrdým patrem (HP), rotací o 12° je získána popisovaná referenční přímkou, dále je na obrázku také znázorněna AC-PC přímkou.



Obr. 1.6: Alternativní referenční přímkou - rotovaná přímkou procházející horním tvrdým patrem o 12° (převzato z [10])

Další alternativní referenční přímkou je TS-OP přímkou, která spojuje *tuberculum sellae* a vnější (EOP) nebo vnitřní (IOP) týlní výběžek [9]. Autoři porovnávali úhly mezi AC-PC a OML přímkami a AC-PC a nově navrženými TS-OP přímkami. Výsledkem bylo, že změřený úhel mezi přímkami TS-OP a AC-PC byl u pozorovaných pacientů menší než úhel mezi přímkami OML a AC-PC. A při následném porovnání těchto snímků zarovnaných podle nové referenční přímkou se snímky z MR, byla tato

TS-OP přímka více paralelní k AC-PC přímce než původní OML. Na obr. 1.7 je znázorněna TS-EOP na části A a TS-IOP na části B, plnou čarou je znázorněna AC-PC přímka.



Obr. 1.7: Alternativní referenční přímka - TS-OP přerušovaně (převzato z [9])

Na obrázku 1.7 vlevo (A) je plnou čarou znázorněna AC-PC přímka, přerušovaně je znázorněna alternativní referenční přímka TS-EOP, na obrázku vpravo (B), je plnou čarou znázorněna AC-PC přímka a přerušovaně je znázorněna referenční přímka TS-IOP. Obě referenční přímky TS-EOP i TS-IOP jsou téměř paralelní k AC-PC přímce.

2 Metody pro zarovnání skenu hlavy

Skeny hlavy nám poskytují informace o anatomických strukturách. U zobrazování hlavy je porovnávána většinou symetrie obou polovin v axiálních a koronálních řezech, případně asymetrie, díky které lze identifikovat abnormální nález. Kvůli špatné rotaci nebo posunu hlavy pacienta během akvizice je následná analýza snímků náročnější, protože jednotlivé symetrické struktury se při nesprávné rotaci nenachází ve stejných řezech.

2.1 Nalezení mid-sagitální roviny

Nalezení, respektive odhad mid-sagitální roviny je stěžejní pro zarovnání skenu hlavy, kdy je potřeba tuto rovinu definovat a správně vycentrovat. Existují dva hlavní směry, které vedou k definování této roviny. Prvním je detekce *falx cerebri* a *fissura longitudinalis cerebri*, které rozdělují levou a pravou mozkovou hemisféru, druhý směr je založený na nalezení takové roviny, která maximalizuje podobnostní kritérium obou polovin.

První zmíněný, jelikož se jedná o detekci měkkých tkáních mozku, je vhodný pro snímky z MR. Již existující algoritmy využívají toho, že fisura se ve snímcích jeví jako přímka, kterou lze detekovat. Brummer navrhl metodu využívající Houghovy transformace [11] pro nalezení přímky v axiálním a koronálním řezu [12]. Nejprve je pro hranovou detekci použit Sobelův konvoluční operátor, následováním ztenčováním pomocí logistické eroze. Poté je fisura detekována v každém 2D řezu a po transformaci, která imituje 3D Houghovu transformaci, je získána rovina popisující longitudinální fisuru. Algoritmus je robustní, problém nastává v místech, kde fisura není planární.

Další metoda využívá segmentaci fisury opět v každém 3D řezu pomocí „snakes“ a pomocí ortogonální regrese je získána 3D rovina [13]. Obecně algoritmy detekující pouze fisuru mezi hemisférami selhávají v případě, že má fisura nějaké zakřivení nebo deviace a většinou neberou v potaz celkovou symetrii hlavy.

Algoritmy založené na bilaterální symetrii hlavy lze využít pro více modalit MR, CT, PET i SPECT [14]. Metoda podle Rupperta nejdříve provádí hranovou detekci a tato hranová reprezentace obrazu je korelována se svým převráceným obrazem [15]. Korelační koeficient je spočítán pro každý řez z axiální a koronální roviny. Úhel, pro který je korelační koeficient v každé rovině největší je využit pro získání mid-sagitální roviny. Pro snížení výpočetní náročnosti je korelace počítána nejdříve pro podvzorkovaný obraz s faktorem 4, poté s faktorem 2 a až poté pro získání finálního úhlu je použit originální obraz.

Další metoda využívá detekci homologních struktur, které se nachází na levé i pravé straně mozku [16]. Homologní struktury jsou nejdříve detekovány v levé i pravé části hlavy (mozku), poté jsou stejné struktury detekovány v převrácených snímcích pomocí pružné registrace. Výsledná rovina je získána pomocí minimalizace kritéria s využitím metody nejmenších čtverců. Tato metoda byla vyhodnocena především pro skeny z MR, kde byly jako homologní struktury využity měkké tkáně mozku. Prezentovali však i výsledky z několika skenů z CT, SPECT a PET, kde byly naopak jako struktury využity kosti.

Poslední zmíněná metoda je založena na stanovení přímky popisující mid-sagitální rovinu, která je matematicky popsána čtyřmi koeficienty, pomocí nich jsou následně počítány úhly v axiální a koronální rovině [17]. Využívá opět nejdříve hranový detektor a poté počítá korelační koeficient, avšak oproti [15], je korelační koeficient počítán pouze v axiální rovině. Tímto způsobem je získán první úhel pro axiální rovinu a první dva koeficienty popisující mid-sagitální rovinu, následně je každý řez axiální roviny otočen o získaný úhel a v každém řezu je stanoven posun od středu. Vzhledem k tomu, že axiální a koronální roviny jsou na sebe kolmé, tak posuny od středu v každém axiálním řezu lineárně klesají nebo stoupají podle úhlu natočení v koronální rovině. Díky lineární regresi těchto posunů ve všech řezech, je získán druhý úhel v koronální rovině a poslední dva koeficienty popisující mid-sagitální rovinu.

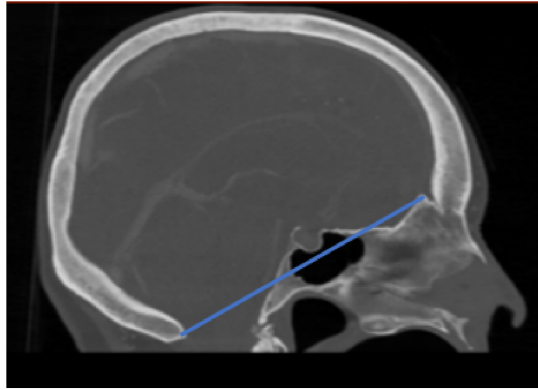
Algoritmy založené na bilaterální symetrii jsou citlivé na asymetrii a jsou často výpočetně náročnější a je tak potřeba zvolit jiný optimalizační přístup.

2.2 Nalezení referenční přímky v mid-sagitální rovině

Pro zjištění rotace v mid-sagitální rovině je potřeba detekovat referenční přímku a zjistit její natočení. Nalezení AC-PC přímky definované Talairachem [8] poskytuje dostatek informací ke zjištění rotace v mid-sagitální rovině, je však obtížné detekovat struktury *anterior commissure* a *posterior commissure*. Další referenční přímky jsou zmíněné v kapitole 1.5. Většina již existujících algoritmů provádějí detekci referenční přímky na datech z MR a využívají AC-PC přímku [18][19]. Tato přímka definovaná pomocí měkkých struktur mozku není vhodná pro data z CT, protože měkké struktury v CT datech nemají dostatečný kontrast.

Metoda pro zjištění rotace v mid-sagitální rovině podle článku [20] je použita na datech z MR, ale využívá ke stanovení rotace přímku, která spojuje kostní struktury *crista galli* a konec (špičku) kosti týlní. Tyto dvě struktury jsou v obraze detekovány pomocí aktivních kontur (ASM) [21], které segmentují lebku a kostní struktury. Nejdříve je detekována *crista galli* přímo z ASM a konec týlní kosti je získán tak, že je nalezena nejkonvexnější část týlní kosti a okraj lebky a poté, pomocí

trasování podél okraje lebky, je nalezen konec týlní kosti. Tato referenční přímka je zobrazena na CT snímku na obr. 2.1.



Obr. 2.1: Znázornění CG-TOB referenční přímky (modře) na CT snímku v mid-sagitální rovině

3 Metody zpracování obrazů

3.1 Segmentace obrazu

Segmentace obrazu je klíčová pro získání jednotlivých objektů nacházejících se v obraze, v medicínských datech se nejčastěji jedná o segmentaci různých orgánů, tkání nebo kostí. Existuje velké množství různých metod pro segmentaci obrazu a neexistuje přesně definovaný nejlepší postup, pro každý případ může být vhodnější jiná metoda. Některé metody jsou používány globálně na celý obraz, jiné dosahují lepších výsledků při použití lokálně. Dále budou zmíněny vybrané metody pro segmentaci obrazu založené na homogenitě obrazu a hranové detekci. [22]

Metoda segmentace pomocí narůstání oblastí je jedna z nejstarších metod segmentace, je založena na homogenitě jednotlivých regionů, které je potřeba segmentovat. Nejdříve je v každém regionu zvolen pixel, který tvoří semínko a následně jsou k semínku spojovány další okolní pixely, které splňují předem definované kritérium podobnosti. Parametrem definující daný region může být intenzita, lokální rozptyl nebo průměr, atd. Semínko může být zvoleno interaktivně například uživatelem nebo stochasticky. Okolí semínka je tedy porovnáváno s definovaným parametrem a v případě, že okolní pixel splňuje podmínku podobnosti, je tento pixel přidán do daného regionu. Tato metoda poskytuje dobré výsledky segmentace, umožňuje porovnávat více různých podobnostních parametrů, nevýhodou této metody je však výpočetní náročnost [23]. [22]

Další metodou, která je založena na homogenitě regionů je metoda spojování oblastí. Jedná se opět o metodu, která porovnává podobnostní parametr, tentokrát je však tento podobnostní parametr počítán pro malé homogenní regiony, které jsou v případě splnění podmínky spojeny. Segmentace končí ve chvíli, kdy již není možné spojit žádné další regiony. Tato metoda je závislá na počátečním zvolení malých homogenních oblastí a na pořadí, ve kterém jsou analyzovány. [22]

Segmentace založena na hranové detekci využívá hranic, které tvoří jednotlivé segmenty obrazu. Výsledkem této segmentace jsou uzavřené křivky, kde vnitřní plocha křivek tvoří segmentovanou oblast. Hrana jednotlivých segmentů je definována jako prudká změna parametru obrazu, většinou jasové hodnoty. [22]

Hranové detektory lze rozdělit do dvou hlavních skupin, první skupinou jsou detektory založené na gradientu první derivace - Sobelův, Prewittův a Robertsův filtr, druhou skupinou jsou detektory založené na průchodu nulou ve druhé derivaci. [24]

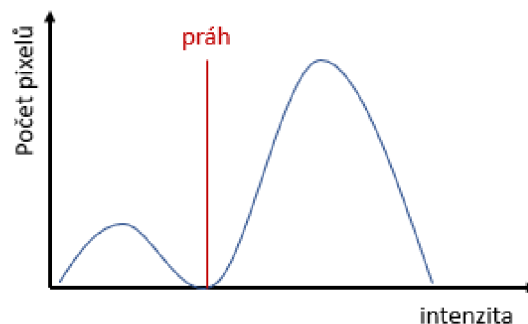
Výstupem těchto hranových detektorů je hrubá hranová reprezentace, kterou je potřeba dále upravit pro získání hranic segmentů. Základními postupy pro získání finální hranové reprezentace pro segmentaci je ztenčování okrajů, odstranění falešných hran způsobených šumem a spojování hran, které tvoří hranice segmentu. [22]

3.1.1 Prahování

Prahování patří mezi metody segmentace založené na vybraném parametru, tyto metody využívají homogenity jednotlivých komponent (segmentů) obrazu a předpokládají, že tyto jednotlivé oblasti jsou homogenní vzhledem ke zvolenému parametru, kterým jsou charakterizovány. Jako parametr může být v nejjednodušším případě zvolena intenzita pixelu nebo i vektor parametrů.

Segmentační metoda využívající intenzity pixelů je založena na stanovení prahu pro jednotlivé třídy objektů. Tuto metodu je vhodné použít pouze v případě, kdy jsou jednotlivé objekty přesně definovány stupni šedi a nedochází ke změně intenzity pixelů vlivem okolí např. nasvícením scény, a tak CT data, kde jsou jednotlivé struktury charakterizovány CT číslem, jsou vhodná pro tuto metodu segmentace. Prahování lze rozdělit na prosté prahování s jedním prahem nebo více prahy, což vede ke získání binárního obrazu, a na poloprahování, kde ve výsledném segmentovaném obrazu jsou zachovány pouze původní hodnoty intenzity pixelů objektů zájmu. [22][25]

Zvolení vhodné hodnoty prahu je důležité pro získání správných výsledků segmentace. Hodnotu prahu lze získat z šedotónového histogramu, v případě, že jsou jednotlivé třídy separovány na základě intenzity pixelů a nedochází k překryvům, lze jako práh zvolit minimum, které se nachází mezi třídami (Obr. 3.1). Problém nastává, když se jednotlivé třídy překrývají a nelze jednoznačně stanovit hranice mezi nimi. K automatickému stanovení prahu lze použít Otsu metodu [26], kde je optimální práh určen pomocí maximalizace rozptylu mezi třídami. [22][24]



Obr. 3.1: Vhodný histogram pro určení prahu pro segmentaci

3.2 Hranové a rohové detektory

3.2.1 Hranová detekce

Hranová detekce je metoda pro nalezení hran nebo okrajů objektů v obraze, samostatné křivky nebo i bodu. Jedná se většinou o detekci prudké změny intenzity. Výsledkem této detekce je binární obraz hrubé hranové reprezentace. Detektory založené na velikosti gradientu porovnávají změny intenzity v okolních pixelů, využívají prvních parciálních derivací ve směru x a y podle vzorce:

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}, \quad (3.1)$$

v diskretním obraze je potřeba parciální derivace aproximovat pomocí diferencí, které lze realizovat jako lokální maskové operátory:

$$|\Delta_x f_{i,k}| : \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, |\Delta_y f_{i,k}| : \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (3.2)$$

Parciální derivace patří mezi směrové nebo anizotropní operátory. Absolutní diskretní gradient g je získán další aproximací podle vzorce [22]:

$$g_{i,k} \approx \max(\Delta_x f_{i,k}, \Delta_y f_{i,k}) \text{ nebo } g_{i,k} \approx |\Delta_x f_{i,k}| + |\Delta_y f_{i,k}|. \quad (3.3)$$

Hodnota lokálního gradientu g je porovnávána se zvoleným prahem a následně je rozhodnuto, zda daný pixel reprezentuje hranu. Pomocí parciálních derivací lze zjistit i směr hrany.

Existují další alternativní operátory, pomocí kterých lze získat hrubou hranovou reprezentaci, jako například Sobelův operátor, který se skládá z osmi směrových masek, které tvoří kompasové detektory. Dalšími možnými operátory jsou Prewittův a Kirschův operátor.

Další skupinou hranových detektorů jsou detektory založené na druhé parciální derivaci, kde jsou detekovány průchody nulou a tyto pixely jsou označeny jako hrany [27]. V diskretních obrazech je opět nutné druhé parciální derivace aproximovat pomocí lokálních masek pro druhé diference:

$$|\Delta_x^2 f_{i,k}| : \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & -2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, |\Delta_y^2 f_{i,k}| : \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & -2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (3.4)$$

Kombinací čtyř masek pro druhé diference pro všechny směry získáme Laplaceův operátor. Tento operátor je však citlivý na šum v obraze, spojením Laplaceova operátorů s Gaussovou maskou pro vyhlazení, tímto spojením vzniká Laplaceův gaussian (LoG). Průchody nulou pro detekci hran lze detekovat pomocí masky využívající

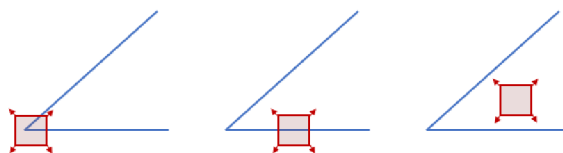
okolí analyzovaného pixelu. Tímto způsobem jsou detekované hrany tenčí a přesnější než v případě detekce založené na hodnotě gradientu. [22]

S využitím LoG lze získat další detektory jako například Cannyho detektor [28]. Stejně jako LoG provádí vyhlazení pomocí Gaussova filtru, hledá maximální hodnotu lokálního gradientu obrazu a následně tuto hodnotu porovnává s dvěma stanovenými prahy, tímto způsobem jsou získány silné a slabé hrany, slabé hrany jsou do výsledné hranové reprezentace zařazeny jenom v případě, že navazují na silné hrany, díky tomu je Cannyho detektor méně citlivý na falešné hrany a poskytuje přesnější výsledky. [24]

3.2.2 Rohová detekce

Použití rohových detektorů je vhodné pro detekci hranatých objektů v obraze. Roh lze interpretovat jako spojení dvou hran, které je invariantní k translaci a rotaci obrazu, z tohoto důvodu jsou rohy vhodné pro detekci význačných bodů v obraze. Oproti gradientu v okolí hrany je gradient v okolí rohu proměnlivý ve všech směrech. Existuje několik přístupů pro rohovou detekci, jako sledování detekované hrany nebo detekce prudké změny směru, detekce největšího rozptylu intenzity v různých směrech. [22]

Jedním z často používaných rohových detektorů je Harissův rohový detektor [29], který je založen na porovnávání rozptylu intenzit v okolí bodu, předpokladem je vysoká změna intenzity v okolí význačného bodu oproti změně intenzity v okolí v posunutém okně jako je znázorněno na obr. 3.2.



Obr. 3.2: Znázornění změny gradientu v okolí rohu, hrany a homogenní oblasti. Na obrázku vlevo je v posuvném okně (znázorněn červeně) vybrán roh, v tomto případě dochází ke změnám intenzity ve všech směrech, na obrázku uprostřed je v posuvném okně vybrána hrana, kde dochází také ke změně intenzity, avšak ne v tolika směrech jako v případě rohu. Na obrázku vpravo není v posuvném okně vybrána hrana ani roh a v posuvném okně se tedy nachází homogenní oblast a ke změně intenzity nedochází.

Pomocí autokorelace lze porovnávat okolí bodu v posuvném okně a počítat nej-

větší rozptyl podle vztahu:

$$E(u, v) = \sum_{x,y} w(x, y) [I(x + u, y + v) - I(x, y)]^2, \quad (3.5)$$

kde I reprezentuje obraz, u a v charakterizují posun okna a w popisuje vybraný region. Rohy jsou nalezeny jako body x, y , které maximalizují výše uvedený vztah. Po úpravě pomocí Taylorova rozvoje a zápisu v maticové podobě lze získat strukturní tenzor M :

$$M = \sum w(x, y) \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix}, \quad (3.6)$$

kde I_x a I_y jsou jednotlivé složky gradientu obrazu. [30]

Vlastní čísla matice M popisují směr největšího rozptylu intenzity a rozptyl intenzity v ortogonálním směru, porovnáním vlastních čísel matice lze detekovat rohy. V případě, že jsou obě vlastní čísla blízká nule, jedná se o homogenní oblast bez hran a rohů, pokud je jedno z vlastních čísel výrazně větší než druhé, tak se s největší pravděpodobností jedná o hranu a v případě, že jsou obě vlastní čísla vysoká, rozptyl intenzit je vysoký ve dvou směrech a jedná se rohovou strukturu. [30]

3.3 Lícování obrazů

Líčování obrazů je metoda, kdy dochází ke transformaci jednoho nebo i více obrazů tak, aby se co největší plochou překrýval s obrazem referenčním. Tímto způsobem mohou být líčovány obrazy z jiných modalit pro lepší porovnání, snímky stejné scény získané v jiném čase nebo z jiného úhlu a také obrazy ze stejných modalit za účelem získání více informací z obrazu. Základní postup pro lícování pomocí význačných bodů sestává z následujících kroků, nejdříve dochází k detekci význačných bodů jako jsou například hrany, rohy, přímky, atd., dále jsou tyto význačné body v obou obrazech porovnávány a odpovídající si body jsou spojeny. Na základě spojení těchto bodů je odhadnuta geometrická transformace obrazu jako mapující funkce, která zarovnáva porovnávaný obraz na základě toho referenčního. [31]

Při geometrické transformaci dochází ke změně pozičních souřadnic transformovaného obrazu, lze ji rozdělit na rigidní a flexibilní. Mezi rigidní transformace patří rotace a posun, nedochází tak ke změně tvaru ani velikosti obrazu. Získání nových pozičních souřadnic lze definovat na základě matice obecné tuhé transformace:

$$r_2 = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\Theta & -\sin\Theta & \Delta x \\ \sin\Theta & \cos\Theta & \Delta y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (3.7)$$

kde r_2 jsou nové poziční souřadnice, theta je úhel rotace a d_x a d_y jsou posuny v ose x a y . [22]

Mezi flexibilní geometrické transformace patří zkosení a škálování, tedy změna velikosti obrazu, kombinací s rigidní transformací lze získat obecnou škálovací transformaci. Kombinace zkosení, škálování a rigidní transformace tvoří afinní transformaci - obecnou lineární transformaci obrazu. [22]

Obecná rovnice pro lícování obrazu je vyjádřena vztahem:

$$\alpha_0 = \operatorname{argmax}_\alpha c(B(x_B), A'(T_\alpha(x_A))), \quad (3.8)$$

kde B je referenční obraz, A je pohybový obraz, který je transformován geometrickou transformací T a α je vektor parametrů geometrické transformace [22].

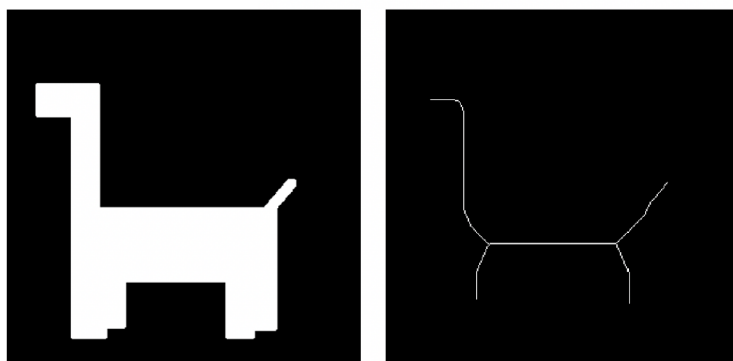
Metoda pro lícování obrazů na základě optimalizace podobnostního kritéria nevyužívá detekci význačných bodů jak bylo zvýšeno výše, ale ke slícování obrazů často využívá celých obrazů. Klasickou metodou tohoto směru je metoda založena na korelaci a její modifikace, kdy je hledána hodnota maximálního korelačního koeficientu, tato metoda je vhodná pro detekci translace, rotace a mírné změny měřítko, pro více deformované obrazy je nutno tuto metodu dále modifikovat [38] [39]. Při této metodě dochází ke spojení intenzit obou obrazů, jsou tak citlivé na velké změny intenzity, které by mohly vzniknout například šumem. Korelační koeficient je popsán vztahem:

$$r = \frac{\sum_m \sum_n (A_{m,n} - \bar{A})(B_{m,n} - \bar{B})}{\sqrt{\left[\sum_m \sum_n (A_{m,n} - \bar{A})^2 \right] \left[\sum_m \sum_n (B_{m,n} - \bar{B})^2 \right]}}, \quad (3.9)$$

kde A a B jsou porovnávané obrazy. Kromě korelace lze jako podobnostní kritérium využít kosinové kritérium, euklidovskou vzdálenost nebo vzájemnou informaci [22]. [31]

3.4 Skeletonizace

Skeletonizace je metoda pro redukci 2D nebo 3D objektů. Pixely binárního objektu zájmu jsou erodovány tak, aby byla získána jejich středová reprezentace ideálně o tloušťce 1 px se zachovanou topologií objektu. Po skeletonizaci by měly být zachovány stejné geometrické vlastnosti jako měl objekt původní, takto upravené objekty je často výhodnější využívat pro další analýzu, především z důvodu rychlejšího a přesnějšího zpracování. V případě skeletonu vytvořeného z 2D obrazu lze rozlišovat koncové body, body rozvětvení a normální body. Příklad původního binárního obrazu a jeho skeletonu je na obr. 3.3. [32]



Obr. 3.3: Příklad skeletonizace. Na obrázku vlevo je původní binární obraz a na obrázku vpravo je jeho skeleton

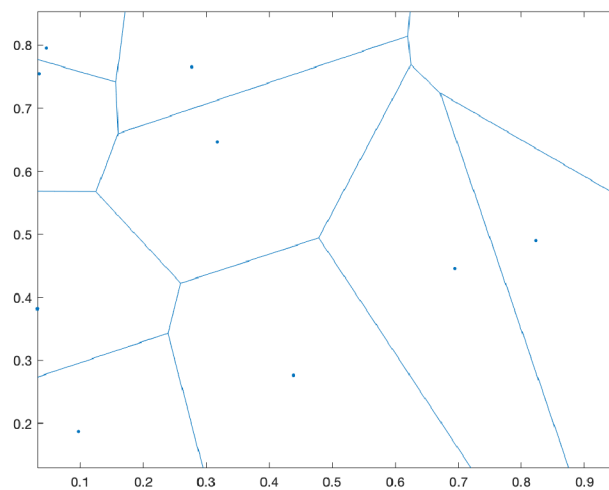
Existují různé přístupy pro skeletonizaci, přičemž velká část z nich vychází z metody středové osy (medial axis, MA), kterou poprvé popsal Blum [33]. Obecně lze metody pro skeletonizaci rozdělit do tří hlavních směrů. První z nich vychází právě z Blumovy [33] metody, v tomto případě lze skeletonizaci připodobnit ke zhášení ohně, kdy na hranicích objektu dochází k zapálení ohně, který prostupuje objektem a ve chvíli, kdy se ohně potkají, tak dojde ke zhasnutí a vytvoření bodu skeletonu. Druhý směr je založený na vepsaných kružnicích uvnitř objektu (MIB) a poslední využívá uzavřených kružnic, jejichž minimálně dva body se dotýkají hranic objektu. [32]

Základní algoritmy pro získání skeletonu jsou založeny na distanční transformaci, erozi neboli ztenčování a analýzy Voronoiova diagramu. V případě algoritmů založených na distanční transformaci dochází nejprve k rozdělení binárního obrazu na příznakové a nepříznakové body, příznakové body tvoří hranici objektu, a poté je pro každý pixel vypočtena vzdálenost k bodu hranice objektu, tímto způsobem je získána distanční mapa, ze které je na základě lokálních maxim a minim získán skeleton. Skeleton v případě této metody závisí na použité vzdálenostní metrice (např. Euklidovská vzdálenost). Vzdálenosti jsou reprezentovány jako šedotónový obraz původního binárního objektu, kde největší vzdálenost od hranice je znázorněna nejvyšší hodnotou intenzity [34]. Tímto způsobem je získána transformace středové osy (medial axis transform - MAT). Tato metoda je rychlá a efektivní, je zde možná i zpětná rekonstrukce, ale je však citlivá na šum. [35]

V případě algoritmů využívající erozi dochází k iterativnímu odstraňování pixelů objektu směrem od hranic objektu do středu. Tento proces pokračuje tak dlouho dokud není možné žádné další ztenčování a je získán skeleton. Výhodou této metody je, že nevyžaduje žádný vstupní parametr, avšak kvůli iterativnímu odstraňování pixelu

může být pomalá a z výsledného skeletonu nelze provést zpětnou rekonstrukci. [35]

Pro polygonální objekty lze středovou osu (MA) získat jako Voronoiov diagram z bodů tvořící hranici objektu. Pro jiné objekty se jedná pouze o aproximaci skeletonu a s rostoucím počtem řídicích bodů použitých pro konstrukci diagramu roste i přesnost aproximace [36]. Existuje tedy blízky vztah mezi středovou osou objektu a Voronoiovým diagramem [37]. Voronoiov diagram rozděluje 2D rovinu na jednotlivé polygony tak, aby se v každém polygonu nacházel pouze jeden z n generujících (řídicích) bodů ležících v rovině a zároveň musí být vzdálenost každého bodu daného polygonu k jeho řídicímu bodu menší, než vzdálenost k řídicímu bodu jiného polygonu (obr. 3.4). Pro použití tohoto diagramu k tvorbě skeletonu je diagram vytvořen z bodů, které se nachází na hranici objektu, tyto body tedy tvoří generující body. [32]



Obr. 3.4: Znázornění Voronoiova diagramu. Modré body znázorňují jednotlivé řídicí (generující) body. Řídicí body jsou rozděleny do jednotlivých polygonů tak, aby vzdálenost všech bodů ležících v daném polygonu k řídicímu bodu téhož polygonu byla menší než vzdálenost k řídicímu bodu jiného polygonu.

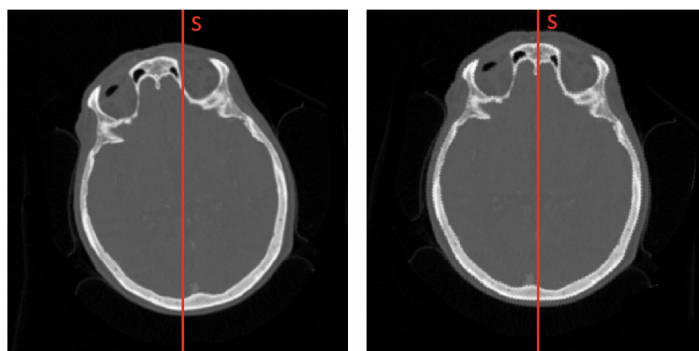
Klíčovým bodem skeletonizace je odstranění nadbytečných větví prvotního skeletonu (tzv. pruning). Metody skelotonizace jsou citlivé na šum a jiné nerovnosti či deformace na hranicích objektu zájmu, což může způsobit vznik falešných větví ve finálním skeletonu. Odstranění falešných větví lze dosáhnout předzpracováním bodů hranic původního binárního objektu nebo pomocí některého klasifikačního kritéria z již vytvořeného skeletonu. [32][35]

4 Návrh algoritmu

Nalezení rotačních úhlu hlavy lze rozdělit do dvou částí, a to na nalezení rotačního úhlu v axiální a koronální rovině na základě bilaterální symetrie hlavy a na zarovnání mid-sagitální roviny podle referenční přímky. Pro zarovnání hlavy v axiální a koronální rovině byly navrženy dvě metody - jedna s využitím korelační analýzy a druhá s využitím rohového detektoru. Pro zarovnání mid-sagitální roviny byl navržen algoritmus využívající CG-TOB referenční přímku.

4.1 Nalezení rotačního úhlu v axiální a koronální rovině

Pro nalezení rotačních úhlů v axiální a koronální rovině lze využít bilaterální symetrie hlavy, tj. anatomické struktury hlavy a mozku jsou po rozdělení přímkou, která prochází středem hlavy souměrné vůči této přímce (obr. 4.1).



Obr. 4.1: Znázornění středové souměrnosti 2D řezu hlavy při rotaci. Na obrázku vlevo je 2D řez hlavy rozdělen podle středové přímky S , v tomto případě, je hlava rotována doleva a obě poloviny hlavy po rozdělení přímkou S jsou velmi odlišné, na obrázku vpravo je 2D řez hlavy rozdělen středovou přímkou S správně, hlava není v axiální rovině rotována a obě poloviny hlavy jsou středově souměrné.

4.1.1 Přístup založený na korelační analýze

Pro získání rotačních úhlů je potřeba definovat vhodnější souřadný systém hlavy X_0, Y_0, Z_0 , ten se liší od souřadného systému X, Y, Z , který se využívá v klinické praxi a umožňuje lepší zobrazení požadovaných struktur [17]. Tyto souřadné systémy se od sebe liší právě třemi rotačními úhly podél os X_0, Y_0 a Z_0 . Cílem metody, je získat parametry geometrické transformace mezi rovinami $X_0 = 0$ a $X = 0$ (mid-sagitální rovina). Pomocí souřadného systému X, Y, Z lze definovat mid-sagitální

rovinu, tj. rovina vůči které vykazují anatomické struktury největší bilaterální symetrii:

$$aX + bY + cZ + d = 0, \quad (4.1)$$

kde (a, b, c) je normálový vektor roviny a $d/\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}$ popisuje vzdálenost roviny od počátku soustavy souřadnic [17].

Pro jednotlivé řezy Z_i , kde i reprezentuje jednotlivý řez skenu, lze stanovit přímku v rovině XY , jejíž orientace je popsána vztahem:

$$\theta_i = \arctan(b/a), \quad (4.2)$$

kde a, b jsou dílčí prvky normálového vektoru a θ_i je odpovídající úhel natočení jednotlivého 2D řezu. Z této rovnice vyplývá, že úhel θ_i je shodný pro všechny řezy Z_i . Zatímco v bodě $X = 0, Y = 0$ je posun v kolmé rovině dán vztahem:

$$\rho_i = cZ_i + d, \quad (4.3)$$

kde ρ_i je posun v řezu i , c, d jsou jednotlivé prvky normálového vektoru a Z_i je i -tý řez. Ze vztahu plyne, že posun je tedy lineárně závislý na daném řezu. [17]

Mid-sagitální rovinu lze popsat i pomocí geometrické transformace ze soustavy souřadnic X_0, Y_0, Z_0 na X, Y, Z zahrnující rotaci úhlů uváděné v angličtině jako yaw, roll, pitch angle a translaci:

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\phi\cos\theta & \cos\theta\sin\omega\sin\phi - \cos\omega\sin\theta & \cos\omega\cos\theta\sin\phi + \sin\omega\sin\theta \\ \cos\phi\sin\theta & \cos\omega\cos\theta + \sin\omega\sin\phi\sin\theta & \cos\omega\sin\phi\sin\theta - \cos\theta\sin\omega \\ -\sin\phi & \cos\phi\sin\omega & \cos\omega\cos\phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \Delta X_0 \\ \Delta Y_0 \\ \Delta Z_0 \end{bmatrix}, \quad (4.4)$$

kde θ, ϕ, ω popisují rotační úhly yaw, roll a pitch. Z vyjádření rovnice roviny 4.1 a úpravou lze získat složky normálového vektoru a, b, c [17]:

$$a = \cos(\theta), b = \sin(\theta), c = -\tan(\phi). \quad (4.5)$$

Aby bylo možné porovnávat 2D řezy hlavy na základě středové souměrnosti, tak bylo navrženo zarovnání hlavy na střed obrazu. Lze vycházet z toho, že v jednotlivých řezech hlavy v CT snímcích v axiální rovině, které zobrazují dutinu lebeční, mají kosti po obvodu mozku kruhovitý nebo elipsoidní tvar. Po vysegmentování

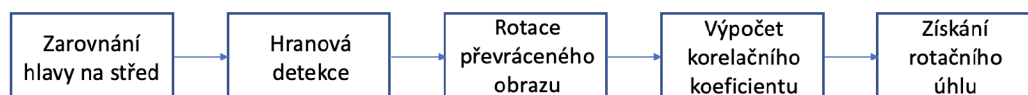
kostí od měkkých tkání, lze stanovit střed takto vzniklého binárního objektu a tento nalezený bod se stává počátkem kartézského souřadného systému.

Dalším krokem, aby nedocházelo k ovlivňování výpočtu velkými homogenními oblastmi, je hranová detekce ve všech 2D řezech, které jsou dále analyzovány. Všechny další výpočty, které jsou popsány níže jsou již prováděny na hranové reprezentaci obrazu.

Dále jsou jednotlivé 2D řezy skenu hlavy, které jsou již zarovnané na střed obrazu, převráceny podle přímky, která prochází středem obrazu. Lze zde využít bilaterální symetrie hlavy, což znamená, že anatomické struktury na levé polovině hlavy mají odpovídající struktury na pravé polovině hlavy. Tento převrácený obraz je dále rotován s předem určitým krokem a po každé rotaci je vypočten korelační koeficient s původním nepřevráceným obrazem. Díky právě zmíněné bilaterální symetrii lze předpokládat, že ve chvíli, kdy anatomické struktury obou polovin hlavy budou slícovány, tak korelační koeficient dosáhne maxima. Úhel rotace, kde bylo dosaženo maxima korelačního koeficientu odpovídá úhlu, o který je potřeba převrácený obraz rotovat, aby bylo dosaženo rotace původního snímku.

Cílem však je získat zarovnaný obraz, tedy s nulovým rotačním úhlem. Získaný úhel z korelační analýzy je tedy vydělen dvěma a tento úhel lze již považovat za odhad rotačního úhel θ axiální roviny tzv. yaw angle podél osy Y . Tento úhel lze stanovit pro všechny řezy a následným zprůměrováním přes všechny řezy je získán výsledný úhel θ . Některé řezy však neobsahují dostatek informací o kostních strukturách v obraze pro stanovení rotačního úhlu, jsou to často první a poslední řezy a negativně ovlivňují výsledný rotační úhel. Naopak nejdůležitějšími jsou řezy, ve kterých se nachází báze lebeční, a tak je výhodnější získat výsledný rotační úhel θ jako vážený průměr rotačního úhlu ze všech řezů váhovaný koeficientem, který charakterizuje množství informace v obraze. Pomocí úhlu θ lze získat prvky a, b z rovnice 4.5.

Zjednodušené schéma návrhu metody pro získání úhlu θ v axiální rovině je znázorněno na obr. 4.2



Obr. 4.2: Zjednodušené schéma pro nalezení rotačního úhlu v axiální rovině

Pro získání rotačního úhlu v koronální rovině lze využít úhlu θ získaného v axiální rovině a rovnice 4.3, ze které vyplývá, že při rotaci v koronální rovině (podél osy Z) je posun převráceného 2D řezu oproti původnímu v každém řezu lineárně závislý.

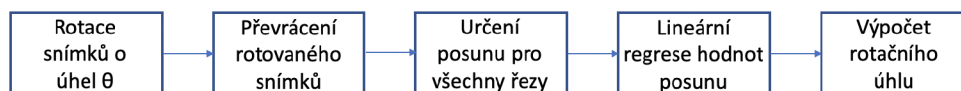
V případě, že je rotační úhel $\phi = 0$, tak mezi převráceným a původním obrazem nedochází k posuvu.

Každý řez tak lze rotovat o získaný úhel θ , převrátit okolo přímky procházející středem obrazu a pomocí registrace obrazu, která využívá geometrickou transformaci lze získat informaci o jeho posuvu vůči původnímu obrazu. Tímto způsobem lze získat hodnoty posuvu pro jednotlivé řezy a pomocí lineární regrese tyto hodnoty proložit přímkou, která odpovídá rovnici 4.3. Z rovnice přímky lze stanovit poslední dva prvky c, d popisující rovinu podle vzorce 4.1. Výsledný úhel ϕ lze vypočítat úpravou vztahu 4.5:

$$\phi = -\arctan(c), \quad (4.6)$$

kde ϕ je rotační úhel získaný z koronální roviny a c je prvek normálového vektoru získaný z rovnice přímky 4.3.

Zjednodušené schéma pro nalezení rotačního úhlu ϕ v koronální rovině je znázorněno na obr. 4.3.



Obr. 4.3: Zjednodušené schéma pro nalezení rotačního úhlu v koronální rovině

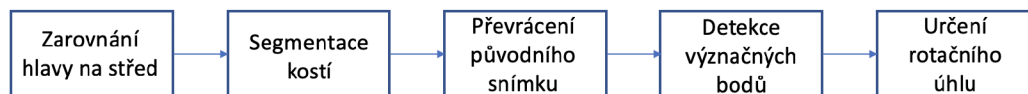
4.1.2 Přístup založený na rohovém detektoru

Pro detekci natočení lze využít význačných bodů, které se nachází v obraze. V případě detekce natočení hlavy lze opět využít bilaterální symetrie obou polovin hlavy. Anatomické struktury nacházející se na levé polovině hlavy mají odpovídající anatomické struktury na druhé polovině hlavy. Tato symetrie platí pro axiální a koronální rovinu. Jako bylo zmíněno výše i zde lze využít převráceného obrazu podle středové přímky.

Pro detekci je vhodné využít kostí, které mají na snímcích z CT vyšší hodnoty intenzity a také kontrast. Pro samotnou detekci význačných bodů lze využít hranových nebo rohových detektorů. Rohové detektory mají tu výhodu, že oproti hranovým detektorům, jsou význačné body jedinečné. Příkladem rohové detektoru vhodného pro detekci význačných bodů je Harrisův rohový detektor [29] zmíněný v kap. 3.2.2.

Po detekci význačných bodů v původním a převráceném obraze lze s využitím geometrické transformace stanovit úhel vzájemné rotace těchto dvou obrazů.

Zjednodušené schéma pro nalezení rotačního úhlu pomocí rohového detektoru je znázorněno na obr. 4.4.

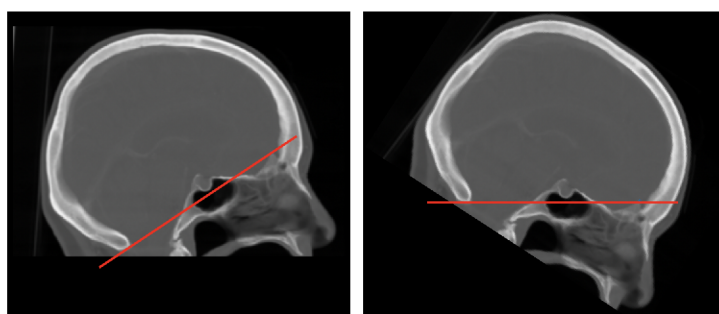


Obr. 4.4: Zjednodušené schéma pro nalezení rotačního úhlu pomocí rohového detektoru

4.2 Zarovnání sagitální roviny

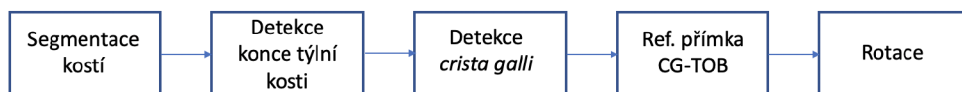
Zarovnání sagitální roviny se liší od zarovnání v axiální a koronální rovině především tím, že zde již nelze využít bilaterální symetrie hlavy. Pro zarovnání této roviny je tak vhodné využít referenčních přímek zmíněných v kap. 1.5.

Pro zarovnání CT skenu v sagitální rovině je potřeba detekovat OML přímkou nebo některou z jejich alternativ v mid-sagitálním řezu. Tento řez se nachází ve středu sagitální roviny. V současné době se standardně v praxi využívá OML přímkou pro zarovnání CT skenu hlavy. Nevýhodou této přímkou je to, že není paralelní k AC-PC přímce, která je referenční přímkou pro zarovnání dat z magnetické rezonance, což komplikuje především vzájemné porovnání snímků stejného pacienta získaných pomocí CT vyšetření a magnetické rezonance. Z tohoto důvodu byla pro zarovnání mid-sagitální roviny vybrána alternativní referenční přímkou CG-TOB. Tato přímkou popsána v článku [20] využívá pro její stanovení pouze kostí, a to konce týlní kosti a kostního výčnělku *crista galli*. Spojením těchto dvou bodů je získána referenční přímkou CG-TOB, která je použita pro následné zarovnání. Ukázka skenu hlavy před a po zarovnání v sagitální rovině je znázorněna na obr. 4.5.



Obr. 4.5: Na obrázku vlevo je nezarovnaný sken hlavy v sagitální rovině s červeně znázorněnou referenční přímkou CG-TOB a na obrázku vpravo je správně zarovnaný sken hlavy v sagitální rovině s červeně vyznačenou referenční přímkou.

Pro detekci kostních struktur je potřeba nejdříve provést segmentaci kostí lebky. Dalším krokem je vytvoření skeletonu binární reprezentace lebky, pomocí kterého lze omezit oblast zájmu na základě anatomických znalostí, kde je předpokládán výskyt jak konce týlní kosti, tak i *crista galli*. Konec týlní kosti se nachází v blízkosti koncového bodu skeletonu a *crista galli* se nachází v blízkosti rozvětvení skeletonu, které znázorňuje rozšiřování kosti čelní a případně pokračování v kost nosní. Po detekci těchto dvou anatomických struktur lebky již lze stanovit CG-TOB referenční přímkou. Výsledný rotační úhel v sagitální rovině odpovídá úhlu, který svírá referenční přímka s osou x . Následně je sken hlavy v sagitální rovině rotován o tento získaný úhel. Zjednodušené schéma navržené metody pro zarovnání sagitální roviny je znázorněno na obr. 4.6.



Obr. 4.6: Zjednodušené schéma pro zarovnání mid-sagitální roviny

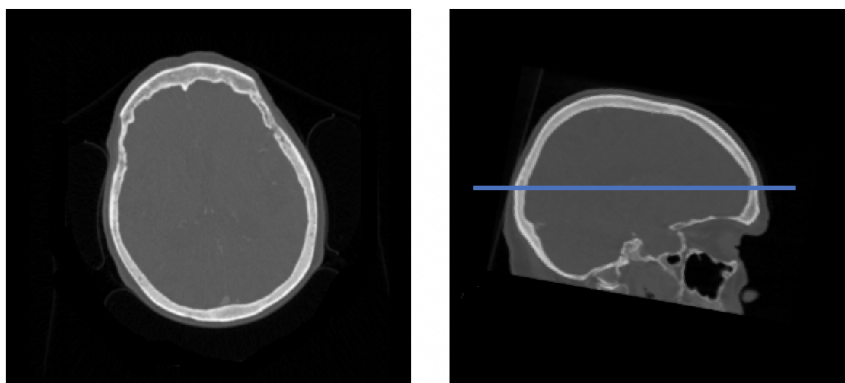
5 Programové řešení

Algoritmus byl implementován v programovém prostředí Matlab. Byly vytvořeny dvě různé metody, jedna, která využívá korelaci a druhá metoda, která využívá rohový detektor. Oběma metodám popsaným níže předchází zarovnání hlavy na střed snímku.

Dále byl vytvořen detektor rotačního úhlu v sagitální rovině, do kterého vstupují již zarovnané skeny v axiální a koronální rovině. Tento detektor využívá skeletonizace lebky a detekci kostních struktur pro stanovení referenční přímky pro zarovnání.

5.1 Zarovnání hlavy na střed

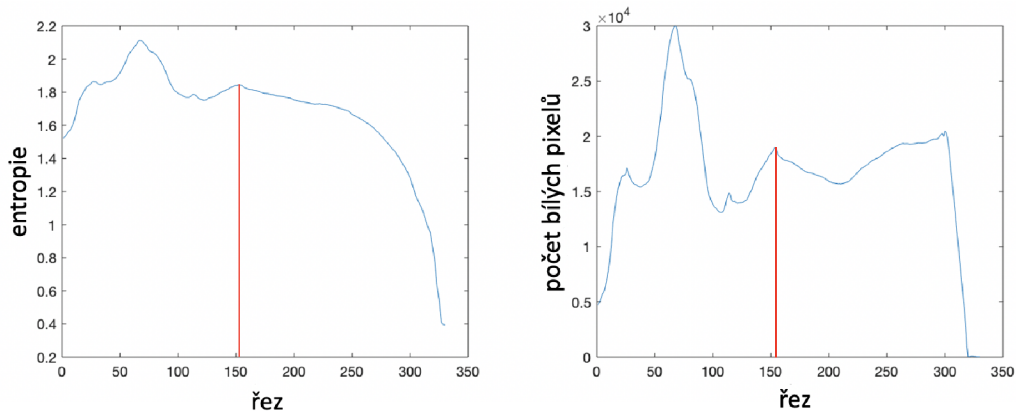
Aby bylo možné porovnávat původní (referenční) obraz s převráceným obrazem pouze pomocí rotace, tak je dle navrženého algoritmu potřeba nejdříve snímky v axiální rovině zarovnat na střed v osách x a y . Zarovnání využívá podobnosti lebky s elipsou v axiální rovině, je tedy důležité vybrat správný řez, ve kterém je tato podmínka splněna. Vhodné řezy jsou ty, které se nachází nad orbitou a zobrazují pouze dutinu lebeční jako je znázorněno na obr. 5.1.



Obr. 5.1: Na obrázku vlevo je zobrazen vhodný řez pro zarovnání hlavy na střed a na obrázku vpravo je modrou čarou znázorněna lokalizace tohoto řezu v sagitální rovině.

Vhodný řez je vybrán tak, že nejdříve byly vysegmentovány kosti od měkkých tkání pomocí prostého prahování, kdy výstupem je binární obraz, kde jsou kosti reprezentovány hodnotou 1 a všechno ostatní hodnotou 0. Jako práh byla zvolena hodnota 0,02, která byla určena z histogramu obrazu. Tento binární obraz je dále použit pro výpočet entropie a počtu bílých pixelů v obraze. Tento postup je zopakován pro všechny řezy, výsledkem je závislost entropie a počtu bílých pixelů na jednotlivých řezech (obr. 5.2). Pomocí lokálních extrémů je získán vhodný řez pro další

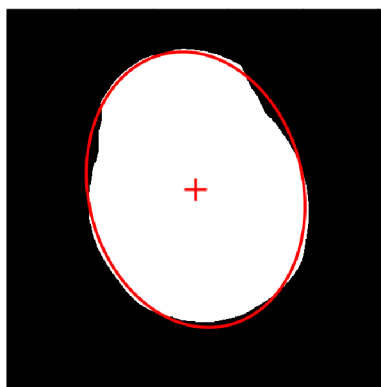
analýzu. Globální maximum nacházející se mezi řezy 50 až 100 na obr. 5.2 odpovídá vždy bázi lebeční, kde jsou kosti nejvíce zastoupeny. Poté následuje lokální minimum, které již odpovídá zobrazení dutiny lebeční, avšak s orbitou. Řezy nacházející se za tímto lokálním minimem jsou vhodné pro fitování elipsy. Vypočtená entropie jednotlivých řezů je následně využita pro stanovení rotačních úhlů níže.



Obr. 5.2: Entropie a počet bílých pixelů všech řezů jednoho CT skenu hlavy. Na grafu vlevo je znázorněna závislost entropie na jednotlivých řezech skenu hlavy, na grafu vpravo je znázorněna závislost počtu bílých pixelů na jednotlivých řezech. Lokální a globální extrémy se v obou případech nachází na stejných místech. Vhodný řez je znázorněn červenou přímkou.

Pro následnou analýzu je použit vybraný řez v binární podobě, ve které vstupoval do výpočtu entropie a počtu bílých pixelů, tj. kosti podél mozku jsou reprezentovány hodnotou 1 a mozek a měkké tkáně jsou reprezentovány hodnotou 0. Dalším krokem je podmíněné vyplnění, čímž vznikne vyplněný binární útvar. Tento vyplněný útvar dále vstupuje do funkce *regionprops*, pomocí které je provedeno fitování elipsy na vyplněný útvar, výstupem je i střed elipsy, který je použit na posunutí všech řezů na střed obrazu.

Výsledné fitování elipsy na vyplněný útvar se znázorněným středem je zobrazen na obr. 5.3. Kromě středu elipsy, je získána také její rotace, která je dále využita pro stanovení rotačního úhlu popsaného níže.

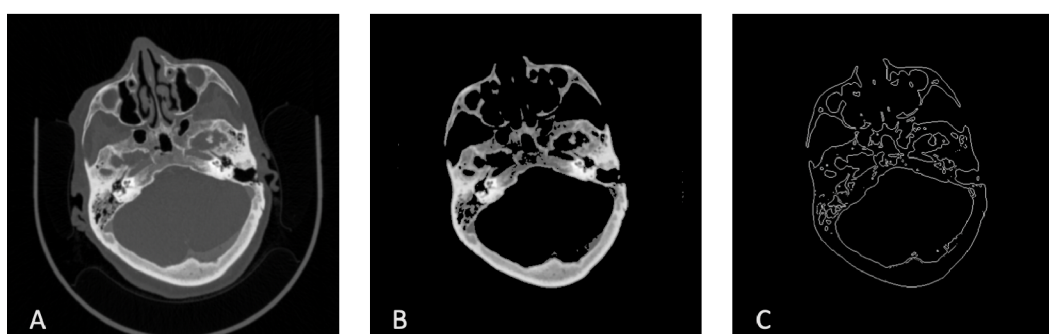


Obr. 5.3: Znáznornění fitování elipsy (červeně) na 2D axiální řez pro zarovnání snímku hlavy na střed. Červeným křížkem je znázorněn detekovaný střed binárního útvaru

5.2 Detekce rotačního úhlu v axiální a koronální rovině s využitím korelační analýzy

5.2.1 Hranová detekce

Dalším krokem algoritmu je získání finální hranové reprezentace obrazu. Ta je získána nejdříve poloprahováním původního obrazu, kdy hodnoty intenzity kostí jsou zachovány a hodnoty intenzity měkkých tkání jsou rovny 0. Práh pro poloprahování byl použit stejný jako v kapitole 5.1 tedy 0,02. Pro získání hranové reprezentace byla použita funkce *edge* s metodou, která využívá Sobelovy masky - aproximace prvních parciálních derivací.



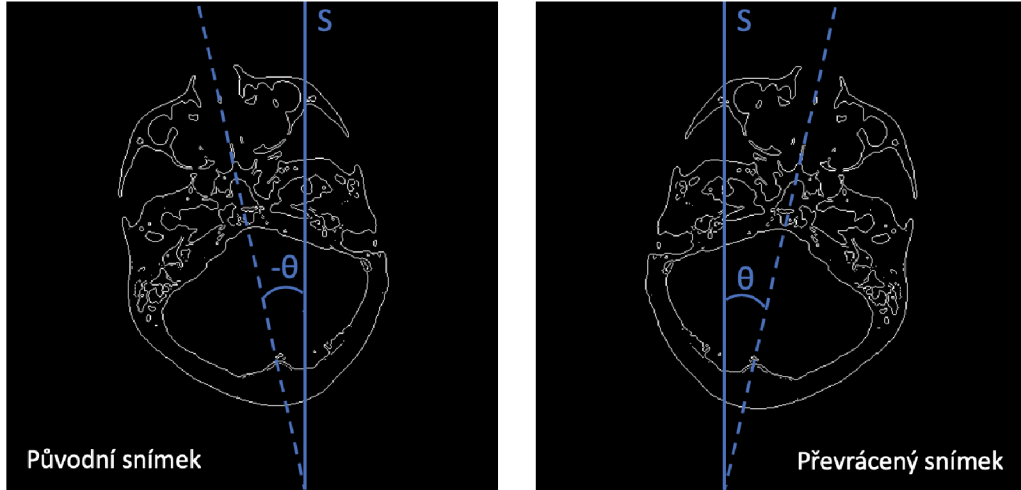
Obr. 5.4: Hranová reprezentace obrazu. Obrázek A znázorňuje původní obraz 2D řezu axiální roviny, na obrázku B je obraz po poloprahování, kdy kosti mají zachovanou původní hodnotu intenzity a všechno ostatní má hodnotu intenzity rovnu 0, obrázek C je výsledná hranová reprezentace obrazu.

5.2.2 Korelační analýza

V dalším kroku je využíváno bilaterální symetrie hlavy. Referenční obraz v podobě hranové reprezentace je lícován se svým převráceným vzorem. Ve chvíli, kdy jsou oba snímky správně slícovány, tak je očekávána nejvyšší hodnota korelačního koeficientu. Úhel rotace kdy je dosaženo maxima korelačního koeficientu je však úhel, o který je potřeba rotovat převrácený snímek, aby bylo dosaženo rotace referenčního obrazu. Cílem je však získat nerotovaný snímek. Výsledný úhel θ je tedy stanoven jako polovina úhlu, o který se musel převrácený vzor rotovat (obr. 5.5), tj. kdy bylo dosaženo maxima korelačního koeficientu. Algoritmus popsany níže byl inspirován článkem [17].

Pro snížení výpočetní náročnosti a eliminace chyby algoritmu není obraz rotován v celém rozmezí, ale je zde využita rotace elipsy, která byla získána při posouvání skenu hlavy na střed, jak bylo popsáno v kap. 5.1. Rotační úhel elipsy tak lze považovat za prvotní odhad rotace hlavy v axiální rovině. Hlava byla tedy rotována v rozmezí získaného úhlu ze zarovnání elipsy $\pm 10^\circ$ s krokem 1° . Tímto způsobem je hlava rotována pouze v rozmezí očekávaného rotačního úhlů. Pro každý úhel rotace je vypočten korelační koeficient podle vzorce 3.9, pro získání přesnějšího úhlu rotace jsou výsledné hodnoty korelačního koeficientu interpolovány s faktorem dva, tímto způsobem je aproximativně snížen krok úhlu rotace na $0,5^\circ$. Dále je vybráno maximum korelačního koeficientu a k tomu odpovídající úhel (2θ).

Stanovení úhlu θ z původní a převrácené hranové reprezentace obrazu je znázorněno na obr. 5.5.



Obr. 5.5: Na obrázku vlevo je zobrazen původní obraz finální hranové reprezentace se středovou přímkou S , která je znázorněna plnou čarou a s přímkou, která znázorňuje rotaci hlavy, tato přímka je znázorněna přerušovanou čarou. Úhel, který svírají tyto dvě přímky, je hledaný úhel θ . Původní snímek je tedy rotován o úhel $-\theta$. Na obrázku vpravo je převrácený vzor původního obrazu, díky bilaterální symetrii hlavy, lze tyto dva snímky lícovat. Převrácený snímek je rotován o úhel θ , od středové přímky. Pro dosažení maximální hodnoty korelačního koeficientu s původním snímkem, je potřeba převrácený obraz rotovat o úhel 2θ .

Lícování je aplikováno ve 2D řez po řezu, výstupem je tak graf maximálních hodnot korelačního koeficientu pro jednotlivé řezy. Dle navrženého algoritmu byly nejprve odstraněny odlehlé hodnoty, které negativně ovlivňují výsledný rotační úhel θ . Úhly rotace 2θ pro jednotlivé 2D řezy jsou znázorněny na obr. 5.6.

Pro odstranění odlehlých hodnot je vypočtena „robustní“ směrodatná odchylka, která je dána vztahem [40]:

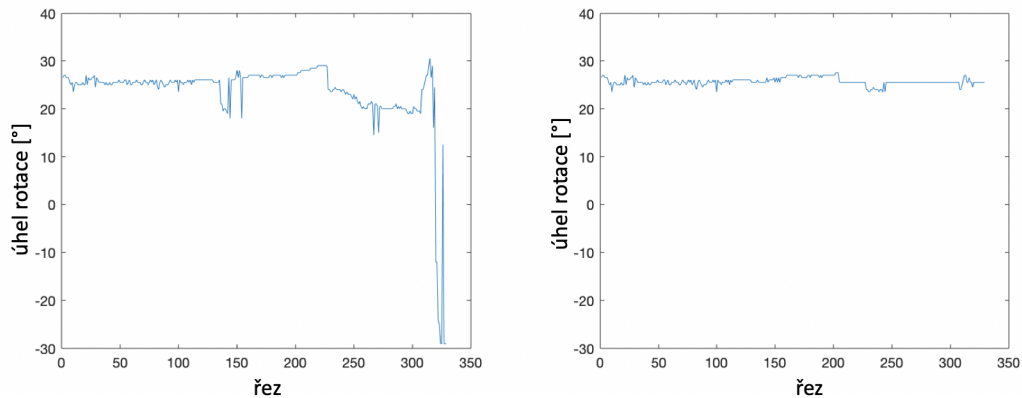
$$\sigma = 1,4826[1 + 5/(n - p)].median(U), \quad (5.1)$$

kde hodnota 1,4826 zajišťuje v přítomnosti gaussovského šumu stejnou účinnost jako odhad pomocí nejmenších čtverců, n je počet vzorků, p je dimenze parametrického vektoru [17] a U je vektor úhlů pro jednotlivé řezy.

Hodnoty úhlů, které nespádají do intervalu hodnot $median(U) \pm 3\sigma$, nejsou použity pro výpočet finálního rotačního úhlu θ . Toto kritérium vychází z pravidla tří sigma [41]. Výsledný úhel θ je získán jako průměr úhlu daného skenu přes všechny řezy váhovaný entropií řezu podle vzorce:

$$\theta = \frac{\sum_{i=1}^N E_i \cdot u_i}{\sum_{i=1}^N E_i}, \quad (5.2)$$

kde N je počet řezů, E_i je entropie i -tého řezu, u_i je hodnota maximálního úhlu rotace jednotlivého řezu. Po získání úhlu θ lze podle vzorce 4.5 vypočítat prvky a , b .



Obr. 5.6: Získané rotační úhly 2θ pro všechny řezy před úpravou a po úpravě odlehlých hodnot. Na obrázku vlevo jsou zobrazeny úhly rotace 2θ pro jednotlivé řezy skenu hlavy před odstraněním odlehlých hodnot, z grafu lze vidět, že přibližně od řezu 200, kdy klesá informace o kostech v obraze, dochází k větší fluktuaci úhlu rotace, tudíž tyto řezy nejsou vhodné k výpočtu finálního úhlu rotace θ , na grafu vpravo jsou zobrazeny hodnoty rotačního úhlu 2θ pro jednotlivé řezy skenu hlavy již po úpravě odlehlých hodnot, pro lepší znázornění jsou v tomto případě odlehlé hodnoty nahrazeny mediánem, ve výpočtu finálního úhlu θ však tyto odlehlé hodnoty nejsou zastoupeny vůbec.

5.2.3 Detekce rotačního úhlu v koronální rovině

Pro nalezení rotačního úhlu v koronální rovině je využíván úhel θ , který byl popsán v předchozí kapitole. Každý řez je nejprve rotován o úhel $-\theta$ a poté je převrácen okolo středově přímky. V případě, že je úhel v koronální rovině nulový, tak nedochází k translaci obrazu po převrácení, avšak pokud je v koronální rovině hlava rotována, dochází k translaci obrazu, která lineárně roste nebo klesá napříč řezy (podle vzorce 4.3).

Parametry translace převráceného obrazu jsou získány pomocí funkce *imregister* s optimalizační metodou gradientního sestupu a jako metrika popisující podobnost obrazu byla zvolena střední kvadratická chyba. Jednotlivé hodnoty translace převráceného obrazu každého řezu byly proloženy přímkou pomocí funkce *polyfit*, která využívá metodu nejmenších čtverců. Tímto způsobem byly získány koeficienty rovnice přímky c , d odpovídající vztahu 4.3. Pomocí rovnice 4.6 byl vypočten úhel ϕ , tj. úhel podél osy Z.

5.3 Detekce rotačního úhlu v axiální a koronální rovině s využitím rohového detektoru

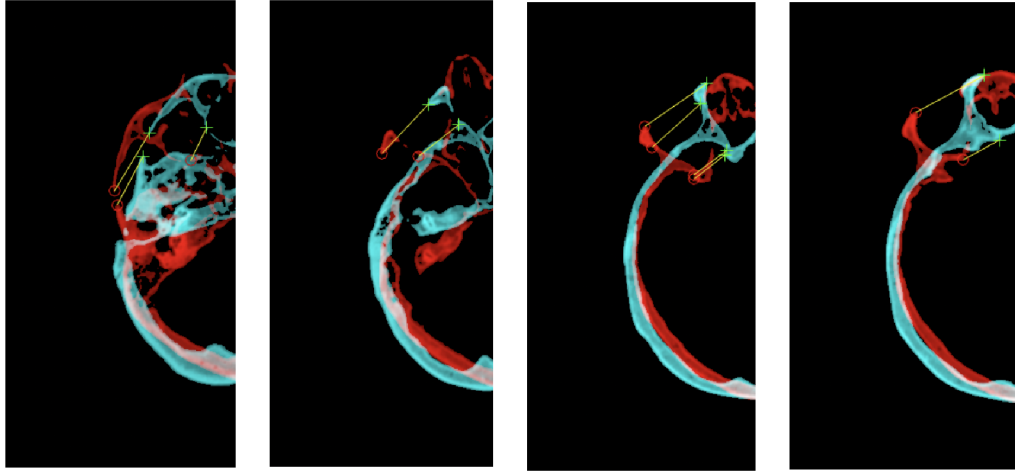
Pro detekci rotačního úhlu s využitím rohové detektoru jsou snímky nejdříve zarovnány na střed, jak je popsáno v kap. 5.1. Poté jsou vysegmentovány kosti pomocí poloprahování s prahem 0,02, následně je obraz převrácen a k další analýze je použita zvláště levá a pravá polovina obrazu, aby se zamezilo nesprávné detekci identických význačných bodů na protilehlé straně hlavy.

K detekci význačných bodů byl použit rohový Harissův detektor a význačné body byly detekovány pomocí funkce *detectHarrisFeature*, body byly detekovány v původním i převráceném obrazu se zvoleným skóre indikující věrohodnost rohu 0,3, přičemž toto skóre je určováno v intervalu 0 až 1. Výstupem jsou tzv. *cornerPoints*, které uchovávají informace o nalezených rozích.

Pomocí funkce *extractFeatures* jsou extrahovány příznaky v podobě vektoru příznaků a jejich okolí s využitím metody FREAK (Fast Retina Keypoint) [42], která porovnává dvojici obrazů na základě jejich intenzity s retinální vzorkovací mřížkou. Funkcí *matchFeatures* jsou jednotlivé body z obou obrazů spojeny. Tato funkce porovnává vektory příznaků obou obrazů na základě výpočtu vzdálenosti dvojice příznaků. Práh pro spojení jednotlivých význačných bodů (*MatchThreshold*) byl nastaven na hodnotu 70 (interval možného prahu je 0 až 100). Tento parametr charakterizuje maximální vzdálenost mezi dvojicí příznaků a je nastaven na vyšší hodnotu především proto, že nedochází k párování identických bodů, ale odpovídajících struktur pravé a levé poloviny hlavy.

Po spárování význačných bodů je odhadnuta jejich afinní geometrická transformace pomocí funkce *estimateGeometricTransform*, která využívá metody MSAC [43] vycházející z RANSAC algoritmu [44], který iterativně odhaduje parametry modelu, z minimálního počtu náhodně vybraných bodů. Následně je získána transformační matice, ze které je vypočten rotační úhel θ .

Původní a převrácený obraz v několika řezech jednoho skenu hlavy s vyznačenými detekovanými význačnými body je znázorněn na obr 5.7, kde původní obraz je znázorněn červeně a převrácený obraz je znázorněn modře.



Obr. 5.7: Vybrané 2D řezy jednoho skenu hlavy s význačnými body získanými pomocí Harrisova rohového detektoru. Červeně je znázorněn původní obraz segmentovaných kostí, modře je znázorněn jeho převrácený obraz. Červeným kroužkem je zvýrazněn nalezený význačný bod původního obrazu, zeleným křížkem je zvýrazněn nalezený význačný bod v převráceném obraze, jejich spojnice, je znázorněna žlutě.

Tento postup hledání význačných bodů je aplikován na všechny řezy, ve kterých byly nalezeny alespoň dva význačné body. Výsledný úhel θ je získán ze všech řezů, kde proběhla detekce význačných bodů, a to tak, že byly nejdříve odstraněny odlehlé hodnoty pomocí funkce *rmoutliers*, která pro odstranění odlehlých hodnot využívá kritéria tří sigma [41]. Funkce byla použita s nastaveným percentilovým prahem [30,70], který odpovídá hodnotě spodního a vrchního prahu percentilu, všechny hodnoty úhlu pod spodním a nad horním prahem jsou odstraněny. Úhel θ je získán jako medián zbylých hodnot úhlů. Medián byl zvolen proto, že na dostupných datech bylo dosaženo lepších výsledků než při použití průměru, který je více zatížen odlehlými hodnotami. Tímto způsobem je získán úhel θ zvlášť pro levou a pravou polovinu téhož skenu hlavy a výsledný úhel je stanoven jako jejich průměr.

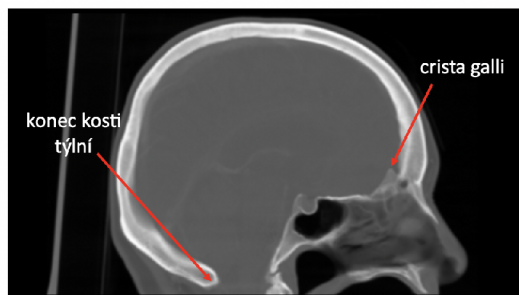
Pro získání rotačního úhlu ϕ je původní obraz rotován v axiální rovině o získaný úhel $-\theta$. A celý postup zmíněný výše je aplikován tentokrát pro řezy v koronální rovině. Tímto způsobem je získán rotační úhel ϕ okolo osy Z .

5.4 Detekce rotačního úhlu v sagitální rovině

Do detektoru pro nalezení rotačního úhlu v sagitální rovině vstupují skeny hlavy, které jsou již zarovnané v axiální a koronální rovině. Přesnost zarovnání v těchto dvou rovinách má tedy vliv i na výsledné zarovnání v sagitální rovině. Pro zarovnání

v této rovině je využit mid-sagirální řez. V případě, že je sken hlavy posunut na střed a je již zarovnan v axiální a koronální rovině, tak se mid-sagitální řez nachází přesně uprostřed skenu.

Sagitální rovina je zarovnána pomocí CG-TOB referenční přímky, která je dána dvěma anatomickými strukturami, a to koncem týlní kosti a kostním výběžkem *crista galli* (obr. 5.8). Tento kostní výběžek vystupuje z kosti čichové a nachází se právě v mid-sagitálním řezu. Pro zvýraznění tohoto kostního výběžku je nejdříve provedena projekce 21 sagitálních řezů v okolí mid-sagitálního řezu.



Obr. 5.8: Projekce řezů v sagitální rovině s vyznačenými body pro stanovení CG-TOB referenční přímky.

Dalším krokem byla segmentace kostí lebky, a to nejdříve pomocí poloprahování, kdy měkké tkáně byly nahrazeny nulou a kosti měly zachovány původní hodnoty intenzity. Dále byla vytvořena hranová reprezentace obrazu a kosti lebky byly vyplněny jedničkami, pro získání binárního obrazu reprezentujícího lebku (obr. 5.9 B). Z tohoto binárního obrazu byl získán skeleton lebky (obr. 5.9 C) pomocí funkce *bwskel* [45], která pro vytvoření skeletonu využívá transformace středové osy. Analýza skeletonu byla použita pro nalezení oblasti zájmu, kde lze očekávat *crista galli*.

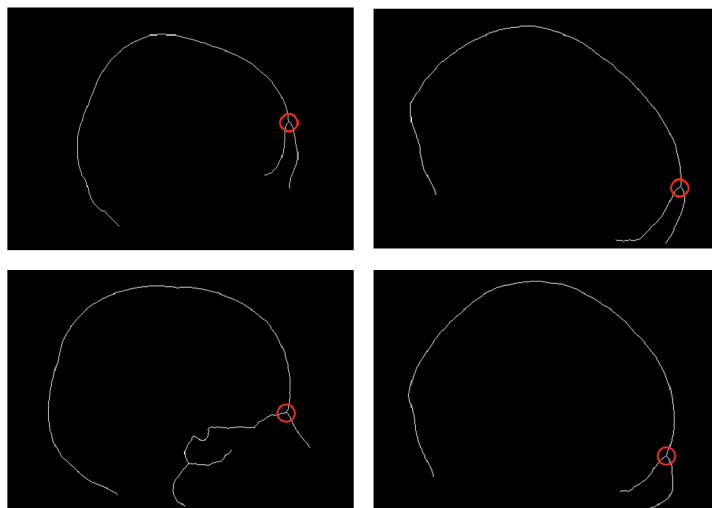


Obr. 5.9: Získání skeletonu lebky. Na obrázku A je projekce 21 sagitálních řezů v okolí mid-sagitálního řezu. Na obrázku B uprostřed je získaný binární obraz z projekce a na obrázku C je znázorněn skeleton lebky.

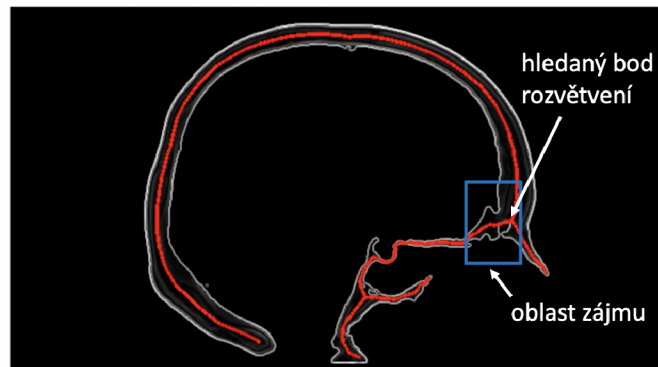
5.4.1 Detekce *crista galli*

V blízkosti *crista galli* se ve skeletu nachází rozvětvení (branchpoint). V tomto bodě dochází k rozšiřování kosti čelní (*os frontale*) a pokračování v kost nosní (*os nasale*). Tohoto rozvětvení je využito pro nalezení menší oblasti, kde je následně *crista galli* detekována. Rozvětvení je detekováno jako tzv. *branchpoint*.

Kvůli projekci několika řezů do jednoho, která je důležitá pro zvýraznění *crista galli*, dochází ke zviditelnění báze lebeční, což může vést k nalezení více bodů rozvětvení právě v této oblasti. Avšak požadovaný bod rozvětvení, který definuje oblast pro hledání *crista galli* se nachází jako první *branchpoint* při procházení skeletu lebky od konce týlní kosti po směru hodinových ručiček (obr. 5.10). Pro každý bod rozvětvení je počítána délka skeletu v px od počátku skeletu vlevo až po daný bod rozvětvení, bod s nejnižší vzdáleností v px je hledaný *branchpoint* definující oblast zájmu pro nalezení *crista galli* (obr. 5.11).

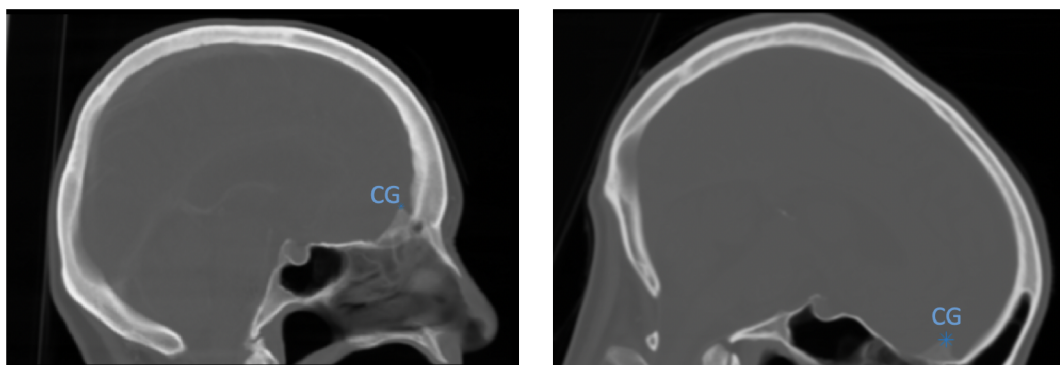


Obr. 5.10: Skeleton binární reprezentace lebky čtyř náhodně vybraných pacientů se znázorněným (červeně) bodem rozvětvení, který definuje oblast zájmu pro hledání *crista galli*. Na obrázku vlevo dole lze vidět více bodů rozvětvení z důvodu projekce více řezů, kdy může docházet ke zviditelnění báze lebeční.



Obr. 5.11: Znázornění hledaného bodu rozvětvení, který definuje oblast zájmu pro nalezení *crista galli*. Červeně je znázorněn skeleton binární reprezentace lebky, v modrém rámečku je znázorněna oblast zájmu pro detekci CG.

Samotná detekce *crista galli* probíhá pouze v malé oblasti objektu zájmu (znázorněno na obr. 5.11). Pro detekci je použita hranová reprezentace, která je získána pomocí Sobelovy masky pro aproximaci derivací. Dále je tato oblast prohledávána po sloupcích a je počítána vzdálenost v px od prvního řádku až po první bílý pixel, který reprezentuje hranu. Pro *crista galli* v mid-sagitální oblasti je charakteristické, že tvoří výběžek směrem nahoru a tedy vzdálenost od vrchu ke špičce výběžku je menší než vzdálenost k okolí. Z průběhu vzdáleností ke hranám je tedy *crista galli* stanovena jako lokální minimum. Ukázka výsledné detekce *crista galli* je znázorněna na obr. 5.12 níže.

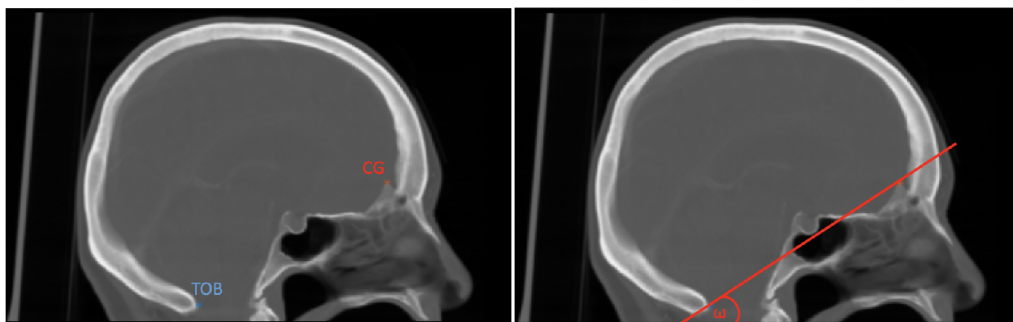


Obr. 5.12: Detekovaná *crista galli* (modře) zobrazená v projekci 21 řezů u dvou pacientů v mid-sagitálním řezu.

5.4.2 Detekce konce týlní kosti

Dalším krokem pro stanovení CG-TOB referenční přímky je detekce konce kosti týlní. K detekci byl využit vytvořený skeleton a binární obraz se segmentovanou lebkou popsany výše. Nejdříve byly získány koncové body skeletonu, a to pomocí analýzy skeletonu. Koncových bodů by mělo být ideálně tři, jeden koncový bod v levé části obrazu reprezentující právě konec týlní kosti a dva koncové body v pravé části obrazu, které reprezentují konec rozšiřování čelní kosti, případně pokračování kosti nosní. Na základě těchto znalostí je získán požadovaný koncový bod skeletonu nacházející se v blízkosti konce kosti týlní (obr. 5.13), který vymezuje prohledávanou oblast v okolí hledaného bodu pro stanovení CG-TOB přímky. Tato vymezená oblast zájmu je použita v binárním obraze se segmentovanou lebkou a výsledný konec týlní kosti je detekován tak, že je tato oblast prohledávána a je hledáno minimum vzdálenosti v px od okraje oblasti po první bílý pixel.

Po detekci konce týlní kosti a *crista galli* již lze určit referenční přímku CG-TOB a výsledný rotační úhel v sagitální rovině ω (obr. 5.13). Rotační úhel ω je dán úhlem mezi referenční přímkou a osou x , ten je vypočítán jako arkus tangens směrnice referenční přímky. Získané body pro stanovení referenční přímky a úhel ω jsou zobrazeny na obr. 5.13.



Obr. 5.13: Na obrázku vlevo je detekovaná *crista galli* CG (červeně) a konec týlní kosti TOB (modře) v projekci 21 řezů v sagitální rovině v okolí mid-sagitálního řezu. Na obrázku vpravo je znázorněna CG-TOB referenční přímka procházející detekovanými body. Výsledný rotační úhel ω je získán jako úhel mezi referenční přímkou a osou x

6 Vyhodnocení

Algoritmus byl otestován a validován na dvaceti 3D skenech hlavy v **.raw* formátu o velikosti $512 \times 512 \times N$ vx, kde N reprezentuje počet řezů, který byl pro každý sken odlišný. Dostupná data byla zarovnána dvojím způsobem. Axiální a koronální rovina pomocí algoritmu využívajícího korelačního koeficientu a posunu rotovaného snímku napříč řezy popsány v kap. 5.2 a sagitální rovina pomocí metody detekce referenční přímky CG-TOB popsané v kap. 5.4. Druhý způsob zarovnání axiální a koronální roviny byl pomocí Harrisova rohového detektoru popsáného v kap. 5.3 a sagitální rovina byla zarovnána opět pomocí metody detekce referenční přímky CG-TOB.

Výsledné rotační úhly pro jednotlivé roviny a metody byly vzájemně srovnány a dále byly porovnány s referenčními hodnotami rotačních úhlů. Referenční hodnoty rotačních úhlů byly získány manuálním zarovnáním dostupných skenů hlavy.

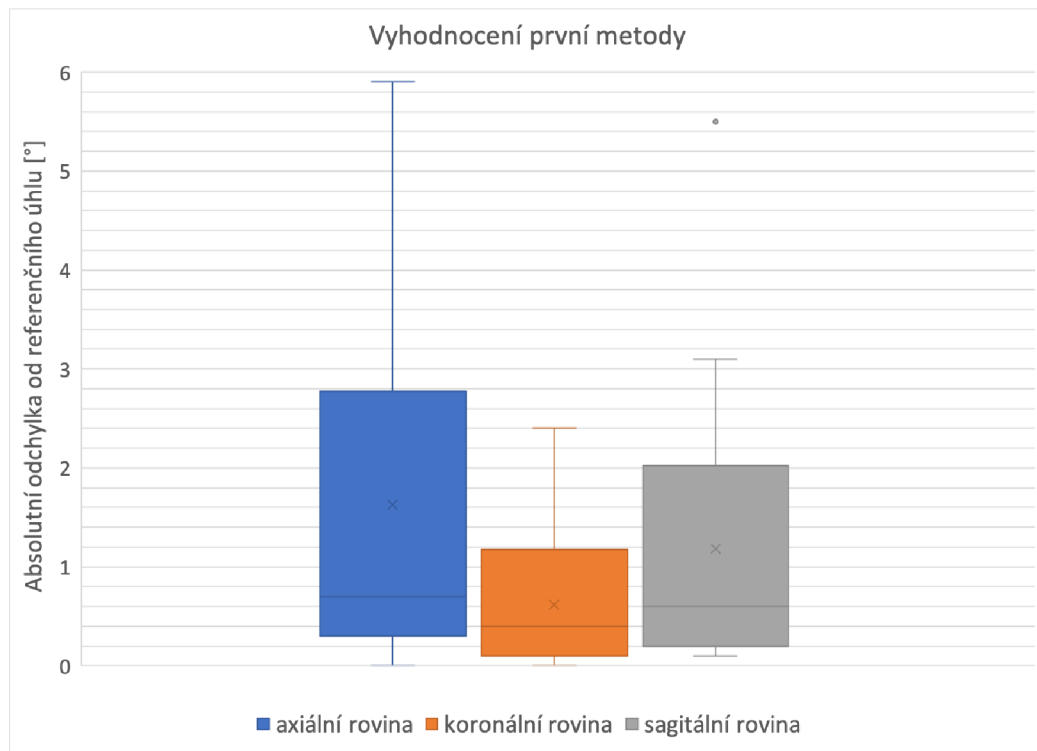
6.1 Vyhodnocení prvního přístupu

Průměrná absolutní odchylka rotačního úhlu od referenčního ve všech třech rovinách byla v tomto případě $1,1^\circ$. Nejlepších výsledků dosahovala tato metoda v koronální rovině s průměrnou absolutní odchylkou $0,6^\circ$ a mediánem $0,4^\circ$. Naopak nejvyšší absolutní odchylky bylo dosaženo v axiální rovině, a to $1,6^\circ$. V případě axiální a koronální roviny byly hodnoty mediánu absolutních odchylek téměř o polovinu nižší než průměrné absolutní odchylky. Výsledné průměrné absolutní odchylky od referenčního úhlu a medián jsou shrnuty v tab. 6.1.

Tab. 6.1: Průměrné absolutní odchylky a medián rotačních úhlů od referenčních ve třech rovinách

Axiální rovina		Koronální rovina		Sagitální rovina	
Průměr	Medián	Průměr	Medián	Průměr	Medián
$1,63^\circ$	$0,70^\circ$	$0,62^\circ$	$0,40^\circ$	$1,18^\circ$	$0,60^\circ$

Absolutní odchylky získaných rotačních úhlů od referenčních jsou znázorněny v krabicovém grafu na obr. 6.1. Z grafu je jednoznačně patrné, že nejnižších odchylek bylo dosaženo právě v koronální rovině, naopak nejvyšší odchylky byly získány zarovnáním v axiální rovině.



Obr. 6.1: Znázornění absolutních odchylek od referenčních rotačních úhlů získaných první metodou. Modře jsou znázorněny odchylky v axiální rovině, oranžově jsou znázorněny odchylky v koronální rovině a šedě jsou znázorněny odchylky v sagitální rovině.

6.2 Vyhodnocení druhého přístupu

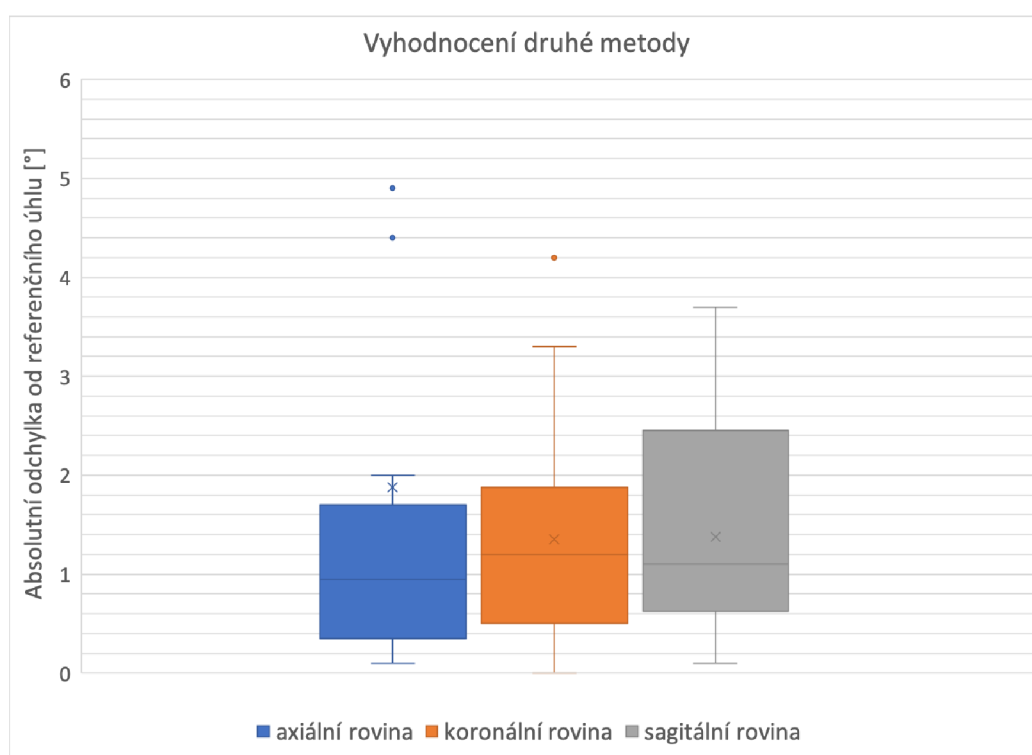
Celková průměrná absolutní odchylka ve všech třech rovinách byla v tomto případě $1,5^\circ$. Nejnižší průměrné absolutní odchylky od referenční hodnoty bylo dosaženo v koronální a sagitální rovině, v obou byla průměrná absolutní odchylka $1,4^\circ$. Tato metoda dosahovala ve všech rovinách velmi podobných výsledků.

V axiální rovině byla průměrná absolutní odchylka rovna $1,9^\circ$, avšak tato hodnota je velmi negativně ovlivněna odlehlou hodnotou 14° , které bylo dosaženo nedostatečným rotačním úhlem u jednoho pacienta. Přesto, že z hlediska průměrné absolutní odchylky je zarovnání v axiální rovině nejhorší, tak medián (1°), horní i spodní kvartil jsou v tomto případě nejvyšší. Výsledné průměrné absolutní odchylky této metody jsou shrnuty v tab. 6.2.

Tab. 6.2: Průměrné absolutní odchylky a medián rotačních úhlů od referenčních ve třech rovinách

Axiální rovina		Koronální rovina		Sagitální rovina	
Průměr	Medián	Průměr	Medián	Průměr	Medián
1,88°	0,95°	1,36°	1,20°	1,38°	1,10°

Krabicový graf získaných absolutních odchylek od referenčního rotačního úhlu je znázorněn na obr. 6.2. Z něj je patrné, že ve všech třech rovinách bylo dosaženo podobných výsledků.



Obr. 6.2: Znázornění absolutních odchylek od referenčních rotačních úhlů získaných druhou metodou. Modře jsou znázorněny odchylky v axiální rovině, oranžově jsou znázorněny odchylky v koronální rovině a šedě jsou znázorněny odchylky v sagitální rovině.

6.3 Porovnání výsledků z obou metod

První metoda zarovnání dosahovala průměrné absolutní odchylky rotačních úhlů ve všech třech rovinách 1,1°, zatímco druhá metoda dosahovala průměrné absolutní

odchylky 1,5°. Největší rozdíl byl pozorován v koronální rovině, kde byla průměrná absolutní odchylka první metody 0,6° a druhé metody 1,4°. Na základě získaných průměrných absolutních odchylek rotačního úhlu od referenčního dosahovala lepší výsledků první metoda založená na korelační analýze pro stanovení axiálního rotačního úhlu a posunu rotovaných snímků pro stanovení koronálního rotačního úhlu.

Správné zarovnání v sagitální rovině závisí na zarovnání v axiální a koronální rovině, které může v mid-sagitálním řezu změnit polohu výběžku *crista galli*. Jelikož je průměrná absolutní odchylka v axiální rovině pro obě metody podobná a větší rozdíl nastává až v rovině koronální, tak dosažení vyšší průměrné absolutní odchylky i mediánu v sagitální rovině u druhé metody může být způsobené právě horším zarovnáním v koronální rovině.

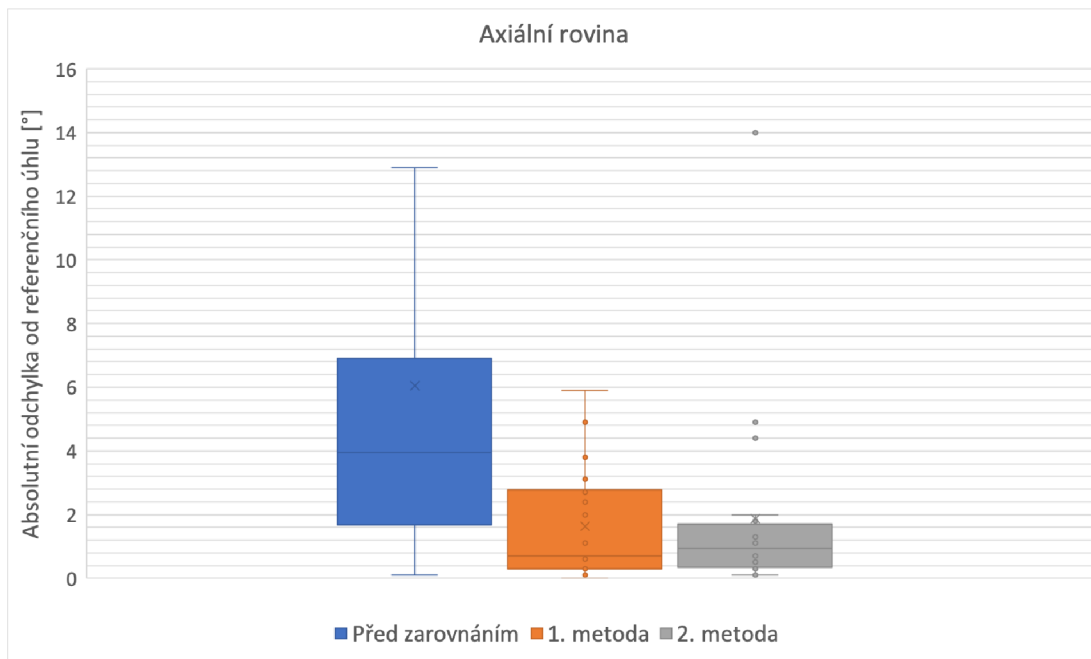
Výsledné průměrné absolutní odchylky a medián odchylek z obou metod jsou shrnuty v tabulce 6.3.

Tab. 6.3: Průměrné absolutní odchylky získaných úhlů od referenčních hodnot

	Absolutní odchylka [°]			
	1. metoda		2. metoda	
	průměr	medián	průměr	medián
Axiální rovina	1,63	0,70	1,88	0,95
Koronální rovina	0,62	0,40	1,36	1,20
Sagitální rovina	1,18	0,60	1,38	1,10

V axiální rovině byly absolutní odchylky od rotačních úhlů před zarovnáním v rozmezí 0,1-12,9° s jednou odlehlou hodnotou téměř 30°. Průměrná absolutní odchylka před zarovnáním byla 6°. Po zarovnání první i druhou metodou došlo k výraznému snížení odchylek, a to především po zarovnání druhou metodou, což je patrné z obr. 6.3, a to i přesto, že průměrná hodnota i medián odchylek byly nižší pro první metodu. Zde však byla získána také nejvyšší odchylka, a to 14°. Ta byla získána nedostatečným zarovnáním skenu hlavy pacienta, jehož rotační úhel v axiální rovině byl 29°. Po zarovnání nedošlo v žádném případě ke zhoršení rotace skenu, tj. zvýšení rotačního úhlu, směr rotace byl až na ojedinělé případy, většinou u rotačních úhlů blízkých nule, správný.

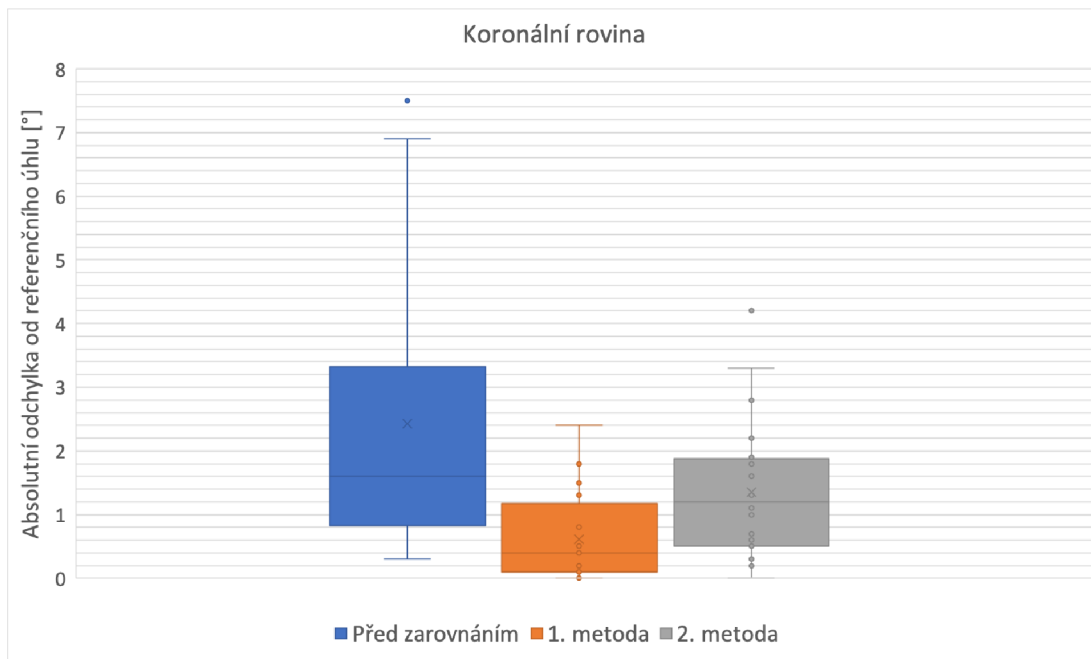
Porovnání absolutních odchylek rotačních úhlů před a po zarovnání v axiální rovině je znázorněno krabicovým grafem na obr. 6.3.



Obr. 6.3: Porovnání absolutních odchylek od referenčních úhlů před a po zarovnání v axiální rovině. Modře jsou znázorněny odchylky rotačního úhlu před zarovnáním, oranžově jsou znázorněny odchylky získané první metodou zarovnání a šedě jsou znázorněny odchylky od referenčních úhlů získané druhou metodou.

V koronální rovině byly absolutní odchylky od referenčního úhlu od $0,2^\circ$ až téměř 8° . Průměrná absolutní odchylka před zarovnáním byla $2,4^\circ$, oproti rotačním úhlům v axiální rovině, zde byly referenční rotační úhly výrazně nižší. Po zarovnání došlo opět k výraznému zlepšení, a to především po zarovnání první metodou, jak lze vidět na obr. 6.4, kde bylo dosaženo průměrné odchylky rotačního úhlu pouze $0,6^\circ$. V tomto případě lze říci, že pro zarovnání koronální roviny je jednoznačně lepší první metoda. Horší výsledky druhé metody mohou být způsobeny tím, že charakteristické anatomické struktury, které mohou být detekovány rohovým detektorem, jako např. orbita, se nachází z pohledu koronální roviny až v několika posledních řezech skenu.

Porovnání absolutních odchylek rotačních úhlů před a po zarovnání v koronální rovině je znázorněno krabicovým grafem na obr. 6.4.

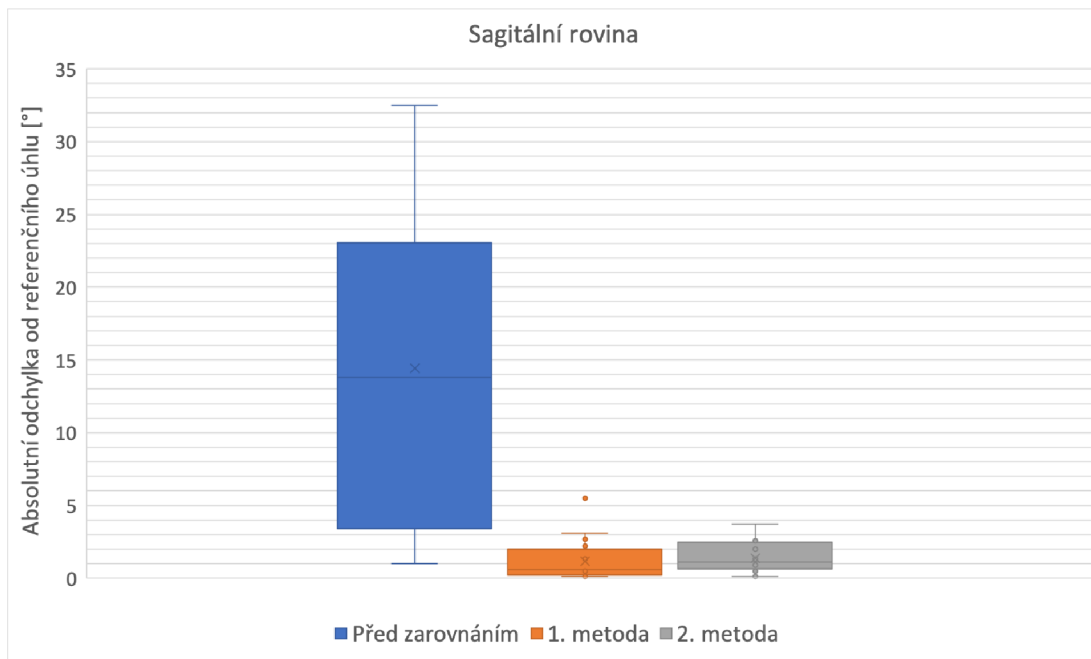


Obr. 6.4: Porovnání absolutních odchylek od referenčních úhlů před a po zarovnání v koronální rovině. Modře jsou znázorněny odchylky rotačního úhlu před zarovnáním, oranžově jsou znázorněny odchylky získané první metodou zarovnání a šedě jsou znázorněny odchylky od referenčních úhlů získané druhou metodou.

V sagitální rovině je oproti dvou výše zmíněným rovinám nejvyšší rozptyl rotačních úhlů před zarovnáním, a to $1-32,5^\circ$ s průměrnou absolutní odchylkou $14,4^\circ$. V této rovině bylo dosaženo obdobných výsledků zarovnáním skenu pomocí obou metod, což je vidět na obr. 6.5. Přesto dosahovala lepší výsledků první metoda. Zde je patrné, že i když byly skeny v sagitální rovině zarovnány stejnou metodou, tak bylo dosaženo odlišných výsledků právě proto, že výsledný rotační úhel je ovlivněn zarovnáním v axiální a koronální rovině.

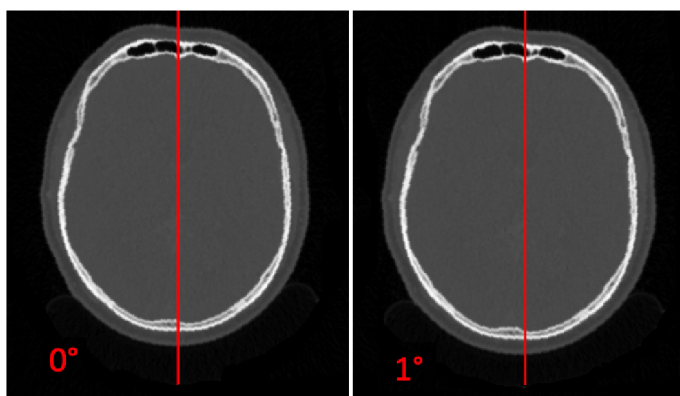
Jak již bylo zmíněno výše, největšího rozdílu mezi výsledky bylo dosaženo v koronální rovině, a tak lze předpokládat, že lepší zarovnání v koronální rovině v případě první metody vedlo také k jejímu lepšímu zarovnání v sagitální rovině, jelikož rotace hlavy v koronální rovině může mít vliv na polohu výběžku *crista galli* v mid-sagitálním řezu.

Porovnání absolutních odchylek rotačních úhlů před a po zarovnání v sagitální rovině je znázorněno krabicovým grafem na obr. 6.5, kde je také vidět nejvyšší pokles absolutních odchylek po zarovnání.



Obr. 6.5: Porovnání absolutních odchylek od referenčních úhlů před a po zarovnání v sagitální rovině. Modře jsou znázorněny odchylky rotačního úhlu před zarovnáním, oranžově jsou znázorněny odchylky získané první metodou zarovnání a šedě jsou znázorněny odchylky od referenčních úhlů získané druhou metodou.

Malé absolutní odchylky od referenčních úhlů, tj. kolem 1° , lze stále považovat za zanedbatelné, jak je vidět na obr. 6.6, kde je znázorněna rotace v axiální rovině o 1° . Přičemž vpravo je zobrazen správně zarovnaný sken hlavy v axiální rovině a vlevo je tentýž řez, avšak nedostatečně rotován o jeden stupeň. Červenou přímkou je znázorněna středová osa a při porovnání pravého a levého vyobrazeného 2D řezu v axiální rovině není na první pohled viditelná výrazná změna. Dále je třeba zdůraznit, že v žádném případě nedošlo, k detekci takového rotačního úhlu, který by byl velmi vzdálený referenční hodnotě.



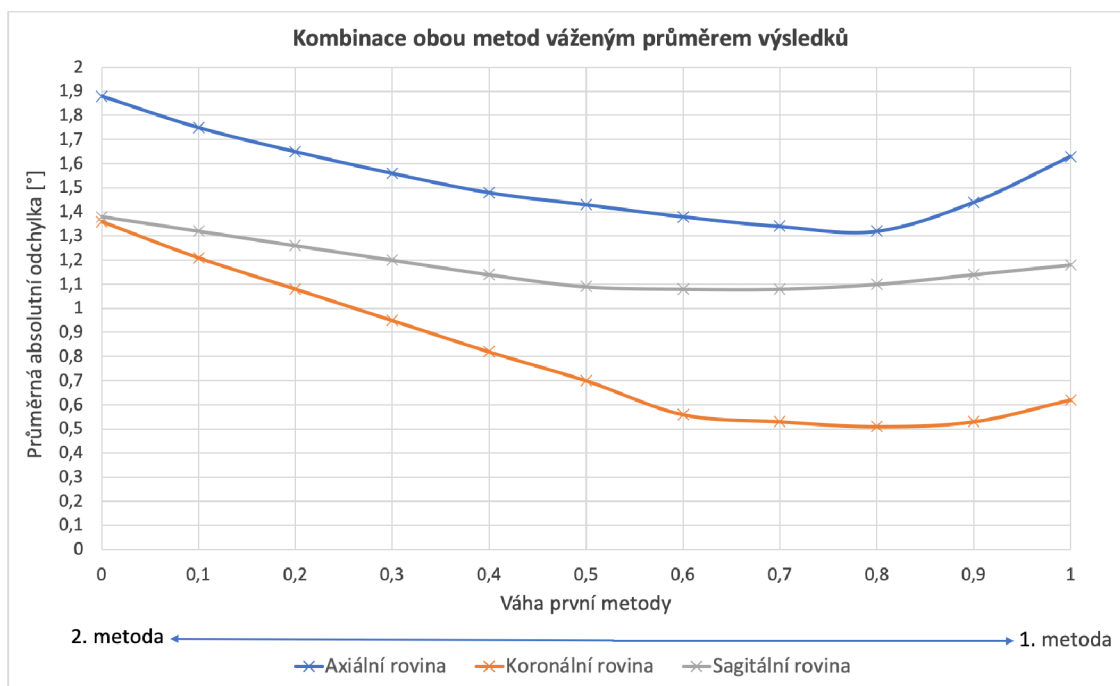
Obr. 6.6: Znázornění rotace skenu o 1° . Na levém snímku vyobrazen 2D řez v axiální rovině, který byl zarovnan o referenční úhel a na pravém snímku je tentýž řez, nyní však nedostatečně rotován o 1° . Červená přímka znázorňuje středovou osu.

6.4 Kombinace obou přístupů pro zarovnání

Výsledky rotačních úhlů z obou metod byly použity pro jejich vzájemnou kombinaci, s cílem dosažení přesnějších výsledků. Byly spočítány vážené průměry z výsledků obou metod pro jednotlivé roviny a výsledek je znázorněn na obr. 6.7, kde osa x reprezentuje váhu první metody a váha druhé metody je dána tak, aby součet vah byl roven jedné. Tedy váha nula pro první metodu odpovídá váha jedna pro druhou metodu atd.

Z grafu je patrné, že lepší výsledků bylo dosaženo váženým průměrem s větší vahou pro první metodu. Nejnižších odchylek od referenčních úhlů bylo dosaženo váženým průměrem v axiální a koronální rovině s vahou 0,8 pro první metodu a 0,2 pro druhou metodu. Nejnižší odchylka v sagitální rovině byla získána váženým průměrem s vahou 0,7 pro první metodu a 0,3 pro druhou metodu.

Nejlepší výsledky tedy odpovídaly průměrné absolutní odchylce $1,32^\circ$ pro axiální rovinu, $0,51^\circ$ pro koronální rovinu a $1,08^\circ$ pro sagitální rovinu. Výsledná průměrná absolutní odchylka ve všech rovinách tedy byla $0,97^\circ$. Kombinací výsledků obou přístupů pro zarovnání skenu hlavy také došlo k částečné eliminaci odlehlých hodnot a poklesu průměrných absolutních odchylek ve všech třech rovinách.

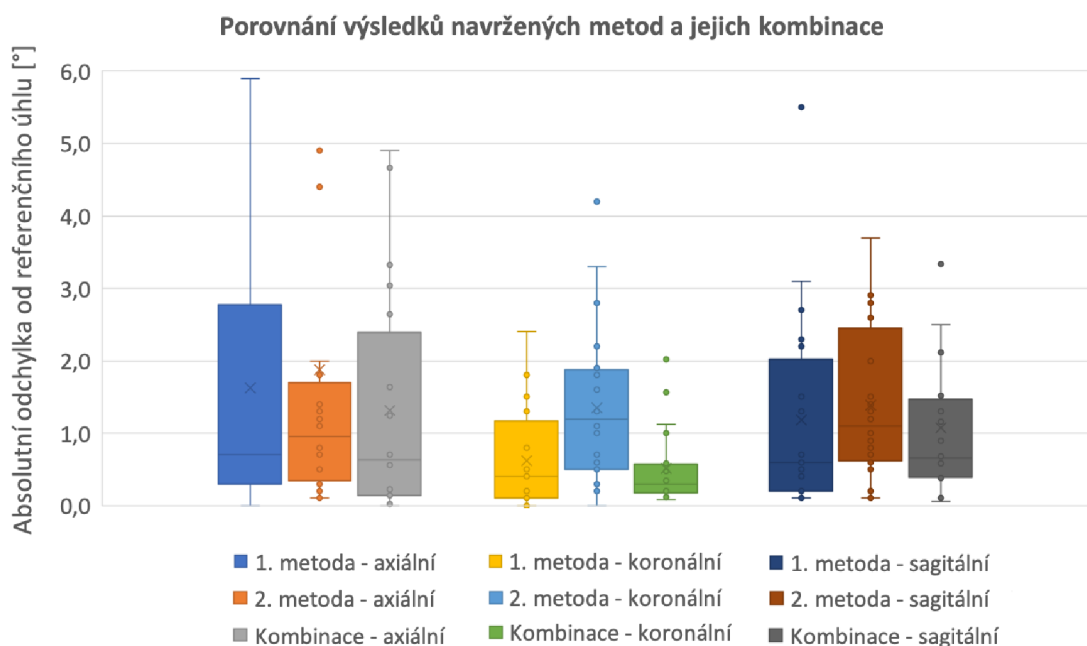


Obr. 6.7: Kombinace vážených průměrů výsledků obou metod. Modře je znázorněna axiální rovina, oranžově je znázorněna koronální rovina a šedě je znázorněna sagitální rovina. Osa x odpovídá váze první metody ve váženém průměru. Váha druhé metody odpovídá hodnotám převrácené osy x .

Na základě získaných vážených průměrů lze říci, že kombinace obou metod s upřednostněním první metody by mohla vést k přesnějším výsledkům zarovnání skenu hlavy. Porovnání absolutních odchylek od referenčního úhlu první metody, druhé metody a kombinace obou je znázorněno v tab. 6.4 a krabicový graf znázorňující absolutní odchylky od referenčních úhlů pro všechny roviny, obě dvě navržené metody a kombinace jejich výsledků je zobrazen na obr. 6.8.

Tab. 6.4: Průměrné absolutní odchylky získaných úhlů od referenčních hodnot

	Průměrná abs. odchylka [°]		
	1. metoda	2. metoda	Kombinace
Axiální rovina	1,63	1,88	1,32
Koronální rovina	0,62	1,36	0,51
Sagitální rovina	1,18	1,38	1,08



Obr. 6.8: Porovnání absolutních odchylek od referenčních úhlů navržených metod a jejich kombinace. První trojice znázorňuje odchylky získané pro axiální rovinu první, druhou metodou a jejich kombinací. Druhá trojice znázorňuje odchylky získané v koronální rovině první, druhou metodou a jejich kombinací a poslední trojice znázorňuje odchylky získané v sagitální rovině opět první, druhou metodou a jejich kombinací.

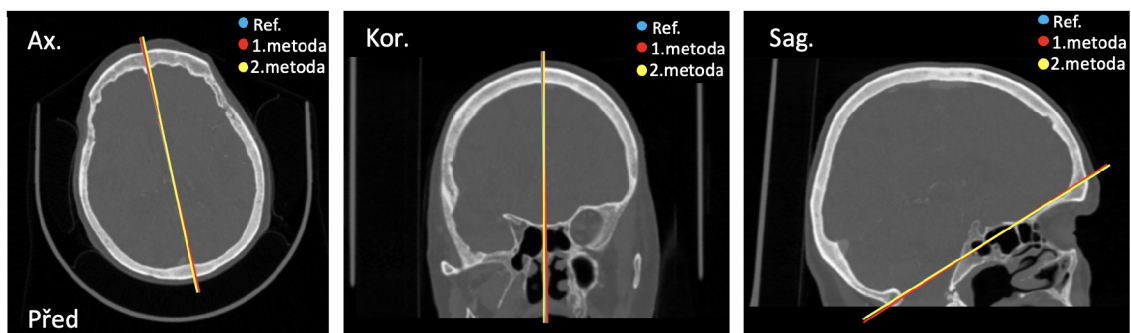
6.5 Zobrazení výsledků

Pro demonstraci výsledků jsou zobrazeny skeny hlavy ve všech třech rovinách s vyobrazenými přímkami, které reprezentují výsledky navržených metod. Dále jsou také zobrazeny zarovnané skeny hlavy pomocí první i druhé metody.

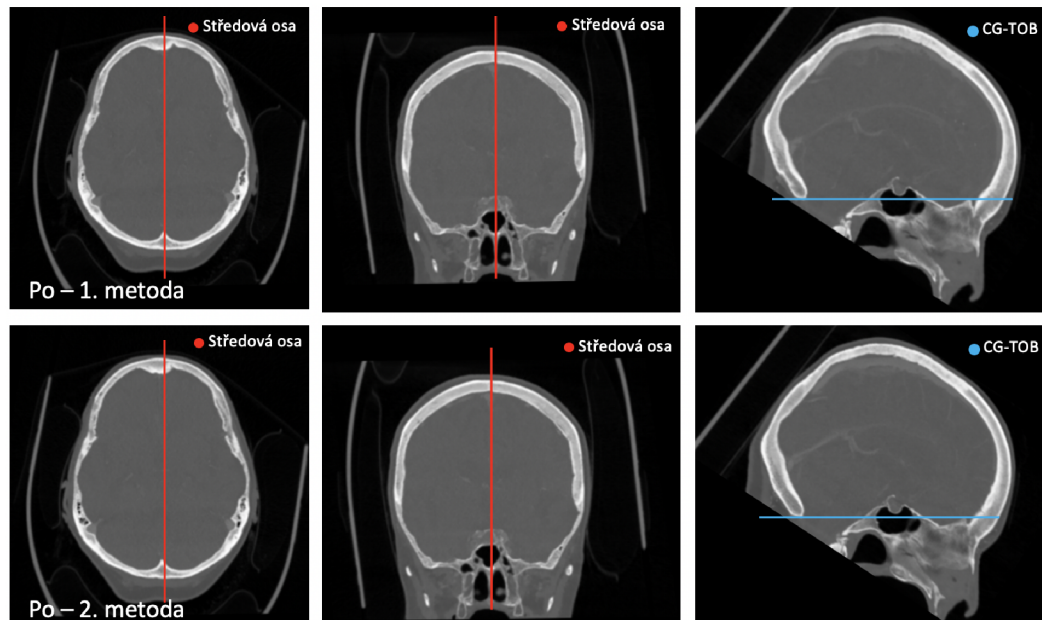
Na obr. 6.9 jsou vyobrazeny 2D řezy původního nezarovnaného skenu hlavy, kde došlo k detekci správných rotačních úhlů. Referenční přímkou a přímkami pod úhlem získaným ze zarovnání jsou barevně znázorněny. A jak je z obrázku vidět, ve všech třech rovinách dochází k překrývání přímk z jednotlivých metod s přímkou referenční. Obě dvě metody v tomto případě dosahovaly velmi podobných výsledků zarovnání. Nejvyšší absolutní odchylka v případě první metody byla v sagitální rovině $0,7^\circ$ a v případě druhé metody byla odchylka také $0,7^\circ$, ale v axiální rovině.

Na obr. 6.10 je zobrazen tentýž sken hlavy nyní již po zarovnání první a druhou metodou. Sloupce reprezentují jednotlivé roviny - axiální, koronální a sagitální a

řádky odpovídají první a druhé metodě. Jak je z obrázku patrné, před zarovnáním, byla v axiální rovině velká deviace ($12,9^\circ$), což vede k asymetrii hlavy v koronální rovině, po zarovnání byla hlava pacienta v axiální i koronální rovině symetrická.



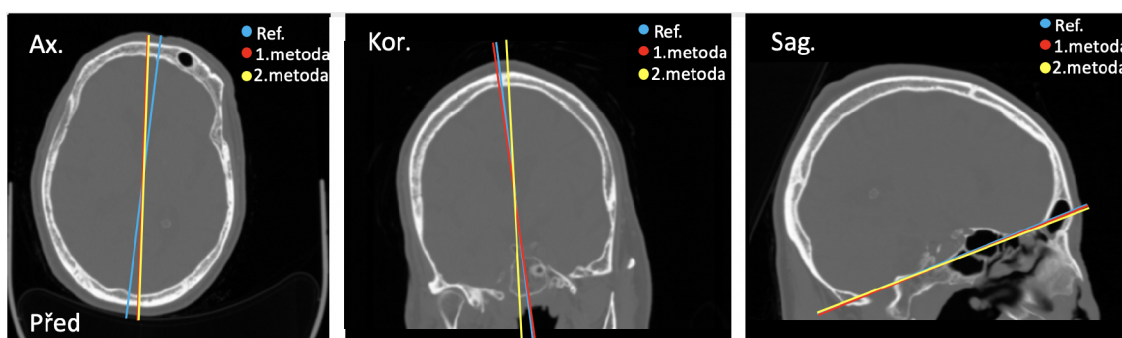
Obr. 6.9: Zobrazení skenu hlavy ve třech rovinách se znázorněnými přímkami, které reprezentují dosažené výsledky. Na obrázku vlevo je zobrazen 2D řez v axiální rovině, na obrázku uprostřed je řez v koronální rovině a na obrázku vpravo je mid-sagitální řez. Modře je znázorněna referenční přímka, červeně je znázorněna přímka pod úhlem získaným první metodou a žlutě je zobrazena přímka pod úhlem získaným druhou metodou.



Obr. 6.10: Zobrazení zarovnaného skenu hlavy pomocí první a druhé metody. Sloupce reprezentují jednotlivé roviny - axiální, koronální a sagitální. Červeně je znázorněna středová osa a modře je znázorněna CG-TOB přímka.

Další zobrazení výsledků, tentokrát s vyšší absolutní odchylkou od referenčního úhlu, je znázorněno na 2D řezech původního nezarovnaného skenu na obr. 6.11. Sloupce opět reprezentují jednotlivé roviny. V tomto případě lze pomocí znázorněných přímk, které znázorňují referenční přímkku a výsledky z obou metod, pozorovat odchylky především v axiální a koronální rovině. V axiální rovině dosahovaly obě metody stejného výsledku - detekovaný rotační úhel byl -2° , přičemž referenční úhel byl $-6,9^\circ$. I přes to, že výsledná absolutní odchylka je v tomto případě poměrně vysoká, tak došlo ke zlepšení po zarovnání, jak je vidět na obr. 6.12, který znázorňuje zarovnaný sken.

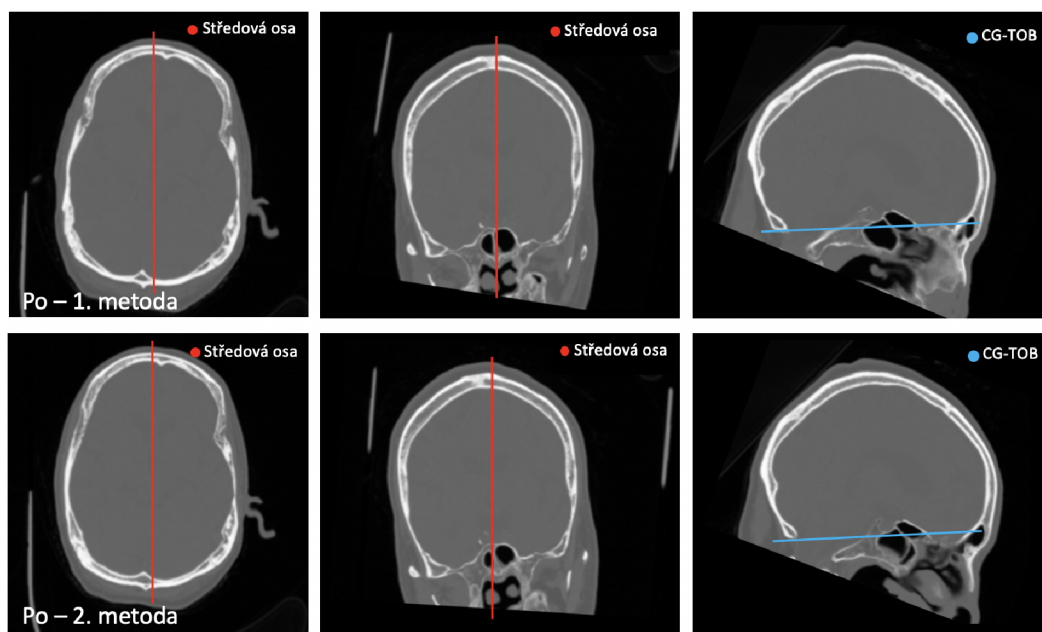
V koronální rovině dosahovala první metoda správného výsledku (obr. 6.11 červeně) a pouze v případě druhé metody (obr. 6.11 žlutě) bylo dosaženo vyšší odchylky. Opět však došlo alespoň ke zlepšení zarovnání. I přes vyšší dosažené odchylky v axiální a koronální rovině, byly absolutní odchylky v sagitální rovině nepatrné.



Obr. 6.11: Zobrazení skenu hlavy ve třech rovinách se znázorněnými přímkami, které reprezentují dosažené výsledky. Na obrázku vlevo je zobrazen 2D řez v axiální rovině, na obrázku uprostřed je řez v koronální rovině a na obrázku vpravo je mid-sagitální řez. Modře je znázorněna referenční přímkka, červeně je znázorněna přímkka pod úhlem získaným první metodou a žlutě je zobrazena přímkka pod úhlem získaným druhou metodou.

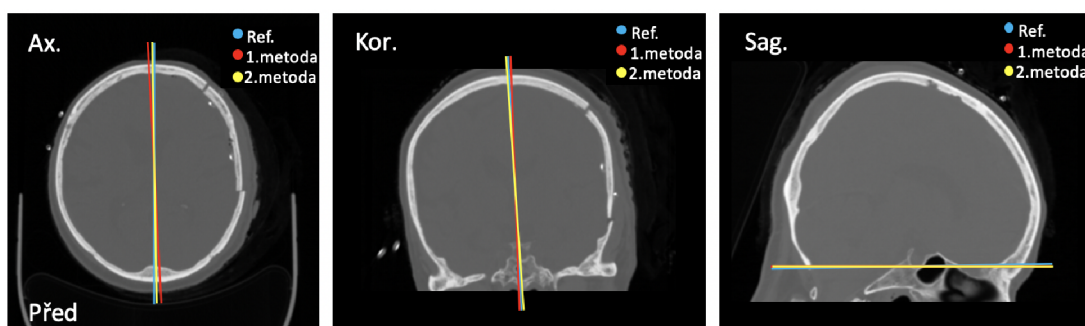
Na obr. 6.12 je znázorněn sken hlavy z obr. 6.11 po zarovnání v axiální, koronální a sagitální rovině první a druhou metodou. Jak je z obrázku vidět, tak ve všech rovinách došlo i přes vyšší absolutní odchylky úhlů po zarovnání ke zlepšení.

V axiální rovině lze pozorovat nedostatečnou rotaci vzhledem ke středové ose, která je znázorněna červeně. V koronální rovině je po zarovnání první metodou sken rotován správně, avšak po zarovnání druhou metodou je stále viditelná deviace. Zarovnání v sagitální rovině je v obou případech podobné, rozdíl v rotaci je v tomto případě $1,6^\circ$.



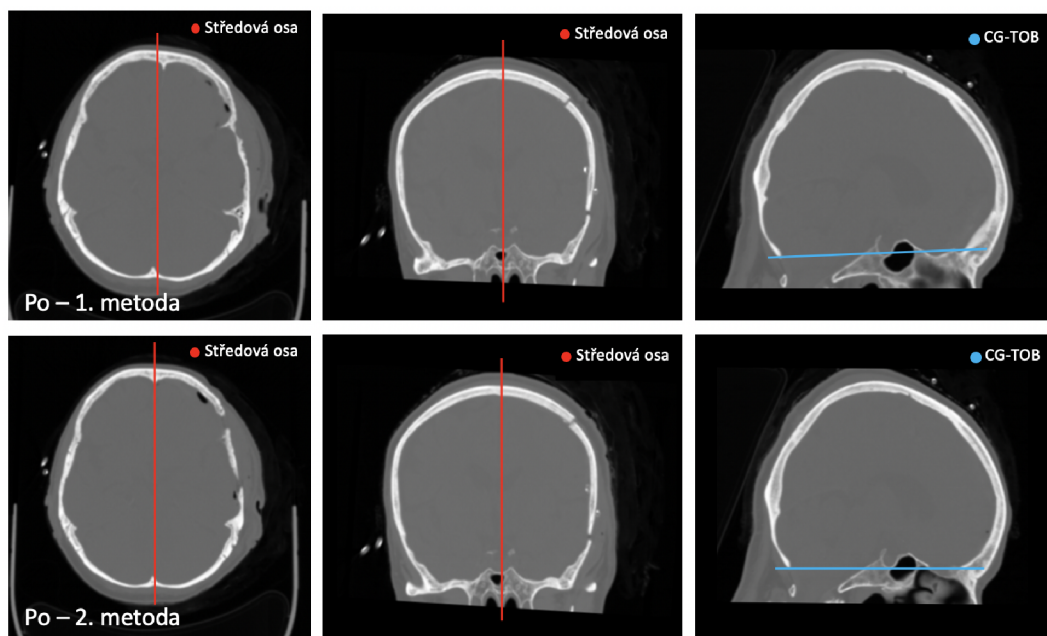
Obr. 6.12: Zobrazení zarovnaného skenu hlavy pomocí první a druhé metody. Sloupce reprezentují jednotlivé roviny - axiální, koronální a sagitální. Červeně je znázorněna středová osa a modře je znázorněna CG-TOB přímka.

Obě dvě metody byly otestovány i na skenu s traumatem lebky. Výsledek je znázorněn na obr. 6.13. I přesto, že oba dva přístupy jsou založené na analýze kostí a trauma lebky by tedy mohlo negativně ovlivnit výsledné zarovnání, tak především v případě druhé metody, bylo dosaženo velmi dobrých výsledků.



Obr. 6.13: Zobrazení skenu hlavy ve třech rovinách se znázorněnými přímkami, které reprezentují dosažené výsledky. Na obrázku vlevo je zobrazen 2D řez v axiální rovině, na obrázku uprostřed je řez v koronální rovině a na obrázku vpravo je mid-sagitální řez. Modře je znázorněna referenční přímka, červeně je znázorněna přímka pod úhlem získaným první metodou a žlutě je zobrazena přímka pod úhlem získaným druhou metodou.

Zarovnaný sken hlavy s traumatem je zobrazen na obr. 6.14. Koronální i sagitální rovina byly zarovnaný správně. V případě axiální roviny bylo zarovnání správné pouze v případě druhé metody. Po zarovnání první metodou došlo k mírnému zhoršení. Na vyobrazeném 2D řezu v axiální rovině je vidět mírná rotace po směru hodinových ručiček proti středové ose, které je znázorněna červeně.



Obr. 6.14: Zobrazení zarovnaného skenu hlavy pomocí první a druhé metody. Sloupce reprezentují jednotlivé roviny - axiální, koronální a sagitální. Červeně je znázorněna středová osa a modře je znázorněna CG-TOB přímka.

Závěr

Cílem práce bylo vytvoření algoritmu pro automatické zarovnání CT skenu hlavy. Součástí práce je teoretický rozbor anatomie hlavy se zaměřením na význačné body, které jsou klíčové pro nalezení rotačních úhlů v axiální a koronální rovině a pro detekci orbitomeatální roviny. Dále bylo popsáno radiologické zarovnání CT skenu hlavy s využitím referenční přímky OML a dalších alternativních referenčních přímek v porovnání se zarovnáním u MR.

Byla vypracována literární rešerše již existujících metod pro zarovnání skenu hlavy v CT snímcích ve třech rovinách (axiální, koronální a sagitální). V axiální a koronální rovině lze využít k nalezení rotačního úhlu bilaterální symetrie hlavy, zatímco v mid-sagitální rovině je zarovnání prováděno na základě zvolené referenční přímky. Dále byly popsány metody zpracování obrazu, které jsou v práci využívány.

Pro zarovnání skenu hlavy byly navrženy a implementovány v programovém prostředí Matlab dvě metody pro nalezení rotačních úhlů v axiální a koronální rovině. První metoda využívá korelační analýzy v axiálním směru a posunutí od středu jednotlivých řezů jednoho skenu pro stanovení úhlu v koronální rovině. Druhá metoda je založena na detekci rohů v obraze a využívá v obou rovinách rohový Harissův detektor pro nalezení význačných bodů. Dále byla navržena a implementována metoda pro zarovnání sagitální roviny, která pro detekci rotačního úhlu využívá TOB-CG referenční přímku. Body, kterými je dána tato referenční přímka, jsou získány pomocí vytvoření skeletu binárního obrazu lebky a jeho následné analýzy.

Obě implementované metody byly otestovány a validovány na dvaceti pacientech na základě absolutní odchylky rotačního úhlu od referenční hodnoty. Referenční hodnoty rotačních úhlů byly stanoveny manuálním zarovnáním. Na základě těchto dostupných dat dosahovala lepších výsledků první navržená metoda. Průměrná absolutní odchylka rotačních úhlů od referenčních hodnot ve všech třech rovinách byla v případě první metody $1,1^\circ$ a v případě druhé metody $1,5^\circ$. Vůbec nejnižší průměrné absolutní odchylky bylo dosaženo zarovnáním první metodou v koronální rovině, kde byla odchylka pouhých $0,6^\circ$.

Dále byly výsledky obou přístupů porovnány a následně zkombinovány váženým průměrem s cílem dosažení lepších výsledků. Nejnižších hodnot absolutních odchylek bylo dosaženo váženým průměrem s vyšší vahou pro první metodu. Tímto způsobem byla získána výsledná průměrná absolutní odchylka pro všechny tři roviny $0,97^\circ$. Kombinací dílčích výsledků tak bylo dosaženo nižší absolutní odchylky. Lze tak předpokládat, že by mohlo být dosaženo lepších výsledků i kombinací algoritmů obou metod.

Automatické zarovnání CT skenu hlavy by tak případně mohlo nahradit zarovnání skenu expertem, tím pádem také zkrátit čas potřebný pro vyšetření. Využití

jiné referenční přímky, v tomto případě CG-TOB, oproti standardně využívané OML přímce pro zarovnání sagitální roviny, může usnadnit porovnání snímků z různých zobrazovacích technik.

Literatura

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [2] PENG, XIONGQI, GENG LIU a ZAOYANG GUO. FINITE ELEMENT CONTACT ANALYSIS OF A HUMAN SAGITTAL KNEE JOINT. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* [online]. 2012, **10**(02), 225-236 [cit. 2019-11-29]. DOI: 10.1142/S0219519410003423. ISSN 0219-5194. Dostupné z: <https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219519410003423>
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 978-80-7169-970-5.
- [4] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 9788024741086.
- [5] CHARVÁT, František a Bohumil MARKALOUS. *Zobrazení hlavy: metodika vyšetřování, anatomie, patologie, klinika : CT, MR, RTG, PET, PET/CT, sonografie, endoskopie, angiografie, intervenční neuroradiologie, navigovaná chirurgie*. Praha: Triton, c2006. ISBN 80-7254-904-9.
- [6] KAISER, Adeel, Timothy E. SCHULTHEISS, Jeffrey Y.C. WONG, et al. Pitch, roll, and yaw variations in patient positioning. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics* [online]. 2006, **66**(3), 949-955 [cit. 2019-11-29]. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2006.05.055. ISSN 03603016. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0360301606009734>
- [7] FERNÁNDEZ, Alberto, Rubén USAMENTIAGA, Juan CARÚS a Rubén CASADO. Driver Distraction Using Visual-Based Sensors and Algorithms. *Sensors* [online]. 2016, **16**(11) [cit. 2019-11-29]. DOI: 10.3390/s16111805. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/16/11/1805>
- [8] TALAIRACH, J. a Pierre TOURNOUX. *Co-planar stereotaxic atlas of the human brain: 3-dimensional proportional system : an approach to cerebral imaging*. New York: Georg Thieme, 1988. ISBN 3137117011.
- [9] KIM, Y.I., K.J. AHN, Y.A. CHUNG a B.S. KIM. A New Reference Line for the Brain CT: The Tuberculum Sellae-Occipital Protuberance Line is Parallel to the Anterior/Posterior Commissure Line. *American Journal of Neuroradiology* [online]. 2009, **30**(9), 1704-1708 [cit. 2019-11-08]. DOI: 10.3174/ajnr.A1676. ISSN 0195-6108. Dostupné z: <http://www.ajnr.org/lookup/doi/10.3174/ajnr.A1676>

- [10] WEISS, Kenneth L., Judd STORRS, Jane L. WEISS a William STRUB. CT Brain Prescriptions in Talairach Space: A New Clinical Standard. *American Journal of Neuroradiology*. 2004, **25**(2), 233-237.
- [11] DUDA, Richard O. a Peter E. HART. Use of the Hough transformation to detect lines and curves in pictures. *Communications of the ACM* [online]. **15**(1), 11-15 [cit. 2019-11-16]. DOI: 10.1145/361237.361242. ISSN 00010782. Dostupné z: <http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=361237.361242>
- [12] BRUMMER, M.E. Hough transform detection of the longitudinal fissure in tomographic head images. *IEEE Transactions on Medical Imaging* [online]. **10**(1), 74-81 [cit. 2019-11-16]. DOI: 10.1109/42.75613. ISSN 02780062. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/75613/>
- [13] MARAIS, P., R. GUILLEMAUD, M. SAKUMA, A. ZISSERMAN a M. BRADY. Visualising cerebral asymmetry. HÖHNE, Karl Heinz a Ron KIKINIS, ed. *Visualization in Biomedical Computing* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1996, 1996-2-2, s. 411-416 [cit. 2019-11-16]. Lecture Notes in Computer Science. DOI: 10.1007/BFb0046981. ISBN 978-3-540-61649-8. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BFb0046981>
- [14] SMITH, Stephen a Mark JENKINSON. Accurate Robust Symmetry Estimation. TAYLOR, Chris a Alain COLCHESTER, ed. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI-99* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1999, 1999, s. 308-317 [cit. 2019-11-16]. Lecture Notes in Computer Science. DOI: 10.1007/10704282_34. ISBN 978-3-540-66503-8. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/10704282_34
- [15] RUPPERT, Guilherme C. S., Leonid TEVEROVSKIY, Chen-Ping YU, Alexandre X. FALCAO a Yanxi LIU. A new symmetry-based method for mid-sagittal plane extraction in neuroimages. In: *2011 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro* [online]. IEEE, 2011, 2011, s. 285-288 [cit. 2019-11-16]. DOI: 10.1109/ISBI.2011.5872407. ISBN 978-1-4244-4127-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5872407/>
- [16] PRIMA, S., S. OURSELIN a N. AYACHE. Computation of the mid-sagittal plane in 3-D brain images. *IEEE Transactions on Medical Imaging* [online]. **21**(2), 122-138 [cit. 2019-11-15]. DOI: 10.1109/42.993131. ISSN 02780062. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/993131/>
- [17] YANXI LIU, R.T. COLLINS a W.E. ROTHFUS. Robust midsagittal plane extraction from normal and pathological 3-D neuroradiology

- images. *IEEE Transactions on Medical Imaging* [online]. **20**(3), 175-192 [cit. 2019-11-16]. DOI: 10.1109/42.918469. ISSN 02780062. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/918469/>
- [18] VERARD, L., P. ALLAIN, J.M. TRAVERE, J.C. BARON a D. BLOYET. Fully automatic identification of AC and PC landmarks on brain MRI using scene analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging* [online]. **16**(5), 610-616 [cit. 2019-11-16]. DOI: 10.1109/42.640751. ISSN 02780062. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/640751/>
- [19] ANBAZHAGAN, P., A. CARASS, P. BAZIN a J.L. PRINCE. Automatic Estimation of Midsagittal Plane and AC-PC Alignment Based on Nonrigid Registration. In: *3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano, 2006* [online]. IEEE, 2006, s. 828-831 [cit. 2019-11-16]. DOI: 10.1109/ISBI.2006.1625046. ISBN 0-7803-9576-X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1625046/>
- [20] ZHANG, Li, Josien P. W. PLUIM, Benoit M. DAWANT, Qing XU, Chong CHEN a Carol L. NOVAK. *Automated alignment of MRI brain scan by anatomic landmarks* [online]. In: . 2009-2-26, 72592M- [cit. 2019-11-16]. DOI: 10.1117/12.812236. Dostupné z: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.812236>
- [21] COOTES, T.F., C.J. TAYLOR, D.H. COOPER a J. GRAHAM. Active Shape Models-Their Training and Application. *Computer Vision and Image Understanding* [online]. 1995, **61**(1), 38-59 [cit. 2019-11-16]. DOI: 10.1006/cviu.1995.1004. ISSN 10773142. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1077314285710041>
- [22] JAN, Jiri. *Medical image processing, reconstruction, and restoration: concepts and methods*. Boca Raton, FL: Taylor and Francis, 2006. ISBN 0-8247-5849-8.
- [23] ANGELINA., S, L. Padma SURESH a S.H. Krishna VENI. Image segmentation based on genetic algorithm for region growth and region merging. In: *2012 International Conference on Computing, Electronics and Electrical Technologies (ICCEET)* [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 970-974 [cit. 2019-11-27]. DOI: 10.1109/ICCEET.2012.6203833. ISBN 978-1-4673-0212-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6203833/>
- [24] SEMMLOW, John L. *Biosignal and medical image processing*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, c2009. ISBN 978-1-4200-6230-4.

- [25] KOHLER, Ralf. A Segmentation System Based on Thresholding. *Computer Graphics and Image Processing*. 1981, **15**(4), 319-338. DOI: 10.1016/S0146-664X(81)80015-9.
- [26] OTSU, Nobuyuki. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics* [online]. 1979, **9**(1), 62-66 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1109/TSMC.1979.4310076. ISSN 0018-9472. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4310076/>
- [27] Theory of edge detection. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B. Biological Sciences* [online]. 1980, **207**(1167), 187-217 [cit. 2019-11-28]. DOI: 10.1098/rspb.1980.0020. ISSN 2053-9193. Dostupné z: <http://www.royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rspb.1980.0020>
- [28] CANNY, John. A Computational Approach to Edge Detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* [online]. 1986, **PAMI-8**(6), 679-698 [cit. 2019-11-28]. DOI: 10.1109/TPAMI.1986.4767851. ISSN 0162-8828. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4767851>
- [29] HARRIS, C. a M. STEPHENS. A Combined Corner and Edge Detector. In: *Proceedings of the Alvey Vision Conference 1988* [online]. Alvey Vision Club, 1988, 1988, 23.1-23.6 [cit. 2019-11-28]. DOI: 10.5244/C.2.23. Dostupné z: <http://www.bmva.org/bmvc/1988/avc-88-023.html>
- [30] SÁNCHEZ, Javier, Nelson MONZ-N a Agustín SALGADO. An Analysis and Implementation of the Harris Corner Detector. *Image Processing On Line* [online]. 2018, **8**, 305-328 [cit. 2019-11-28]. DOI: 10.5201/ipol.2018.229. ISSN 2105-1232. Dostupné z: http://www.ipol.im/pub/art/2018/229/?utm_source=doi
- [31] ZITOVÁ, Barbara a Jan FLUSSER. Image registration methods: a survey. *Image and Vision Computing* [online]. 2003, **21**(11), 977-1000 [cit. 2019-11-29]. DOI: 10.1016/S0262-8856(03)00137-9. ISSN 02628856. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0262885603001379>
- [32] SAHA, Punam K., Gunilla BORGEFORS a Gabriella SANNITI DI BAJA. Skeletonization and its applications — a review. *Skeletonization* [online]. Elsevier, 2017, 2017, s. 3-42 [cit. 2020-04-02]. DOI: 10.1016/B978-0-08-101291-8.00002-X. ISBN 9780081012918. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978008101291800002X>

- [33] BLUM, Harold Francis. A transformation for extracting new descriptors of shape. *Models for the Perception of Speech and Visual Form*. MIT Press, 1967, s. 362-381.
- [34] SHARMA, Shivani. Medial Axis Transformation based Skeletonization of Image Patterns using Image Processing Techniques. *IOSR Journal of Computer Engineering* [online]. 2013, **13**(4), 07-10 [cit. 2020-04-01]. DOI: 10.9790/0661-1340710. ISSN 22788727. Dostupné z: <http://www.iosrjournals.org/iosr-jce/papers/Vol13-issue4/B01340710.pdf?id=4836>
- [35] SOLÍS MONTERO, Andrés a Jochen LANG. Skeleton pruning by contour approximation and the integer medial axis transform. *Computers Graphics* [online]. 2012, **36**(5), 477-487 [cit. 2020-04-02]. DOI: 10.1016/j.cag.2012.03.029. ISSN 00978493. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0097849312000684>
- [36] SCHMITT, Michel. Some examples of algorithms analysis in computational geometry by means of mathematical morphological techniques. BOISSONNAT, J.-D. a J.-P. LAUMOND, ed. *Geometry and Robotics* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1989, 1989-5-31, s. 225-246 [cit. 2020-04-02]. Lecture Notes in Computer Science. DOI: 10.1007/3-540-51683-2_33. ISBN 978-3-540-51683-5. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/3-540-51683-2_33
- [37] OGNIEWICZ, R.L. a O. KÜBLER. Hierarchic Voronoi skeletons. *Pattern Recognition* [online]. 1995, **28**(3), 343-359 [cit. 2020-04-02]. DOI: 10.1016/0031-3203(94)00105-U. ISSN 00313203. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/003132039400105U>
- [38] BERTHILSSON, R. Affine correlation. In: *Proceedings. Fourteenth International Conference on Pattern Recognition (Cat. No.98EX170)* [online]. IEEE Comput. Soc, 1998, s. 1458-1460 [cit. 2019-11-29]. DOI: 10.1109/ICPR.1998.711979. ISBN 0-8186-8512-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/711979/>
- [39] SIMPER, A. Correcting general band-to-band misregistrations. In: *Proceedings of 3rd IEEE International Conference on Image Processing* [online]. IEEE, 1996, s. 597-600 [cit. 2019-11-29]. DOI: 10.1109/ICIP.1996.560932. ISBN 0-7803-3259-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/560932/>
- [40] ZHANG, Zhengyou. Parameter estimation techniques: a tutorial with application to conic fitting. *Image and Vision Computing* [online]. 1997, **15**(1), 59-76 [cit. 2019-12-27]. DOI: 10.1016/S0262-8856(96)01112-2. ISSN 02628856. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0262885696011122>

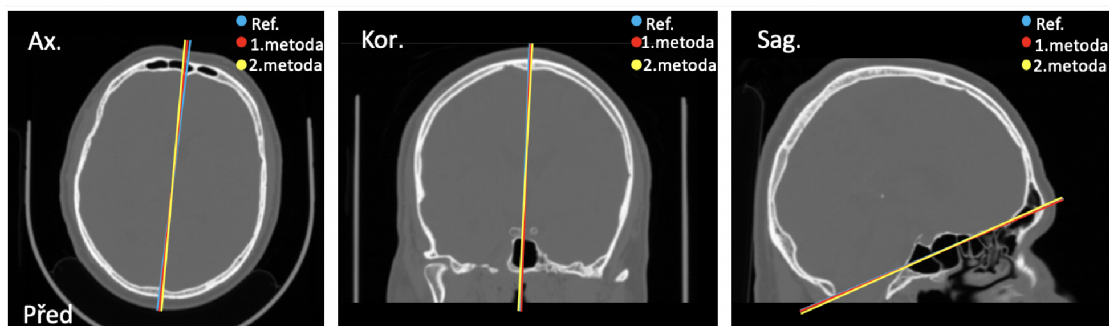
- [41] PUKELSHEIM, Friedrich. The Three Sigma Rule. *The American Statistician* [online]. 1994, **48**(2), 88-91 [cit. 2019-12-29]. DOI: 10.1080/00031305.1994.10476030. ISSN 0003-1305. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00031305.1994.10476030>
- [42] ALAHI, A., R. ORTIZ a P. VANDERGHEYNST. FREAK: Fast Retina Keypoint. In: *2012 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 510-517 [cit. 2019-12-31]. DOI: 10.1109/CVPR.2012.6247715. ISBN 978-1-4673-1228-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6247715/>
- [43] TORR, P.H.S. a D.W. MURRAY. The Development and Comparison of Robust Methods for Estimating the Fundamental Matrix. *International Journal of Computer Vision* [online]. **24**(3), 271-300 [cit. 2020-04-17]. DOI: 10.1023/A:1007927408552. ISSN 09205691. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1023/A:1007927408552>
- [44] FISCHLER, Martin A. a Robert C. BOLLES. Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. *Communications of the ACM* [online]. **24**(6), 381-395 [cit. 2020-04-17]. DOI: 10.1145/358669.358692. ISSN 00010782. Dostupné z: <http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=358669.358692>
- [45] Bwskel. *MathWorks* [online]. [cit. 2020-05-25]. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/images/ref/bwskel.html?s_tid=mwa_osa_a

Seznam příloh

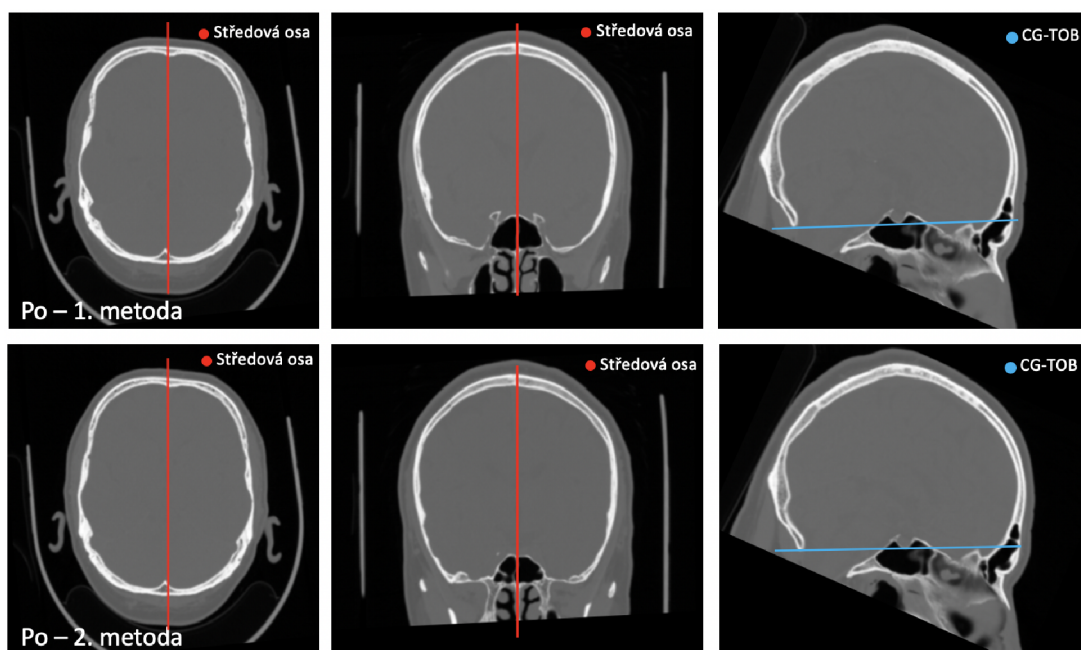
A	Zobrazení výsledků zarovnání CT skenu	71
A.1	CT sken hlavy 1	71
A.2	CT sken hlavy 2	72
A.3	CT sken hlavy 3	73

A Zobrazení výsledků zarovnání CT skenu

A.1 CT sken hlavy 1

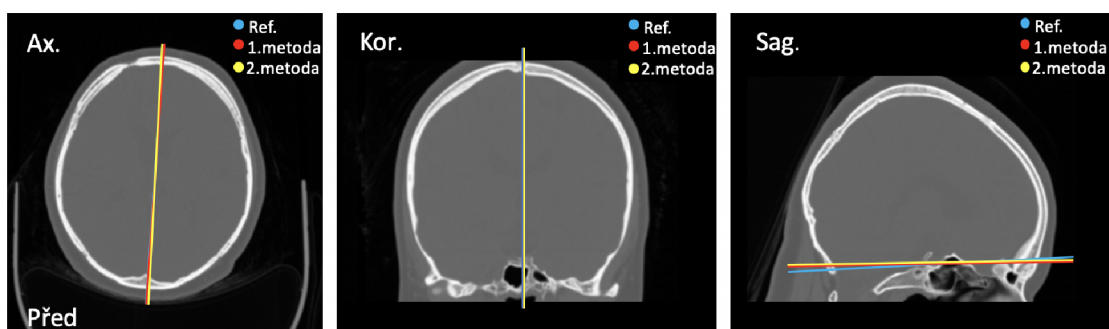


Obr. A.1: Zobrazení skenu hlavy ve třech rovinách se znázorněnými přímkami, které reprezentují dosažené výsledky. Na obrázku vlevo je zobrazen 2D řez v axiální rovině, na obrázku uprostřed je řez v koronální rovině a na obrázku vpravo je mid-sagitální řez. Modře je znázorněna referenční přímka, červeně je znázorněna přímka pod úhlem získaným první metodou a žlutě pod úhlem získaným druhou metodou.

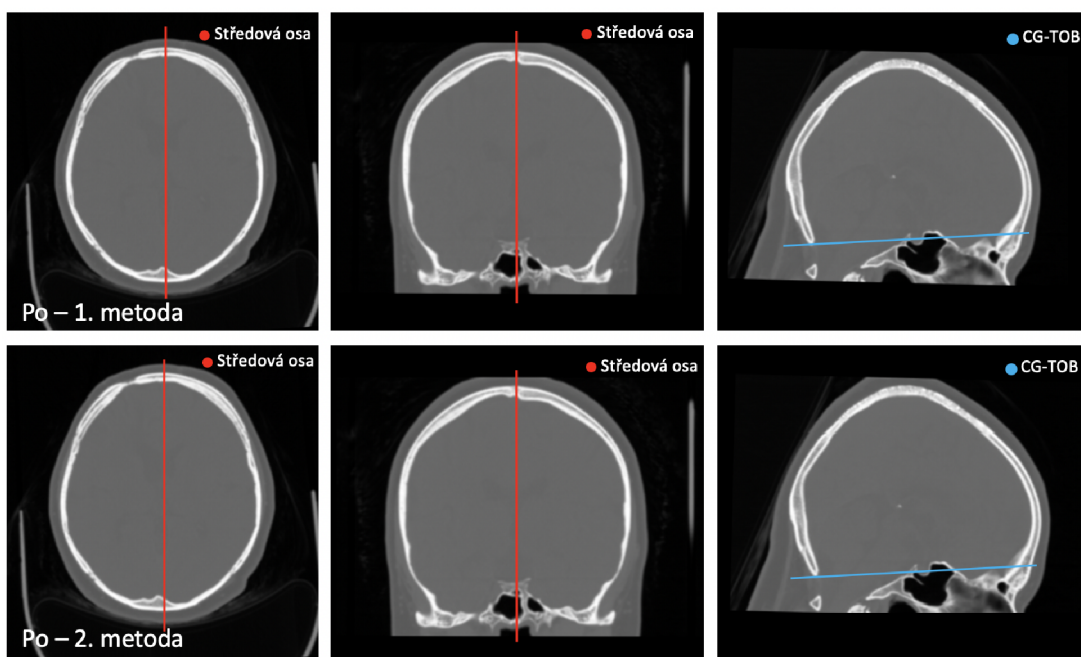


Obr. A.2: Zobrazení zarovnaného skenu hlavy pomocí první a druhé metody. Sloupce reprezentují jednotlivé roviny - axiální, koronální a sagitální. Červeně je znázorněna středová osa a modře je znázorněna CG-TOB přímka.

A.2 CT sken hlavy 2

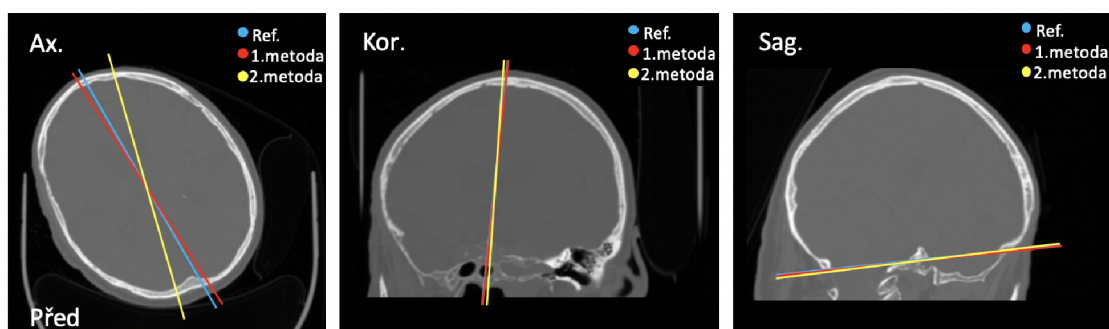


Obr. A.3: Zobrazení skenu hlavy ve třech rovinách se znázorněnými přímkami, které reprezentují dosažené výsledky. Na obrázku vlevo je zobrazen 2D řez v axiální rovině, na obrázku uprostřed je řez v koronální rovině a na obrázku vpravo je mid-sagitální řez. Modře je znázorněna referenční přímka, červeně je znázorněna přímka pod úhlem získaným první metodou a žlutě pod úhlem získaným druhou metodou.

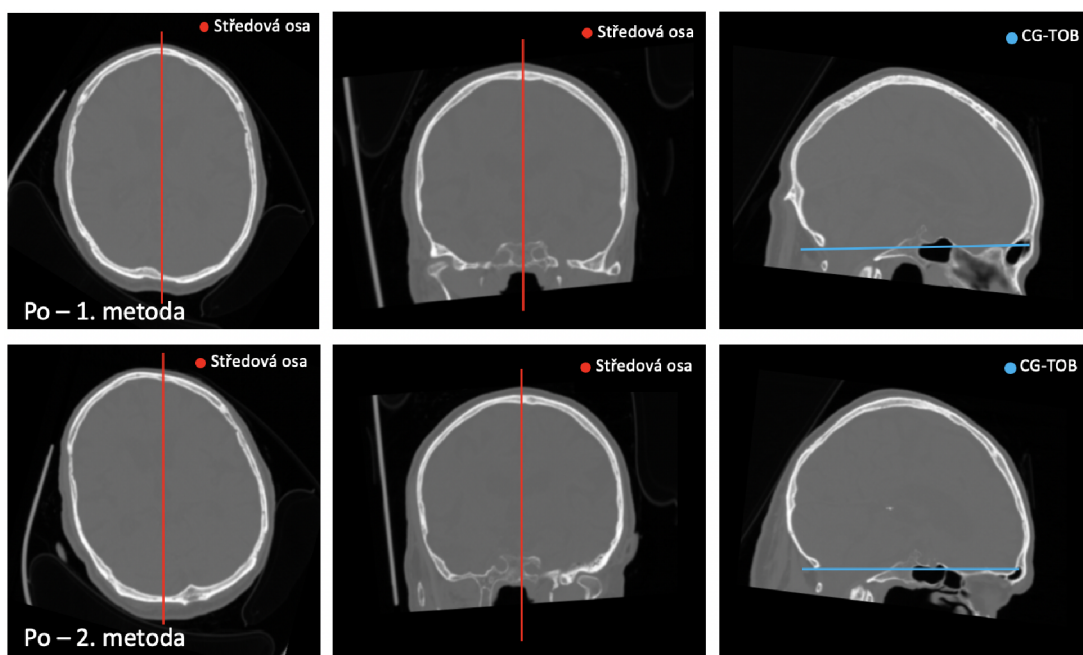


Obr. A.4: Zobrazení zarovnaného skenu hlavy pomocí první a druhé metody. Sloupce reprezentují jednotlivé roviny - axiální, koronální a sagitální. Červeně je znázorněna středová osa a modře je znázorněna CG-TOB přímka.

A.3 CT sken hlavy 3



Obr. A.5: Zobrazení skenu hlavy ve třech rovinách se znázorněnými přímkami, které reprezentují dosažené výsledky. Na obrázku vlevo je zobrazen 2D řez v axiální rovině, na obrázku uprostřed je řez v koronální rovině a na obrázku vpravo je mid-sagitální řez. Modře je znázorněna referenční přímka, červeně je znázorněna přímka pod úhlem získaným první metodou a žlutě pod úhlem získaným druhou metodou.



Obr. A.6: Zobrazení zarovnaného skenu hlavy pomocí první a druhé metody. Sloupce reprezentují jednotlivé roviny - axiální, koronální a sagitální. Červeně je znázorněna středová osa a modře je znázorněna CG-TOB přímka.