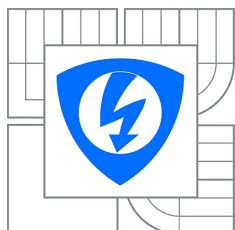


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VYHODNOCENÍ OŠETŘENÍ ZUBNÍCH KANÁLKŮ POMOCÍ RENTGENOVÉ POČÍTAČOVÉ MIKROTOMOGRFIE

EVALUATION OF DENTAL PULP TREATMENT BASED ON THE X-RAY MICRO COMPUTED
TOMOGRAPHY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. ADAM BŘÍNEK

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. TOMÁŠ ZIKMUND, Ph.D.

Abstrakt

Práce je věnována zpracování a analýze mikro-CT obrazů zubních kanálků vyplněných dvěma materiály (AH-plus a NaMPC). Proto byla naskenována šestice psích zubů v laboratoři rentgenové počítačové mikrotomografie. Hlavním cílem práce bylo vytvoření algoritmu (v prostředí Matlab) k vyhodnocení kvality vyplnění zubních kanálků (kvality výplňových materiálu). Vytvořený algoritmus segmentuje zubní kanálky a počítá jejich hranice. Algoritmus dále vyhodnocuje procentuální kontakt výplňových materiálu se stěnou zubu. Nakonec algoritmus vytváří masky zubních kanálků pro potřeby komerčního programu VG Studio, kterým jsou vyhodnoceny pórovitosti výplňových materiálu. Z výsledků procentuálního kontaktu a pórovitosti nebyly mezi předloženými výplňovými materiály pozorovány statisticky významné rozdíly.

Summary

This work deals with processing and analysis of micro-CT images of dental-canals filled by two materials (AH-plus and NaMPC). For that reason, six dog-teeth were scanned in the X-Ray Micro CT Research Lab. The main aim was to produce an algorithm (in Matlab) that evaluates the quality of filling of dental canals (quality of filling materials). The algorithm performs the segmentation of dental canals and calculates their borders. Also, the algorithm measures the percentage contacts of filling materials with dental walls. Moreover, the algorithm provides masks of dental canals according to requirements of the commercial program VG Studio, that evaluates the porosity of filling materials. The results of percentage contacts and porosities show on not-remarkable differences of tested filling materials.

Klíčová slova:

endodontické vyšetření, rentgenová počítačová mikrotomografie, segmentace, analýza obrazu

Keywords:

endodontic examinations, X-ray computed microtomography, segmentation, image analysis

BŘÍNEK, A. *Vyhodnocení ošetření zubních kanálků pomocí rentgenové počítačové mikrotomografie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 57 s. Vedoucí Ing. Tomáš Zikmund, Ph.D.

Prohlášení

Jako autor uvedené semestrální práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této semestrální práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si 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.

V Brně 20. května 2016.

Poděkování

Děkuji Ing. Tomáši Zikmundovi, Ph.D. za konzultace a připomínky během tvorby této diplomové práce. Vedoucímu své semestrální práce děkuji také za to, že mi byli zapůjčena potřebná bibliografie. Také bych chtěl poděkovat Ing. Tomáši Zikmundovi za pomoc při skenování v Brně. V neposlední řadě děkuji také své rodině za podporu během studia a v životě.

Obsah

1	Úvod	8
2	Endodoncie	10
3	Rentgenová počítačová mikrotomografie	12
3.1	Zdroj záření	13
3.2	Detektory rentgenového záření	14
3.3	Artefakty v obraze	16
3.3.1	Artefakty pohybu vzorku	16
3.3.2	Kruhové artefakty	16
3.3.3	Tvrdnutí svazku	17
4	Postup měření a vyhodnocování	18
5	Segmentace obrazu	20
5.1	Předzpracování obrazu	20
5.2	Transformace kontrastu	21
5.3	Prahování	22
5.3.1	Otsu metoda	23
5.4	Zpracování binárních obrazů	25
5.4.1	Matematické morfologie	25
6	Získané výsledky	27
6.1	Popis funkce algoritmu	27
6.2	Výsledky vytvořeného algoritmu	36
6.3	Hodnocení segmentace algoritmem	40
6.4	3D rekonstrukce ve VG Studiu MAX	42
7	Závěr	51
	Literatura	52
8	Příloha	54

Seznam obrázků

1.1	Řez naskenovaným zubem	8
2.1	Části zubu	10
2.2	Průběh endodontického vyšetření	11
3.1	Mikro-CT v Brně	12
3.2	Skenování objektů v mikro-CT	13
3.3	Plošný detektor (flat panel) se scintilátorem	15
3.4	Ukázka kruhového artefaktu na obraze z lékařského CT	17
3.5	Ukázka tvrdnutí svazku na našich datech.	17
5.1	Gama funkce a lineární funkce	22
5.2	Klastery reprezentující histogram	24
5.3	Morfologické operace	26
6.1	Vývojový diagram	28
6.2	Dvě části v obraze vybraná k vypočítání standardní odchylky šumu.	29
6.3	Vliv filtrace na obraz. Původní obraz a obrazy filtrované postupně pomocí masek.	29
6.4	Obraz před filtrací.	30
6.5	Obraz po provedení konvoluce.	31
6.6	Obraz po provedení ostření pomocí konvoluční masky.	31
6.7	Histogram s pozicí prahu pro segmentaci výplňového materiálu	32
6.8	Obraz po provedení segmentace výplňového materiálu	32
6.9	Histogram s pozicí prahu pro segmentaci vzduchových bublin	33
6.10	Segmentovaná oblast vzduchových bublin	33
6.11	Binární obraz segmentovaného zubního kanálku	34
6.12	Hranice vysegmentovaného zubního kanálku	35
6.13	Hranice kontaktu výplňového materiálu se stěnou zubu	35
6.14	Hranice ve vrchní oblasti zubu	36
6.15	Nalezení hranice 1	37
6.16	Nalezení hranice 2	37
6.17	Hranice kanálku bez výplňového materiálu	38
6.18	Hranice kanálku určená algoritmem a hranice stanovená při konzultacích.	38
6.19	Hranice kanálku určená algoritmem a hranice stanovená při konzultacích.	39
6.20	Hranice kanálku určená algoritmem a hranice stanovená při konzultacích.	39
6.21	Histogram s rozsahem prahu pro materiál NaMPC, zub BLD2.	41
6.22	Vliv změny prahu na segmentaci u materiálu NaMPC.	41

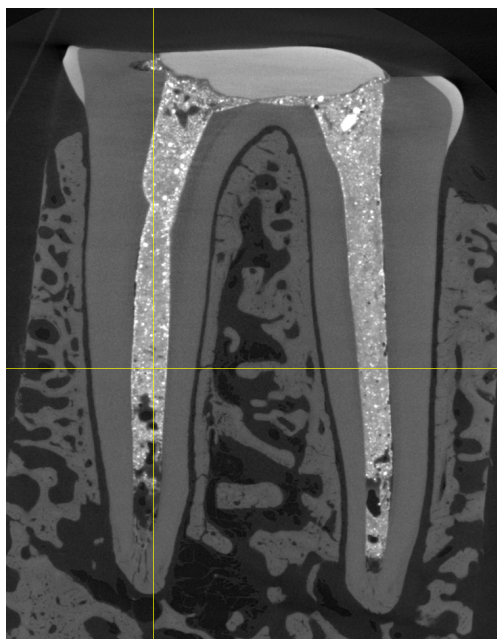
6.23	Vliv změny prahu na segmentaci u materiálu AH-Plus.	42
6.24	Histogram s rozsahem prahu prahu pro materiál AH-Plus, zub ARD1. . . .	42
6.25	Zrekonstruovaný obraz zubu v programu VG studio	43
6.26	Zrekonstruovaný řez zubu BLD2 v programu VG studio	44
6.27	Zrekonstruovaný řez zubu BLD2 v programu VG studio	45
6.28	Zrekonstruovaný obraz zubu BLD2 v programu VG studio	46
6.29	Histogram velikosti pórů pro vzorek 1 zubu BLD2.	47
6.30	Histogram velikosti pórů pro vzorek 2 zubu BLD2.	47
6.31	Zrekonstruovaný obraz zubu ARD1 v programu VG studio	48
6.32	Histogram velikosti pórů pro vzorek 1 zubu ARD1.	48
6.33	Histogram velikosti pórů pro vzorek 2 zubu ARD1.	49
8.1	Zrekonstruovaný obraz zubu ARD2 v programu VG studio	54
8.2	Histogram pórovitosti zubu ARD2 kanálek A	54
8.3	Histogram pórovitosti zubu ARD2 kanálek B	54
8.4	Zrekonstruovaný obraz zubu CLU2 v programu VG studio	55
8.5	Histogram pórovitosti zubu CLU2 kanálek A	55
8.6	Histogram pórovitosti zubu CLU2 kanálek B	55
8.7	Zrekonstruovaný obraz zubu CRD1 v programu VG studio	56
8.8	Histogram pórovitosti zubu CRD1 kanálek A	56
8.9	Histogram pórovitosti zubu CRD1 kanálek B	56
8.10	Zrekonstruovaný obraz zubu CRD2 v programu VG studio	57
8.11	Histogram pórovitosti zubu CRD2 kanálek A	57
8.12	Histogram pórovitosti zubu CRD2 kanálek B	57

1 Úvod

Zpracování obrazu je jedna z perspektivních oblastí počítačové grafiky. Díky rozvoji počítačových technologií a velkému rozmachu digitální techniky nabývá zpracování obrazu na velkém významu. Díky moderní zobrazovací technice mikro-CT je možné zkoumat vnitřní struktury objektů. Takový výzkum však klade velké nároky v oblasti zpracování obrazu.

Předkládaná práce je věnována analýze mikro-CT obrazů zubních kanálků vyplněných materiály AH-plus a NaMPC. Ty byly endodonticky (kap. 2) aplikovány na šestici psích zubů a poskytnuty v rámci spolupráce s institutem Polytechnic University of Catalonia v Barceloně. Hlavním úkolem je srovnání kvality použitých výplňových materiálů. V zubním kanálku se totiž nachází nejen výplňový materiál, ale také vzduchové bubliny. Ty se mohou nalézat na hranici mezi výplňovým materiálem a stěnou zubu, takže nedochází k úplnému přilnutí výplňového materiálu k zubu. Tento problém je evaluován mírou procentuálního kontaktu. Bubliny se rovněž mohou objevovat v samotném výplňovém materiálu, což je hodnoceno analýzou pórovitosti.

Přestože stěžejním úkolem je tvorba algoritmu pro analýzu kvality výplňových materiálů, součástí práce bylo i samotné naskenování jednotlivých zubů v laboratoři rentgenové počítačové mikrotomografie na Středoevropském technologickém institutu v Brně (kapitoly 3, 4). Z naměřených dat jsme získali obraz zubních kanálků (jako např. na obr. 1.1).

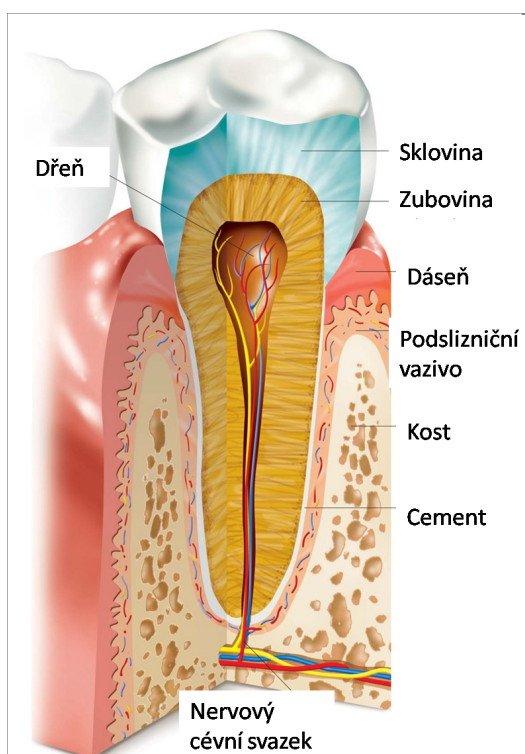


Obrázek 1.1: Řez naskenovaným zubem.

Pro další zpracování dat jsme vytvořili algoritmus. Ten obsahuje nejen procedury k předzpracování dat, ale jsou v něm také implementovány různé techniky zpracování obrazu jako metoda automatického určení prahu (kapitola 5). Segmentace zubních kanálků vytvořeným algoritmem je demonstrována v kapitole 6.1. Způsob a samotné vyhodnocení procentuálních kontaktů výplňových materiálů se stěnou zubu algoritmem jsou představeny v kapitolách 6.2 a 6.3. Nakonec algoritmus vytváří masky zubních kanálků pro potřeby komerčního programu VG Studio MAX, kterým jsou vyhodnoceny pórovitosti výplňových materiálů (kap. 6.4). Na základě dat procentuálního kontaktu a pórovitosti jsou určeny a porovnány kvality jednotlivých materiálů.

2 Endodoncie

Endodoncie je obor zubního lékařství, který se zabývá léčbou endodontu. Endodontem rozumíme vnitřní oblast zubu a jeho obsah (viz. obr. 2.1). Endodoncie se také věnuje čištění zubního kanálku. Cílem endodontického ošetření je zachránit zub se zánětem zubního nervu nebo mrtvý zub před vytržením [1].



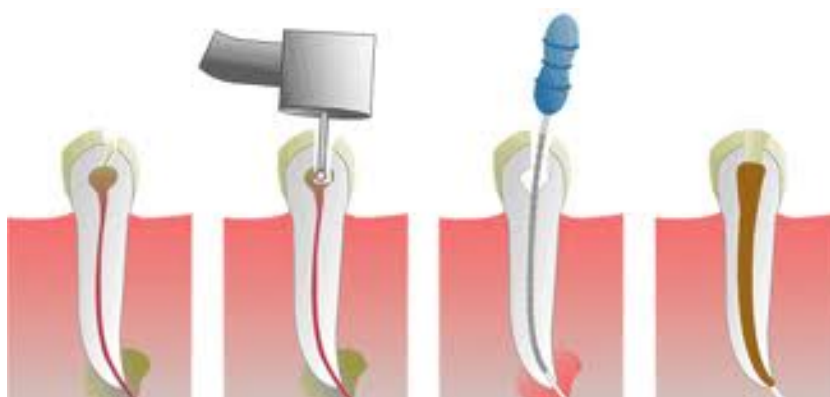
Obrázek 2.1: Složení zubu [1].

Při endodontickém vyšetření je nejprve potřeba dostatečně odstranit zbytky měkkých zubních tkání z kanálku (viz. obr. 2.2) a poté dezinfikovat tvrdé zubní tkáně. K odstranění endodontu a opracování kořenových kanálků používá lékař ruční nebo strojové endodontické nástroje. Průběh a šířka kanálků skutečných zubů nebývají pro opracování příznivé. Proto se k tomuto ošetření používá apexlokátor (viz. obr. 2.2), který zubnímu lékaři signalizuje vzdálenost od konce kořenového kanálku, a nedochází tak k zásahu do čelisti. Lékař opatrně rozšiřuje zubní kanálek ručními nástroji a postupuje do jeho hlubších částí. Takto provede odstranění endodontu v zubu. Dále se musí tento prostor dezinfikovat [2], [3].

Po dokončení endodontického ošetření je zub dutý a náchylný k rozlomení. Proto se využívají různé výplňové materiály, které zamezí jak rozlomení zubu tak následnému šíření zánětu.

Důležitou vlastností výplňového materiálu je dostatečné přilnutí ke stěně zubu tak, aby v něm nevznikaly bubliny vzduchu (aby byl dostatečně homogenní). V těchto bublinách se totiž mohou dále šířit bakterie a hrozí vznik zánětu.

Předkládaná práce se zabývá hodnocením a porovnáním dvou rozdílných výplňových materiálů, a to NaMPC a AH-plus [2], [3]. Tyto dva materiály byly implementovány na šestici psích zubů, které byly poskytnuty v rámci spolupráce s institutem Polytechnic University of Catalonia v Barceloně. Jednotlivé zuby byly naskenovány v mikro-CT v laboratoři rentgenové počítačové mikrotomografie na Středoevropském technologickém institutu v Brně. Výplňové materiály jsou dále porovnány vyhodnocením procentuálního kontaktu a pórovitosti získanými analýzou obrazu [4], [5], [6]. Procentuálním kontaktem rozumíme poměr počtu pixelů (v mikro-CT obraze) určujících hranici kontaktu výplňového materiálu se stěnou zubu a hranice zubního kanálku. Pórovitost je poměr objemu kanálku bez vzduchových bublin a objemu celého kanálku.

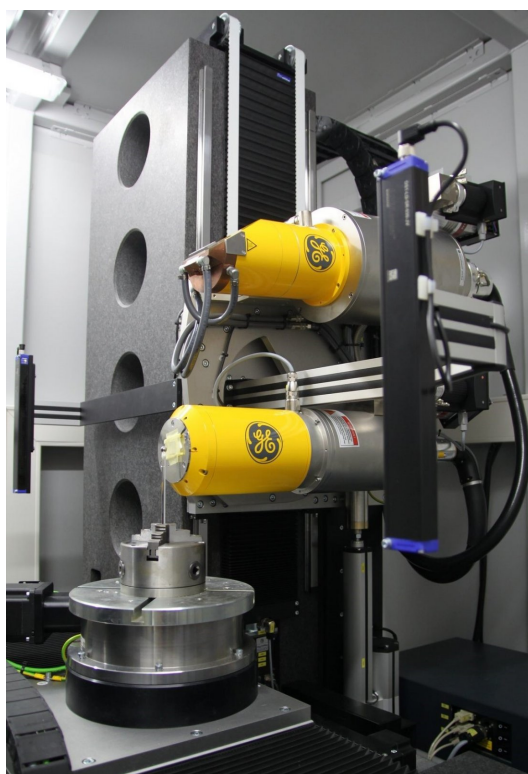


Obrázek 2.2: Průběh endodontického vyšetření [1].

Ve většině výplňových materiálů se navíc nachází látka zvaná gutaperča (z ang. gutta-percha). Gutaperča je druh gumy velice podobný kaučuku. Oproti kaučuku je však inertní s živou tkání a proto je vhodná k uzavření zubního kanálku. Další výhodou gutaperči jsou její fyzikální vlastnosti, které umožňují snadné tvarování při vkládání do zubního kanálku [3], [4].

3 Rentgenová počítačová mikrotomografie

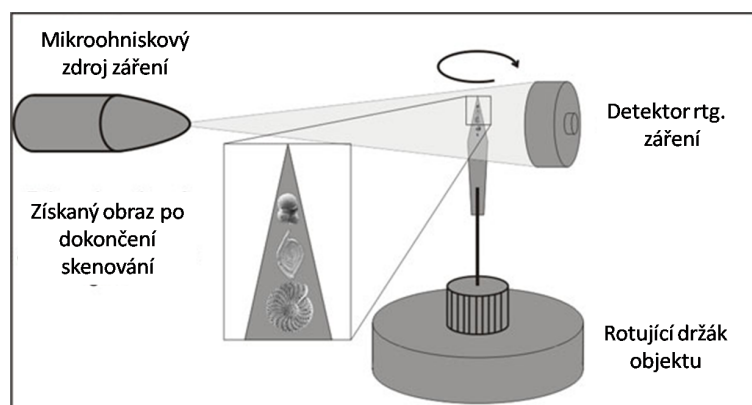
Rentgenové záření je používáno k diagnostice onemocnění člověka již desítky let. Avšak oblast použití rentgenového (dále jen "rtg") záření k zobrazování se dále rozšiřuje. Příkladem může být použití rtg záření pro 3D analýzu materiálů různých objektů. Jedno z nejmodernějších použití rtg záření se využívá u zobrazování pomocí metody mikro-CT. Zařízení v laboratoři CEITEC VUT v Brně je na obr. 3.1. U tohoto přístroje dosahujeme rozlišení několika mikrometrů pro standardní aplikace a rozlišení až kolem jednoho mikrometru u přesnějších měření. Z tohoto důvodu je tento přístroj vhodný k zobrazení výplně zubního kanálku a k následnému určení kvality jednotlivých materiálů [7], [8].



Obrázek 3.1: Pohled do vnitřní části mikro-CT na pracovišti CEITEC VUT v Brně.

U mikro-CT nepohybujeme zdroj rtg záření kolem sledovaného objemu, jak jsme zvyklí u medicínských CT. Zdroj je zde na stejné, předem nastavené pozici a dochází k rotaci sledovaného objektu (viz. obr. 3.2). Tím dostáváme 2D rentgenové projekční snímky. Z velkého množství 2D snímků získáváme pomocí různých matematických metod 3D objemová data. Tato data jsou uspořádána jako jednotlivé řezy objektem a lze z nich

rekonstruovat podobu skenovaného objektu [7], [8], [9].



Obrázek 3.2: Skenování objektů u mikro-CT [9].

3.1 Zdroj záření

Zdroje mikro-CT fungují na stejném principu jako klasické rentgenky, ale jsou konstrukčně odlišné. Rentgenové paprsky jsou generovány, pokud jsou nabitě částice akcelerovány nebo pokud dochází ke změně elektronového náboje v atomu. Tepelné elektrony jsou excitovány na žhavené wolframové katodě a jsou urychleny elektrickým polem v rozmezí 10 - 100 keV směrem k terči [8].

U mikro-CT se oproti lékařským CT přístrojům využívá mikroohniskový zdroj záření. U tohoto zdroje je vzniklý paprsek tepelných elektronů fokusován magnetickými čočkami. Tím je možné volit velikost stopy (kolem $1 \mu\text{m}$) dopadající na terč. Elektrony prolétající trubicí jsou urychlovány a zvyšují tak svou energii. Tím se pak zvyšuje intenzita rtg záření [8].

Po dopadu na terč (obvykle Cu, Mo, Ag nebo W) se elektrony zpomalí a produkují brzdné záření (spojité spektrum) a charakteristické záření¹. Toto záření má oproti rentgenkám s klasickými trubicemi větší koherenci [9].

Jen zlomek energie elektronového paprsku je přeměněn na rtg záření. Většina energie se uvolní ve formě tepla. Další omezení intenzity rentgenového záření využitelného pro zobrazování je, že rtg paprsky jsou vyzařované ve všech směrech a většina nikdy nedopadá na vzorek [8], [9], [10].

¹Ve spektru se charakteristické záření vyskytuje jako ostré vrcholy s velmi úzkým pásmem energií.

Terče u mikro-CT rozdělujeme na dva základní typy:

- reflexní a
- transmisní.

U reflexního terče dochází k odrazu paprsku rtg záření. To nám umožňuje využít záření o vyšších energiích. To je vhodné pro skenování kovových objektů. U reflexního terče dosahujeme rozlišení o velikosti 1 mikrometru.

Přes transmisní terč paprsek rtg záření prochází. Velikost ohniskové stopy (focal spot size) je menší než paprsek reflexního terče, a proto dochází k malému rozptylu rtg záření. Použitím transmisních terčů dosahujeme lepšího rozlišení než u reflexních terčů, zejména pokud je použita nižší energie záření. Nastavení (zejména nízké) energie však bývá u reálných měření problematické [7], [12].

3.2 Detektory rentgenového záření

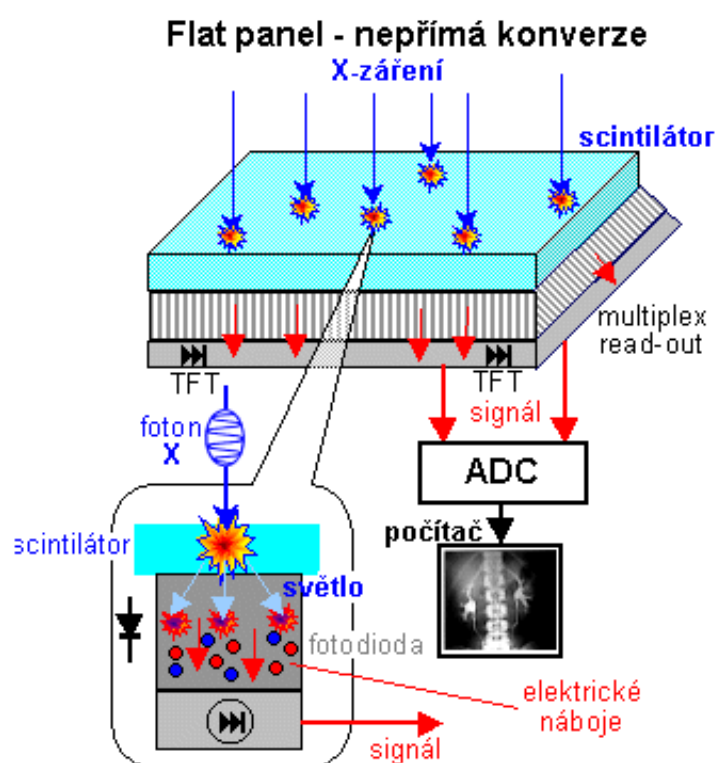
V mikro-CT se nejčastěji využívá plošný detektor (flat panel) s představeným scintilátorem. Výsledkem skenování plošným detektorem je přímý digitální obraz. Fotony zde dopadají na scintilační vrstvu (obr. 3.3), v níž excituje viditelné světlo.

Scintilátor by měl mít níže uvedené vlastnosti.

- Rozsah vlnových délek emitovaného záření by měl odpovídat rozsahu účinnosti detektoru.
- Absorbční účinnost - materiály s vysokou hustotou jsou výhodnější pro vyšší energie fotonů.
- Slabé emise světla snižují dosažený kontrast v obraze, proto by měl scintilátor zajistit dostatečnou účinnost emise světelného záření.
- Produkuje rovnoměrné emisní záření v oblastech několika čtverečních milimetrů.
- Scintilátor by neměl být poškozen vysokou intenzitou nebo dlouhodobým působením záření.
- K degradaci scintilační vrstvy nemůže dojít působením mechanických i chemických vlivů okolního prostředí.
- Scintilátor musí pracovat bez defektu, nebo alespoň mít malý počet defektů. Tyto defekty totiž degradují kalibrační měření (white-field) před samotným skenováním [7].

Emitované světlo vstupuje dále do polovodičových fotodiod, v nichž se vnitřním fotoefektem uvolňuje elektrický náboj. Vzniklý signál je zaznamenán pomocí TFT tranzistorů (tenký film tranzistorů). Tyto tranzistory jsou uspořádány v matici. Samotné vyčítání probíhá po jednotlivých řádcích matice tranzistorů a poskytuje nám souřadnicové impulsy, které určují místo detekce fotonu rtg záření. Souřadnicové impulsy se pomocí analogově digitálního konvertoru převedou do digitální obrazové matice [7].

Detektory zaznamenávají několik rovin měřeného objemu, z nichž pouze jedna je kolmá k detektoru, ostatní jsou vždy od této roviny odchýleny. Takové snímání způsobuje změnu v úhlu pozorování jednotlivých rovin v objektu, což zapříčiňuje deformaci ve výsledném obrazu. To se musí brát v potaz při rekonstrukci [7].



Obrázek 3.3: Plošný detektor (flat panel) u mikro-CT se scintilátorem [13].

K snímání obrazu dochází i bez spuštěného rtg zdroje. To je způsobeno vysokou citlivostí senzorů ve flat panelu. To se opravuje (koriguje) vždy před každým skenováním, aby nevznikaly závažné artefakty při rekonstrukcích. Vždy se provádí úprava pomocí tzv. dark-field a white-field obrazu. Dark-field obraz se získává před měřením, kdy zaznamenáme obraz vzniklý na detektoru bez puštěného rtg záření. White-field se zaznamenává jako obraz vzniklý na detektoru při zapnutém rtg záření, ale bez vloženého vzorku. Dále se zaznamenávají projekční obrazy v daných úhlech (90° , 180° , 270° a 360°), pomocí kterých

dochází k případnému omezení artefaktů při pohybu vzorku během měření [7], [8].

3.3 Artefakty v obraze

Ideální systém by měl mít jasný, vysoce stabilní zdroj rtg záření. Vzhledem k povaze některých experimentů ovšem není možné dodržet všechny podmínky pro ideální záznam. Software může zmírnit dopady problémů a vad vzniklých při měření. Při reálném měření dochází ke vzniku nechtěných prvků v obraze, které nazýváme artefakty [7], [8]. Mezi hlavní artefakty vznikající u mikro-CT patří:

- artefakty pohybu vzorku,
- kruhové artefakty a
- tvrdnutí svazku.

3.3.1 Artefakty pohybu vzorku

Jestliže dochází k pohybu vzorku nebo v jeho části, dochází k nenávratnému poškození dat. Na těchto místech je obraz rozmazaný a při větších pohybech prakticky nečitelný. Pohybový artefakt může také nastat uvnitř vzorku, zvláště u měkkých tkání, kde může docházet k pohybu vlivem gravitace nebo k pohybu vlivem nepatrného sušení [7], [8].

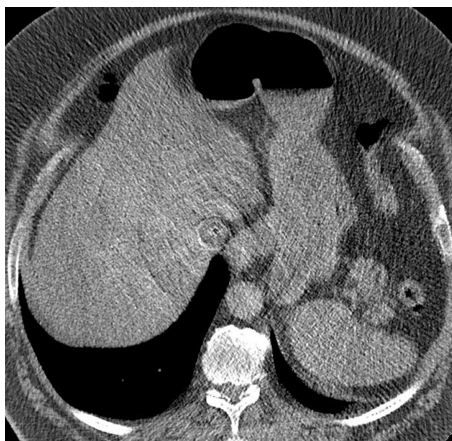
3.3.2 Kruhové artefakty

Ring artefakt se objevuje i poté, co byla provedena white-field normalizace. Kruhové artefakty vzhled obrazu pouze nezhoršují, ale mohou také ovlivňovat přesné segmentace, kvantifikaci množství 'fází' v obraze a jejich geometrické vlastnosti (obr. 3.4) [7], [8].

Korekce pomocí mediánového filtru často nefunguje velmi dobře. Naopak použití účelových filtrů, které využívají dostředné povahy prstenců, bývá lepším řešením [7], [8].

Redukce ring artefaktu za použití 21-bodového hladicího filtru s průměrem všech řádků sinogramu ² nabízí výrazné zlepšení v průběhu neopravené rekonstrukce. Skutečný obsah vysokofrekvenčních oblastí v řezu se nezdá být ovlivněn, ovlivněn je pouze ring artefakt. Algoritmy využívající korekce sinogramu pro redukci ring artefaktu je součástí mnoha vědeckých prací a řešení této problematiky prochází velkým vývojem [7], [8].

²2D graf ukazující přenesené intenzity v rentgenovém snímku na jeden 'řádek'; to znamená jeden řádek v projekci je funkci úhlu natočení.

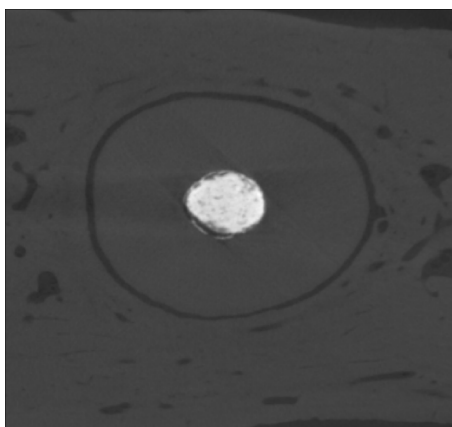


Obrázek 3.4: Ukázka kruhového artefaktu na obraze z lékařského CT [8].

3.3.3 Tvrdnutí svazku

Filtrace rtg svazku ovlivňuje rtg spektrum kvantitativně i kvalitativně, protože odstraňuje ze spektra nízkoenergetické fotony. Tím se snižuje počet fotonů ve spektru (kvantitativní změna) a mění se i střední energie spektra, která je po filtraci vyšší (kvalitativní změna) [7], [8].

Použití polychromatického záření vytváří efekt tzv. tvrzení svazků (beam hardening). Průměrná energie paprsku pronikajícího vzorkem se zvyšuje s rostoucí tloušťkou vzorku, protože málo energetické fotony jsou absorbovány v mnohem vyšší míře než fotony s vyšší energií. Beam hardening artefakty se objevují v rekonstruovaném obraze jako pruhy a stíny sousedící s obrazem materiálu s vysokou hustotou (obr. 3.5). To znamená, že gradient lineárního koeficientu útlumu má mimořádně nízké hodnoty uvnitř vzorku a vysoké hodnoty na periférii [7], [8].



Obrázek 3.5: Ukázka tvrdnutí svazku na našich datech.

4 Postup měření a vyhodnocování

Hlavním cílem práce bylo vyhodnocení kvality vyplnění zubních kanálků pomocí měření na mikro-CT a následného postprocessingu. V rámci diplomové práce byl vytvořen algoritmus k vyhodnocení procentuálního kontaktu výplňového materiálu se stěnou zubu. Součástí tohoto algoritmu je i předzpracování dat a tvorba masky zubního kanálku pro další zpracování v programu VG Studio MAX [14].

V naší práci porovnáváme dva výplňové materiály. Jedná se o materiály AH-plus a NaMPC, které byly endodonticky zavedeny do zubních kanálků. Zuby byly extrahovány ze psí dásně a byly dodány institutem Polytechnic University of Catalonia v Barceloně. Pro tuto práci bylo dodáno celkem 6 zubů, každý zub představoval dva vzorky (dva vyplněné kanálky). Zuby jsme naskenovali v mikro-CT laboratoři.

Měření byla provedena pomocí rentgenového mikrotomografu *GE v|tome|x L 240* v laboratoři mikro-CT Středoevropského vědeckého centra na Ústavu strojního inženýrství FSI v Brně. Pro měření byla využita nanofokusační rentgenová trubice s maximálním napětím 180 kV a výkonem 15 W. Přístroj umožňuje měřit vzorky o velikosti od desetin až po stovky milimetru¹, takže maximální velikost skenovaných vzorků může být až 500 x 800 mm a hmotnost 50 kg. Typické rozlišení bývá přibližně 1/1000 průměru vzorku – to je až 1 μm pro 1mm vzorek. Dosažitelné voxelové rozlišení je kolem 1 μm pro 180 kV nanofokusační rtg trubici. Detektor typu flat panel má aktivní oblast 2048 x 2048 pixelů o velikosti 410 x 410 mm s dynamickým rozsahem 10 000 : 1.

Pro tuto práci byly všechny zuby naskenovány za stejného nastavení a bylo dosaženo voxelového rozlišení 15 μm u všech vzorků. Všechny vzorky byly změřeny při následujícím nastavení tomografu: napětí trubice pro jednotlivá měření pohybovalo mezi 60 a 65 kV a elektrický proud v rozmezí 170 a 230 μA . Expoziční čas byl v intervalu 750 a 1000 ms. Tomografická rekonstrukce byla realizována pomocí softwaru *GE phoenix datos|x 2.0* [15].

V každém zubu bylo potřeba segmentovat dva kanálky, což bylo provedeno naším algoritmem. V zubním kanálku se nachází nejen výplňový materiál, ale také vzduchové bubliny. Tyto bubliny se nachází jak ve výplňovém materiálu, tak mezi tímto materiálem a stěnou zubu. Protože nedochází k úplnému přilnutí výplňového materiálu k zubu, je jedním z parametrů kvantitativního hodnocení také procentuální kontakt. Jeho výpočet se provádí v námi vytvořeném algoritmu. Tento algoritmus také vytváří masku pro určení ROI (region of interest - oblast zájmu) v programu VG Studio MAX. V tomto programu jsme pak provedli analýzu pórovitosti výplňových materiálů, která se počítá jako procentuální část vzduchových bublin k objemu celého zubního kanálku. V následné analýze se

¹Rozlišení a maximální velikost vzorku jsou limitovány mírou absorpce rentgenového záření vzorkem.

zabýváme i velikostí jednotlivých pórů a jejich pozicí ve vzorku. Pomocí získaných dat hodnotíme kvalitu materiálu a částečně také kvalitu endodontického ošetření.

5 Segmentace obrazu

Jedná se o proces extrakce hledaných objektů od nepotřebných/ostatních částí obrazu (např. pozadí). Segmentace je založena na detekci hran (kontur) ohraničujících jednotlivé objekty a nebo na detekci celých, nepřekrývajících se oblastí. V překládané práci se zabýváme detekcí celých, nepřekrývajících se oblastí. Při správné segmentaci dojde k rozdělení obrazu na nepřekrývající se části, které by měly odpovídat reálným objektům. Segmentované oblasti jsou hledány na základě zvoleného kritéria homogenity hledané oblasti [9], [11], [12]. Metody detekce oblastí lze rozdělit do tří částí:

- detekce prahováním,
- detekce narůstáním oblastí a
- detekce dělením oblastí.

Pro náš algoritmus využíváme metodu prahování, jelikož je to v naší aplikaci nejrychlejší a nejméně komplikovaná metoda. Před samotnou segmentací bylo provedeno předzpracování obrazu [19], [20], [21].

5.1 Předzpracování obrazu

Před samotnou segmentací je potřeba nasnímaný obraz předzpracovat pro dosažení lepších výsledků následně použitých algoritmů. Jedna z hlavních částí předzpracování obrazu je odstranění šumu, který je součástí každého reálného obrazu. V závislosti na jeho vzniku se může v obraze objevovat v různých podobách. Pro ukázkou jsou zde zvoleny dva základní typy šumu a to gaussovský aditivní šum a šum impulzní [16], [17].

- Gaussovský šum postihuje kompletně celý obraz. Každému pixelu je přiřčena určitá hodnota z gaussovského rozložení. Tento šum má střední hodnotu, určitý rozptyl a intenzitu zpravidla menší než maximální intenzitu v obraze [11], [17].
- Impluzní šum postihuje pouze některé pixely. Jeho intenzita je srovnatelná s intenzitami v obraze, a proto dochází k saturaci pixelu na bílou a nebo černou [11], [17].

Pro naši práci bylo potřeba potlačit impulzní šum, který je v obrazech obsažen. Tento šum se potlačuje pomocí mediánového filtru. Mediánový filtr využívá masku o určité velikosti, která se posouvá po obraze. Vždy dojde k vybrání jednoho pixelu na dané pozici a jeho lokálního okolí (dle velikosti masky). Hodnoty jasu vybraných pixelů se seřadí

podle velikosti a vybere se medián (střední hodnota). Poté se do výstupního obrazu vloží na aktuální pozici tato vybraná hodnota (medián). Postižené zašuměné pixely se nachází v setříděném filtru na koncích, proto je zde malá pravděpodobnost, že tento postižený pixel bude vybrán jako medián [11], [12], [16], [17]. Tímto způsobem projdeme všechny pixely původního obrazu. Změnu obrazu a vliv mediánové filtrace demonstrujeme v kapitole 6.

Na našich datech jsme chtěli zaznamenat malé vzduchové bubliny. Z tohoto důvodu bylo potřeba dostatečně rozlišit přechod mezi výplňovým materiálem a vzduchovými bublinami. Toho jsme docílili ostřením obrazu. U ostření obrazu se jedná o posílení vysokofrekvenčních částí obrazu. Vysokofrekvenční část obrazu se nachází v oblastech hran, kde dochází k rychlé změně jasu [17].

V naší práci jsme využili ostření pomocí lokálních operátorů, kdy dochází ke konvoluci obrazu a námi vytvořené masky. V této masce je potřeba určit celkovou sumu hodnot, aby byla zachována energie původního obrazu. Celková suma v masce musí nabývat hodnot 1, abychom nevkládali, nebo naopak neodebírali energii z obrazu [11], [12], [16], [17]. Zvolená maska a obraz po ostření jsou uvedeny v kapitole 6.

Po provedení konvoluce jsme dostali obraz, kde jsou zobrazeny pouze hrany. Tento obraz bylo třeba ještě přičíst k původnímu obrazu, čímž došlo k zvýraznění hran a k požadovanému zaostření. Jako další krok zpracování jsme zvolili zvýraznění obrazu pomocí transformace kontrastu [17].

5.2 Transformace kontrastu

K transformaci kontrastu se využívá histogram. Jedná se o sloupcový graf četnosti výskytu jednotlivých stupňů šedi v šedotónovém obraze. Pomocí histogramu můžeme určit správnost expozice. V případě nesprávné expozice jsme schopni pomocí korekce histogramu upravit obraz tak, abychom z obrazu mohli získat více potřebných informací [17].

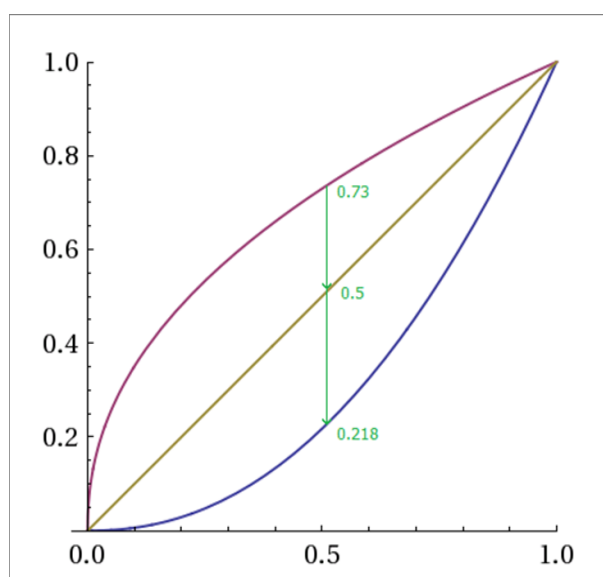
Při transformaci kontrastu dochází k přechodu stupňů šedi výchozího obrazu $f(x,y)$ na výstupní obraz $g(x,y)$. Mezi jednu z hlavních transformací patří lineární transformace pro využití celé škály šedi. V tomto případě se provádí po částech lineární transformace histogramu obrazu. Určíme minimum v obraze a tomuto minimu určíme hodnotu nula ve výstupním obraze. Od této nulové hodnoty odečteme všechny hodnoty šedi v obraze. Dále podělíme tuto hodnotu rozdílem maximální a minimální hodnoty šedi [11], [16], [17]. Tím dosáhneme roztažení histogramu na interval $<0; 1>$ podle

$$g(i, k) = \frac{f(i, k) - \min(f)}{\max(f) - \min(f)}. \quad (5.1)$$

Další použitou transformací kontrastu je gama korekce [17]. Jedná se o nelineární transformaci 5.1. Popisuje se následující rovnicí:

$$g(i, k) = f(i, k)^\gamma, \quad (5.2)$$

kde γ obvykle nabývá hodnot v rozmezí $\langle 0,6; 2,5 \rangle$. Je-li parametr γ menší než jedna, je výslednou transformační funkcí funkce rostoucí, nelineární a konvexní. To způsobuje zvýšení kontrastu v oblasti vyšších intenzit. Je-li parametr γ větší než jedna, je transformační funkcí funkce rostoucí, nelineární a konkávní. To způsobuje zvýšení kontrastu v oblastech nižších intenzit [16]. V našem případě jsme použili parametr γ v oblasti mezi $\langle 1; 1,5 \rangle$.



Obrázek 5.1: Gama funkce a lineární funkce [17]. Osa x jsou stupně šedi vstupního obrazu. Osa y jsou stupně šedi výstupního obrazu.

Analýza histogramu se využívá ke stanovení prahu při segmentaci obrazu prahováním. V následující kapitole je popsáno, jak se tento proces provádí [16].

5.3 Prahování

V algoritmu jsme prováděli segmentaci obrazu pomocí prahování. Předpokladem prahování je, že hledané pixely reprezentující zkoumaný objekt mají velice podobné hodnoty jasu. Na začátku prahování se stanoví rozmezí hodnot jasu, která nám určují požadovanou část obrazu. Dojde tak k rozdělení histogramu na dvě části. V takovém případě jsou body, jejichž jas je vyšší než daný práh, detekovány jako body hledaného objektu v obraze.

Těmto bodům bývá přiřazena hodnota 1. Naopak bodům s jasem menším než hodnota prahu je přiřazena hodnota 0 [11], [12], [16], [17]. Prahování se tedy děje na základě rovnic

$$g(x, y) = 1, f(x, y) \geq t, \quad (5.3)$$

$$g(x, y) = 0, \text{ jinak.} \quad (5.4)$$

Úspěšnost prahování závisí na správném stanovení prahu. K určení prahu se využívá hodnota stanovená z histogramu jasu obrazu. V obraze rozeznáme hledaný objekt a z hodnot jeho jasu zjistíme, kde se dané hodnoty nachází v histogramu.

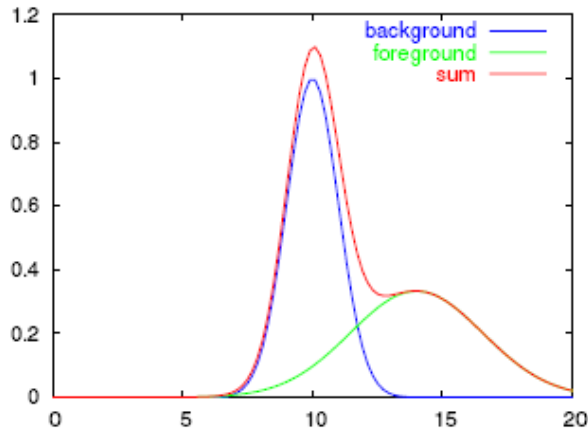
Z průběhu histogramu určíme práh jako hodnotu lokálního minima mezi dvěma hodnotami maxima. Jelikož se reálný obraz neskládá pouze ze dvou druhů pixelů (dvě různá rozložení hodnot jasu), nachází se v histogramu maxim více. Musíme určit, které hodnoty minim určují naši oblast a reprezentují námi hledané prahy. Pak se provede prahování, kdy se porovnávají hodnoty jasu daných pixelů v námi prahy určeném rozmezí. Výsledkem prahování je binární obraz, ve kterém se nachází jedničky na místech reprezentující hledaný objekt, a na místech, kde se objekt nenachází, jsou vloženy nuly [11], [12], [16], [17]. Mezi základní metody stanovení prahu patří metoda Otsu.

5.3.1 Otsu metoda

Metoda Otsu je jednoduchá a výpočetně nenáročná technika prahování. Pro jednoduchost předpokládejme prostý model, kdy jeden reálný objekt leží na tmavém pozadí (v obraze se vyskytují pouze dvě skupiny bodů). Reálné objekty obsažené v obraze většinou nabývají hodnot jasu z jistého rozsahu. Tyto hodnoty v daném histogramu zachovávají normální rozložení (gaussovské). To samé platí i pro pozadí, na kterém objekt leží [11], [16], [17], [12].

V histogramu se formují takzvané klustery (průběhy normálního rozložení), kde jeden z nich koresponduje s objektem a druhý reprezentuje pozadí. Složením těchto klusterů pak dostaneme celkový průběh histogramu [22].

Pokud jsou od sebe klustery dostatečně vzdáleny, pak nalezneme práh jako lokální minimum v průběhu histogramu. Obvykle však dochází k vzájemnému překrytí klusterů. V takovém případě se ideální práh nachází tam, kde se protínají. Na obrázku 5.2 pozorujeme případ, kdy došlo k prolnutí klusterů. Místo průniku klusterů se nachází jinde než určuje lokální minimum v celkovém průběhu histogramu. Taková situace nastane, je-li obraz postižen dávkou šumu. Jednotlivé klustery se tak liší distribuční funkcí. Jejich identifikace a samotná volba optimálního prahu je pak obtížnější [22].



Obrázek 5.2: Prolínání klasterů u histogramu [17]. Osa x stupně šedi v obraze. Osa y četnost pixelů.

Snahou metody Otsu je minimalizovat chybnou identifikaci pixelů pozadí jako popředí a naopak. Tato metoda se snaží dosáhnout optimálního prahu tím, že snižuje společný rozptyl obou skupin bodů [22]

$$\sigma_w^2(T) = \omega_0(T)\sigma_0^2(T) + \omega_1(T)\sigma_1^2(T), \quad (5.5)$$

$$\sigma_b^2(T) = \omega_0(T)\omega_1(T)(\mu_0(T) - \mu_1(T))^2, \quad (5.6)$$

kde $\sigma_0^2(T)$ je vzájemný rozptyl obou skupin bodů, T je aktuálně zkoumaná hodnota prahu a $[0, N - 1]$ je rozsah úrovní intenzity [22]. Dále platí

$$\omega_0(T) = \sum_{i=0}^{T-1} p(i) \quad \omega_1(T) = \sum_{i=T}^N p(i), \quad (5.7)$$

kde hodnota $p(i)$ je počet pixelů o dané intenzitě a N je počet úrovní jasu a T je práh. Pro lepší výpočet se využívá rovnice popisující nalezení prahu z rozptylu mezi třídami [22]

$$T = \operatorname{argmax}(\sigma_b^2(T)). \quad (5.8)$$

Použitím metody Otsu tedy pro každou uvažovanou hladinu prahu postupujeme následujícím způsobem:

- Rozdělíme pixely do skupin podle hodnoty prahu.
- Spočteme průměr v každé skupině.

- Rozdíl průměrů umocníme na druhou.
- Mocninu vynásobíme počtem pixelu v každé skupině.
- Hledaný práh je takový, který má maximální hodnotu $\sigma_0^2(T)$ [17].

5.4 Zpracování binárních obrazů

Jak již bylo řečeno, binární obraz je takový obraz, kde obrazová funkce nabývá pouze dvou hodnot, a to 1 (pixely náležící objektu) a 0 (pixely náležící pozadí). Předtím než binární obraz prochází další analýzou, dochází k matematickým operacím usnadňujícím jejich zpracování. Tyto matematické operace označujeme jako matematické morfologie [17].

5.4.1 Matematické morfologie

Matematické morfologie pracují s obrazy jako s množinami a využívají množinové operace. Pro další zpracování binárního obrazu předpokládejme vstupní obraz \mathbf{B} . Dále si vytvoříme pomocný binární obraz \mathbf{S} (např. matice 3x3). Význam pomocného obrazu je stejný jako u konvoluce. Tento obraz bude přikládán na různá místa obrazu, bude tedy klouzat po obraze a dojde tak k postupnému vybrání všech možností jeho postavení v \mathbf{B} [16], [18].

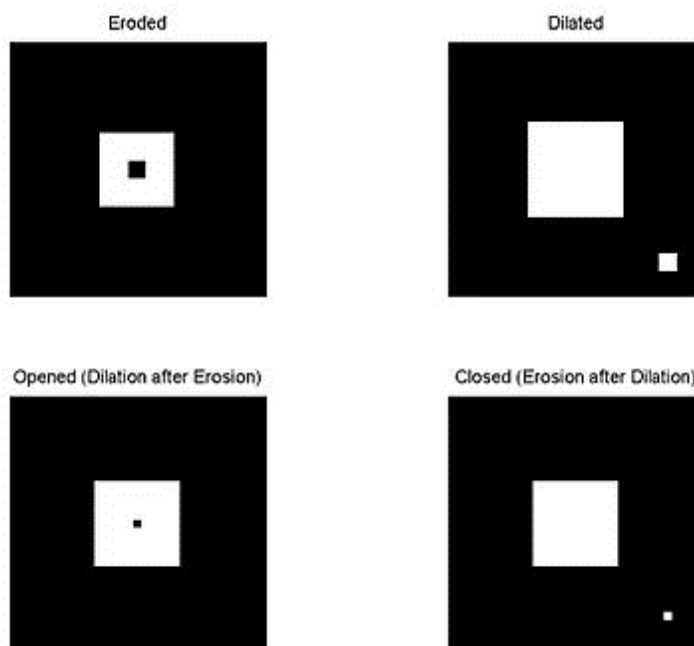
Proměnnou $\mathbf{S}_{x,y}$ budeme označovat obraz, který vznikne translací pomocného obrazu \mathbf{S} tak, aby prostřední hodnota matice $\mathbf{S}_{x,y}$ ležela na pozici (x,y) v matici \mathbf{B} [16], [18].

Základní morfologické operace jsou eroze, dilatace, otevírání a uzavírání (obr. 5.3) [16], [18]. Tyto operace jsou definovány vztahy:

$$\mathbf{E} = \mathbf{B} \otimes \mathbf{S} = \{x, y | \mathbf{S}_{x,y} \subseteq \mathbf{B}\}, \quad (5.9)$$

$$\mathbf{D} = \mathbf{B} \oplus \mathbf{S} = \{x, y | \mathbf{S}_{x,y} \cap \mathbf{B} \neq \emptyset\}. \quad (5.10)$$

Erozí vstupního binárního obrazu \mathbf{B} za použití binární masky \mathbf{S} vznikne výstupní binární obraz \mathbf{E} . V bodě o souřadnicích (x,y) je ve výstupním obraze \mathbf{E} hodnota 1, jestliže je v obraze \mathbf{B} hodnota 1 na místech, kde je hodnota 1 v masce $\mathbf{S}_{x,y}$. Jinak je ve výstupním obraze \mathbf{E} v bodě o souřadnicích (x,y) hodnota 0. Takto se projdou veškeré souřadnice vstupního obrazu \mathbf{B} a porovnají se s binární maskou $\mathbf{S}_{x,y}$ [16], [18].



Obrázek 5.3: Vliv morfologických operací na binární obraz [16].

Dilatace představuje duální morfologickou transformaci k erozi. V bodě o souřadnicích (x,y) je ve výstupním obraze \mathbf{E} hodnota 1, jestliže je na kterékoliv pozici masky $\mathbf{S}_{x,y}$ hodnota 1. Jestliže se na žádné pozici masky $\mathbf{S}_{x,y}$ nenachází 1, je na pozici (x,y) do výstupního obrazu vložena 0 [16], [18].

Otevření je definováno jako eroze následovaná dilatací (rov. 5.11). Z toho je zřejmé, že otevření eliminuje tenké a malé objekty. Také dochází k rozdělení objektů v místech, kde jsou tyto objekty tenké [16], [18].

$$\mathbf{B} \circ \mathbf{S} = (\mathbf{B} \otimes \mathbf{S}) \oplus \mathbf{S} . \quad (5.11)$$

Uzavření naopak vyplňuje malé a tenké díry v objektech (rov. 5.12). Uzavřením také dochází ke spojení v místech, kde se dva objekty nachází v těsné blízkosti. V praxi se většinou používá více uzavření i otevření po sobě [17].

$$\mathbf{B} \bullet \mathbf{S} = (\mathbf{B} \oplus \mathbf{S}) \otimes \mathbf{S} . \quad (5.12)$$

Pomocí těchto metod jsme v algoritmu provedli úpravu binárních obrazů. Binární obrazy jsme vždy upravili tak, aby odpovídaly skutečným objektům v obraze. Díky tomu jsme byli schopni provádět další analýzu, jako je určení hranice zubního kanálku.

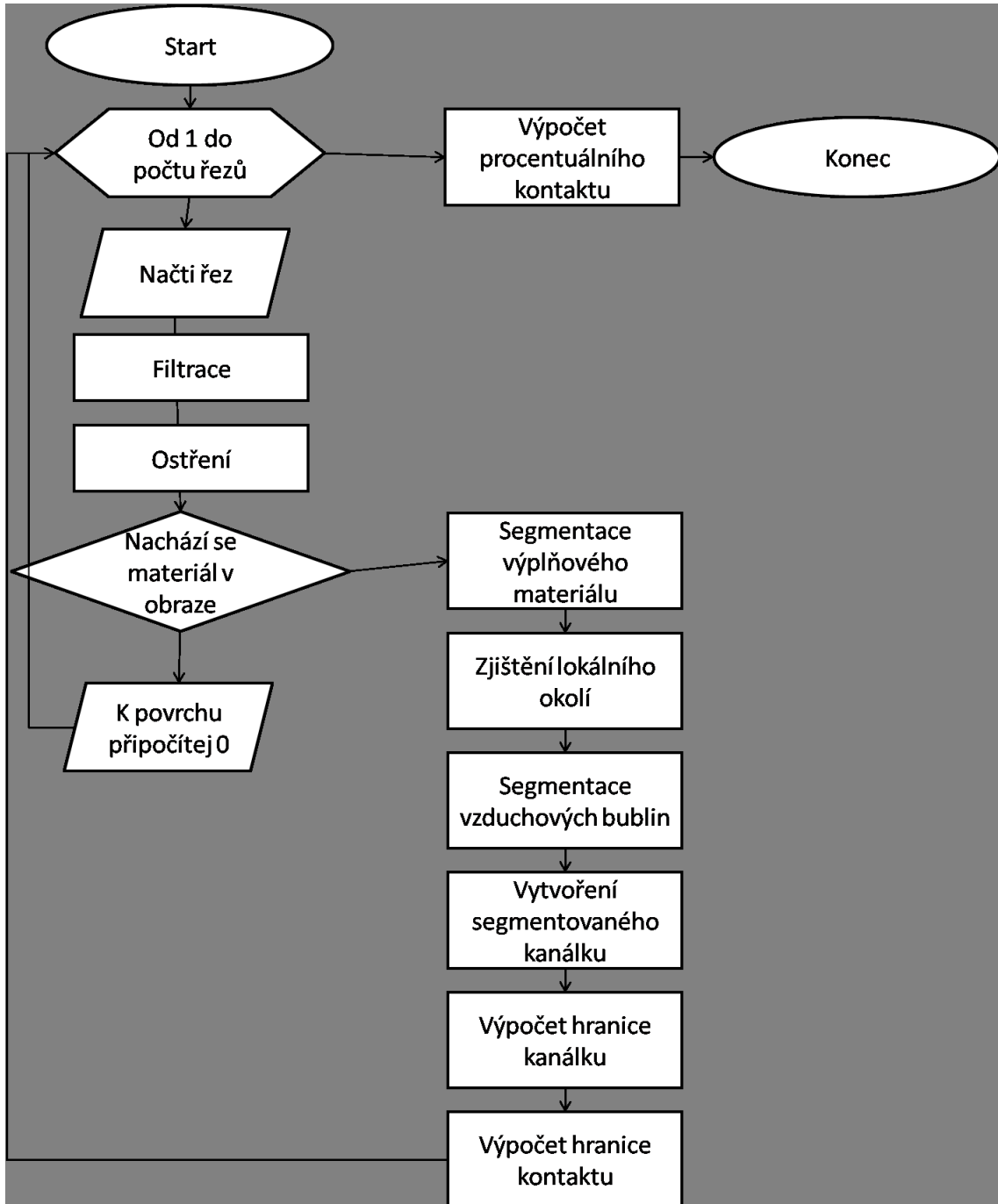
6 Získané výsledky

Úkolem předkládané práce bylo srovnat použité výplňové materiály (NaMPC, AH-Plus) na základě procentuálního kontaktu a pórovitosti ¹. Pro výpočet procentuálního kontaktu byl vytvořen algoritmus (v kapitolách 6.1, 6.2 a 6.3), protože tento výpočet je v programu VG Studio MAX těžko proveditelný. Analýza pórovitosti byla provedena v programu VG Studio MAX na oblastech definovaných maskami vytvořených algoritmem (kapitola 6.4).

6.1 Popis funkce algoritmu

Po provedení skenů jednotlivých zubů jsme provedli rekonstrukci naskenovaných obrazů. Z těchto dat jsme připravili soubor ve formátu RAW. Pro zjednodušení naší práce jsme vytvořili sekvenci obrazů, kde každý obraz odpovídá jednomu transversálnímu řezu zubem. Tyto obrazy jsme dále postoupili vytvořenému algoritmu, který načítá každý soubor samostatně. Funkce našeho algoritmu je znázorněna ve vývojovém diagramu na obr. 6.1.

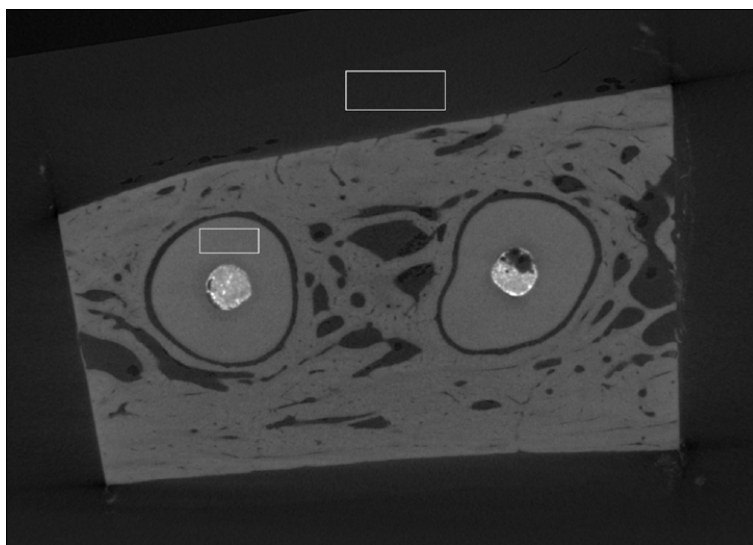
¹Procentuální kontakt je poměr počtu pixelů určujících hranici kontaktu výplňového materiálu se stěnou zubu a hranice zubního kanálku. Pórovitost je poměr objemu bez vzduchových bublin a objemu celého kanálku.



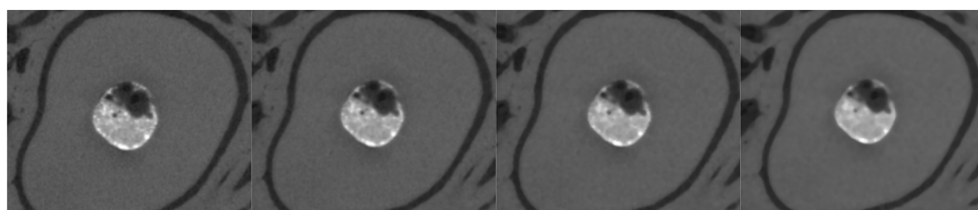
Obrázek 6.1: Vývojový diagram vytvořeného algoritmu.

Před segmentací jsme pomocí algoritmu zjistili množství šumu ve vybraném řezu. Vyhodnocení jsme provedli ve dvou vybraných homogenních částech obrazu (viz. obr. 6.2), kde jsme vypočítali standardní odchylku šumu. První část se nacházela mimo měřený objekt, druhá oblast se naopak nacházela v tkáni v blízkosti zubního kanálku. Standardní odchylky vyšly v předváděném řezu 0,008 a 0,011 pro oblast mimo měřený objekt a v něm.

Uživatel určí, zda má algoritmus šum odstranit. U některých měřených vzorků byl šum odstraněn pomocí mediánového filtru (viz. kapitola 5). V Matlabu se tato filtrace provádí pomocí funkce *medfilt2*. Do této funkce se vkládá původní obraz a velikost masky. Zvolili jsme velikost masky jako matici 2×2 , abychom nepřišli o obraz malých bublinek ve výplňovém materiálu a o malé bubliny, které leží mezi materiálem a stěnou zubu. Vliv filtrace je na obr. 6.3.



Obrázek 6.2: Dvě části v obraze vybrané k vypočítání standardní odchylky šumu.



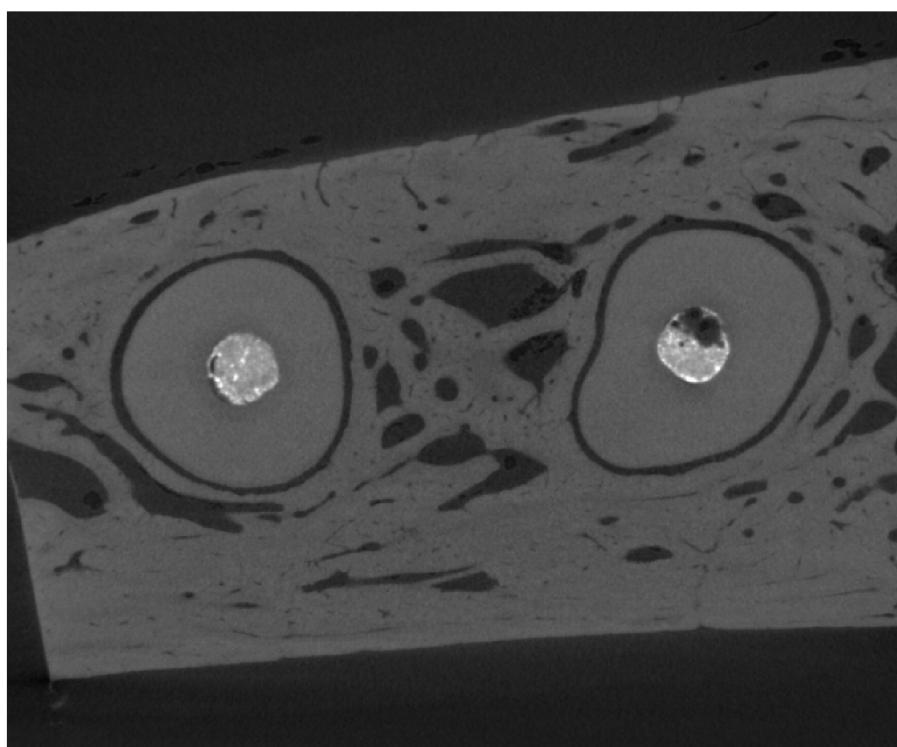
Obrázek 6.3: Vliv filtrace na obraz. Původní obraz a obrazy filtrované postupně pomocí masky 2×2 , 3×3 a 4×4 .

Dále algoritmus provede ostření pomocí konvoluce obrazu s ostřicí maskou (viz. tab. 6.1). Velikost masky jsme zvolili opět jako matici 3×3 , abychom co nejlépe zachytili přechody

mezi malými bublinami, výplňovým materiálem a zubem. Po provedení procesu ostření algoritmus sečte původní obraz (obr. 6.4) a obraz získaný konvolucí (obr. 6.5). Tím docílí požadovaného zostření v oblasti hran; výsledný obraz je na obr. 6.6.

Tabulka 6.1: Použitá ostřicí maska.

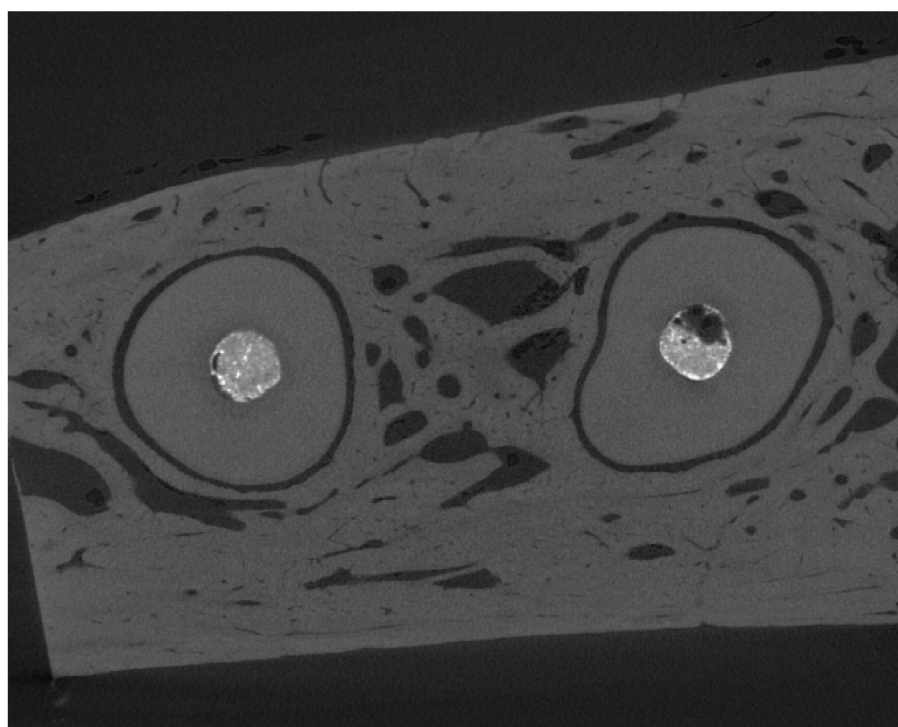
-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1



Obrázek 6.4: Obraz před filtrací.



Obrázek 6.5: Obraz po provedení konvoluce.

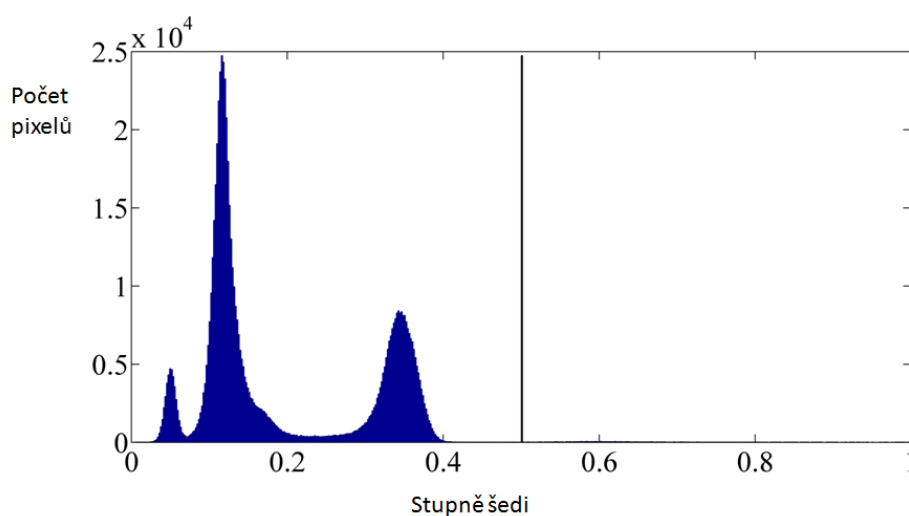


Obrázek 6.6: Obraz po provedení ostření pomocí konvoluční masky.

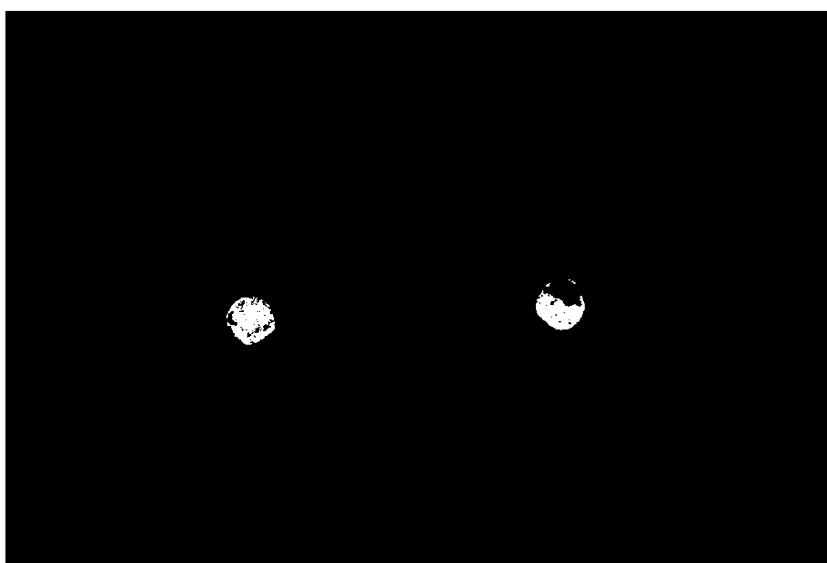
Po provedení předzpracování (filtrace a ostření) na daném řezu lze výplňový materiál

na histogramu dostatečně rozeznat. Proto algoritmus vždy vytvoří histogram k aktuálnímu řezu, ze kterého určí, zda je v daném řezu výplňový materiál obsažen. Pokud se zde výplňový materiál nenachází, přejde na další řez. Ovšem pokud se v řezu výplňový materiál nachází, algoritmus segmentuje obraz řezu pomocí jednoduchého prahování.

Na obr. 6.7 je histogram z objemu dat jednoho zubu, na kterém je znázorněn zvolený práh pro segmentaci výplňového materiálu. Na obr. 6.8 je již vysegmentovaný výplňový materiál. Ve vytvořeném algoritmu jsme mohli určit práh ručně a nebo ho stanovit pomocí funkce *multithresh*. Tato funkce využívá metodu Otsu (popsané v kapitole 5.3.1).

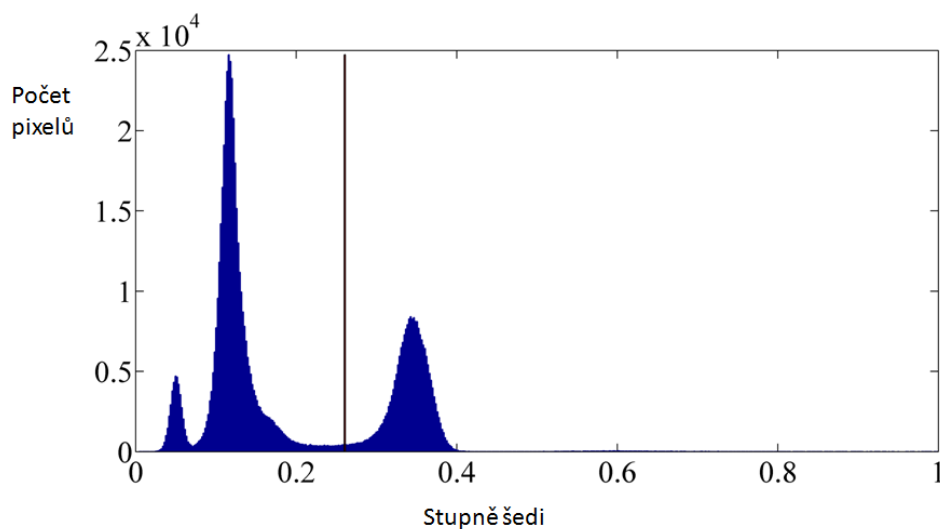


Obrázek 6.7: Histogram s pozicí prahu pro segmentaci výplňového materiálu.

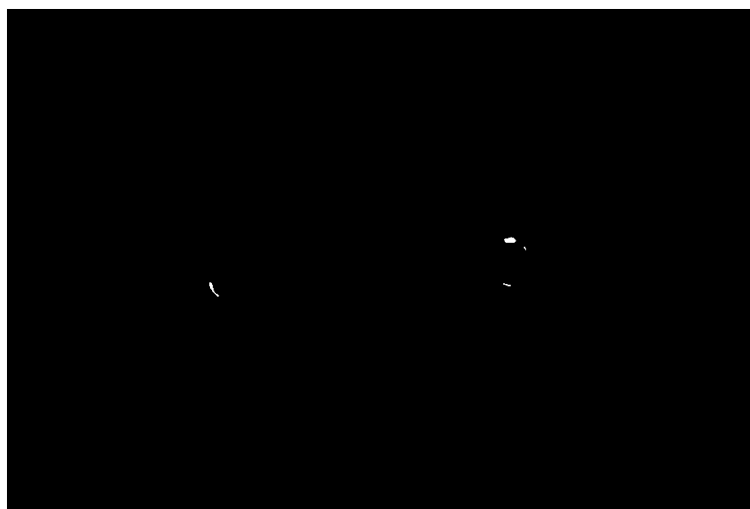


Obrázek 6.8: Obraz po provedení segmentace výplňového materiálu.

Po segmentaci má algoritmus binární obraz označující pouze výplňový materiál, ale nedostane celou oblast kanálku. Proto prozkoumává oblast v blízkosti výplňového materiálu. V této oblasti hledá vzduchové bubliny, které leží mezi výplňovým materiálem a stěnou zubu. Tuto analýzu jsme využili pro pozdější vyhodnocení procentuálního kontaktu. Segmentaci těchto bublin provede algoritmus pomocí jednoduchého prahování. Na histogramu (obr. 6.9) je zajímavá oblast, která je menší než zvolený práh a určuje vzduchové bubliny v obraze. Po provedení segmentace vzduchových bublin jsme dostali obr. 6.10.

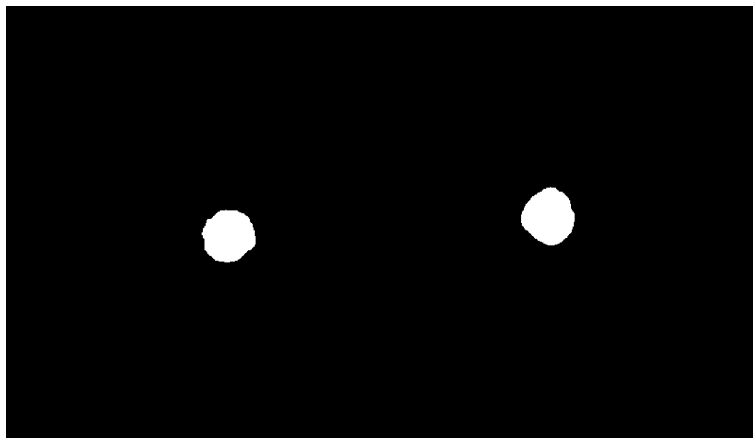


Obrázek 6.9: Histogram pozicí prahu pro segmentaci vzduchových bublin.



Obrázek 6.10: Segmentovaná oblast okolí výplňového materiálu, kde se nachází vzduchové bubliny.

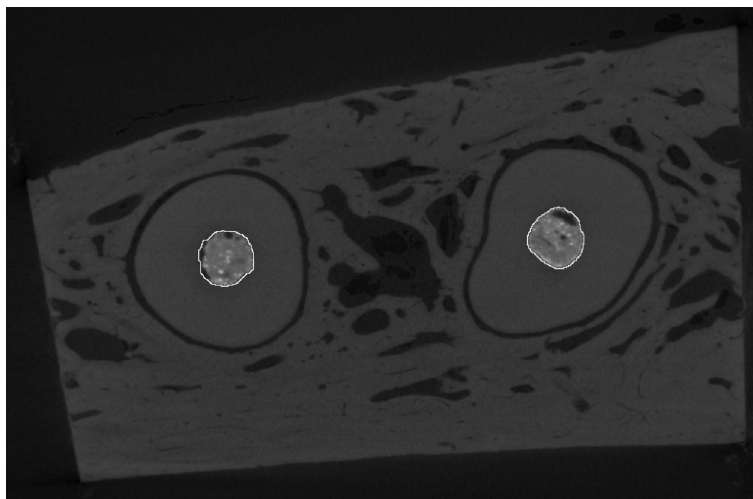
Dále algoritmus sečte obrazy získané segmentací výplňového materiálu a vzduchových bublin. Pro takto získaný binární obraz (obr. 6.11) spočítá hranici pomocí námi vytvořené funkce *hranice*. Tato funkce vždy posune obraz o jeden pixel do jedné z osmi možných směrů a odečte ho od původního obrazu. Tím dostaneme hranici objektu v obraze. Z této hranice algoritmus stanoví počet pixelů, které ohraničují hranici zubního kanálku.



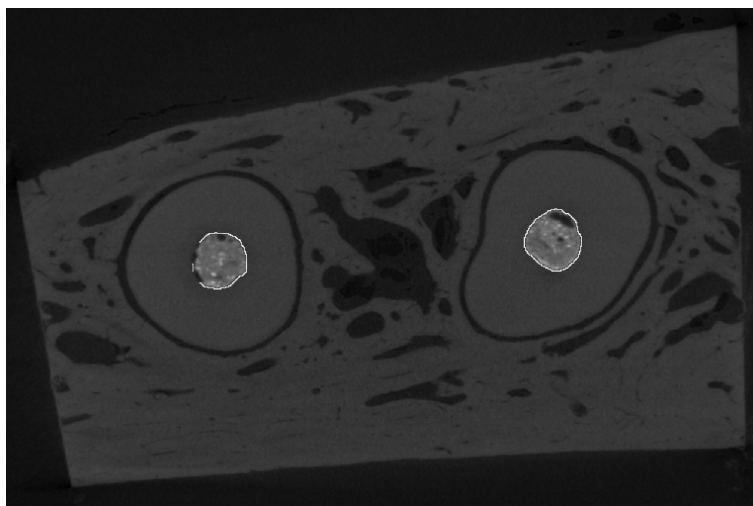
Obrázek 6.11: Binární obraz segmentovaného zubního kanálku.

Pro stanovení hranice, kde se výplňový materiál dotýká stěny zubu, musí algoritmus srovnat binární obraz vzduchových bublin s hranicí zubního kanálku. Na místech, kde se shoduje obraz bublin s hranicí kanálku, dojde k nulování této hranice. Tak získá přerušovanou hranici na místech, kde se výplňový materiál se stěnou zubu nedotýká. Takto vytvořená hranice je na obrázcích 6.12 a 6.13.

Dále algoritmus stanoví počet pixelů určujících kontakt a počet pixelů určujících hranici kanálku. Tato dvě čísla spolu vydělí, čímž obdržíme z algoritmu hodnotu procentuálního kontaktu.



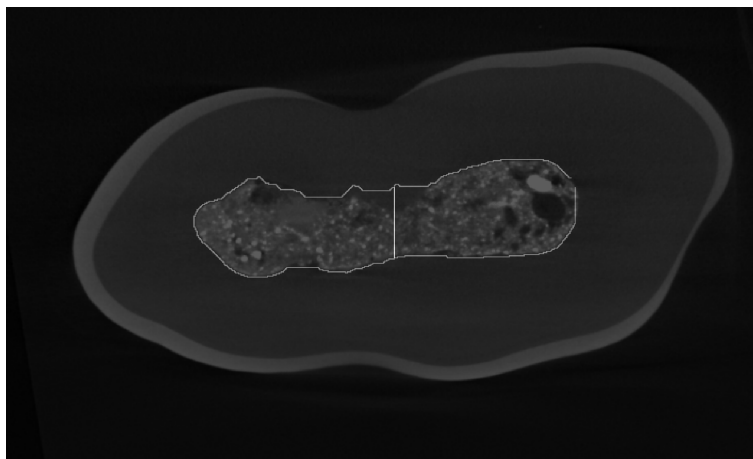
Obrázek 6.12: Hranice (bílá křivka) zubního kanálku vytvořená prezentovaným algoritmem.



Obrázek 6.13: Hranice (bílá křivka) dotyku výplňového materiálu a stěny zubu.

Tak, jak algoritmus prochází obraz po jednotlivých řezech, ukládá polohy centroid obou kanálků. Obraz je tím rozdělen na dvě části, a to ve středu mezi oběma centroidy. Tím získává z jednoho souboru dat dva vzorky (dva kanálky) pro výpočet kontaktu.

Problém nastával v místech, kde docházelo ke spojení obou kanálků (hranice na obr. 6.14). Na těchto místech algoritmus rozdělí obraz podle zapamatovaných posledních centroidů. Tímto způsobem je algoritmus schopen určit hranici i ve vrchní části zubu. Na těchto místech docházelo často ke špatnému přilnutí korunky zubu a výplňového materiálu a nacházela se zde vzduchová bublina.



Obrázek 6.14: Hranice (bílá křivka) vytvořená algoritmem ve vrchní oblasti zubu.

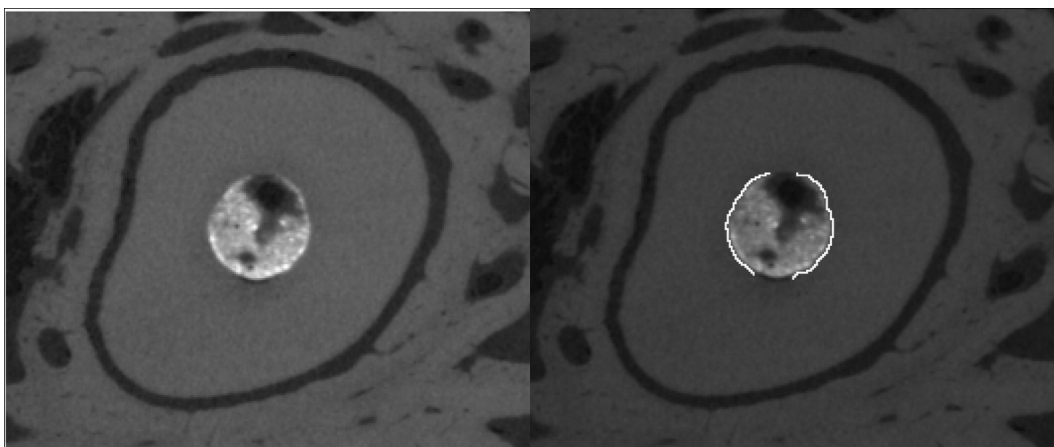
Další problém nastával ve spodní části zubu. Na tomto místě byl v některých vzorcích kanálek bez výplňového materiálu. To algoritmus řeší tak, že si vždy pamatuje z předešlého skenu oblast s výplňovým materiálem. Tuto oblast pak využije v aktuálním skenu, kde se neočekává, že by kanálek změnil výrazně směr svého průchodu. Algoritmus původní oblast eroduje a z výsledného obrazu zjistí, kde se nachází vzduch (jednoduchým prahováním podobně jako v předchozích případech). Na těchto místech dochází ke zvětšování hranice zubního kanálku, ale nedochází k zvětšování hranice kontaktu. Po projetí celého objemu dat dostává algoritmus množství pixelů určujících hranici kontaktu a hranici zubního kanálku. Poměr těchto čísel udává procentuální kontakt (kapitola 6.2).

Kromě procentuálních kontaktů výplňových materiálů bylo potřeba vyhodnotit také jejich pórovitost. Analýza pórovitosti byla provedena v programu VG Studio MAX (kapitola 6.4). Pro tuto analýzu však bylo potřeba vytvořit masku pomocí našeho algoritmu, která určuje tzv. ROI (region of interest - oblast zájmu). Tuto masku jsme implementovali do VG studia MAX, kde byl pomocí masky vysegmentován zubní kanálek.

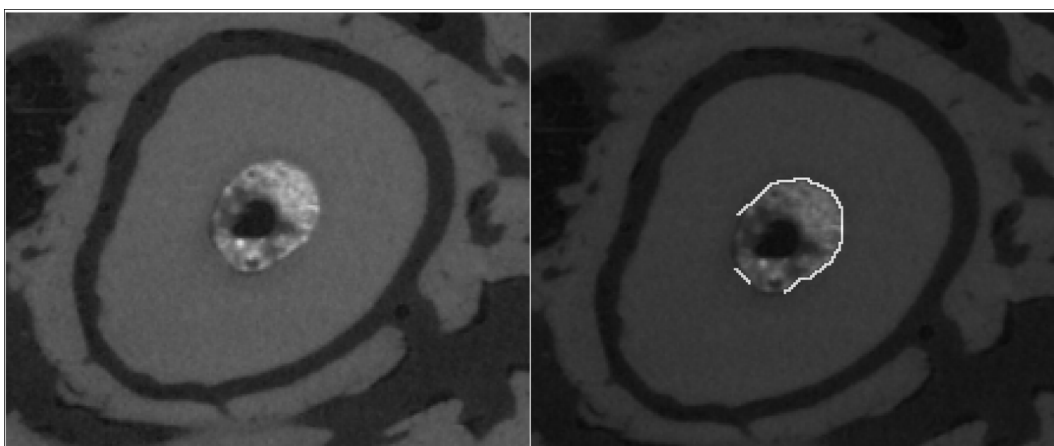
6.2 Výsledky vytvořeného algoritmu

Hlavním úkolem vytvořeného algoritmu je určení hranice kanálku a hranice kontaktu určující procentuální kontakt. Srovnání původních obrazů (vlevo) a obrazů s hranicemi kontaktů určených algoritmem (vpravo) je provedeno na obrázcích 6.15 a 6.16. Bílé křivky (na obrázcích vpravo) znázorňují hranice kontaktu materiálů se zubem. V místech, kde se výplňový materiál dotýká zubu, je hranice určena, zatímco v místech bublin je hranice přerušena (srovnejme obrázky vlevo a vpravo). Je proto možné konstatovat, že hranice

byla určena velice dobře. Tímto způsobem docházelo k vytvoření hranice podél celého průběhu kanálku.



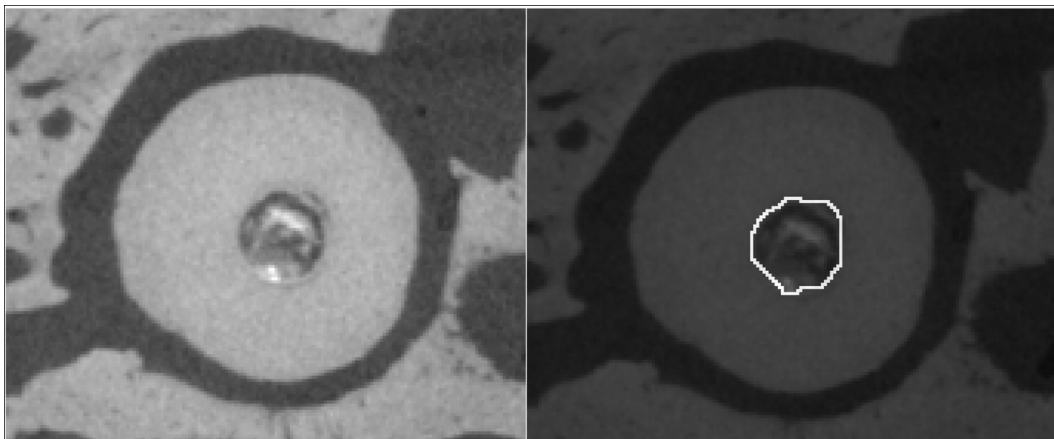
Obrázek 6.15: Úspěšně nalezená hranice, příklad 1. Původní obrázek vlevo, obrázek s vyznačenou hranicí (bílá křivka) vpravo.



Obrázek 6.16: Úspěšně nalezená hranice, příklad 2. Původní obrázek vlevo, obrázek s vyznačenou hranicí (bílá křivka) vpravo.

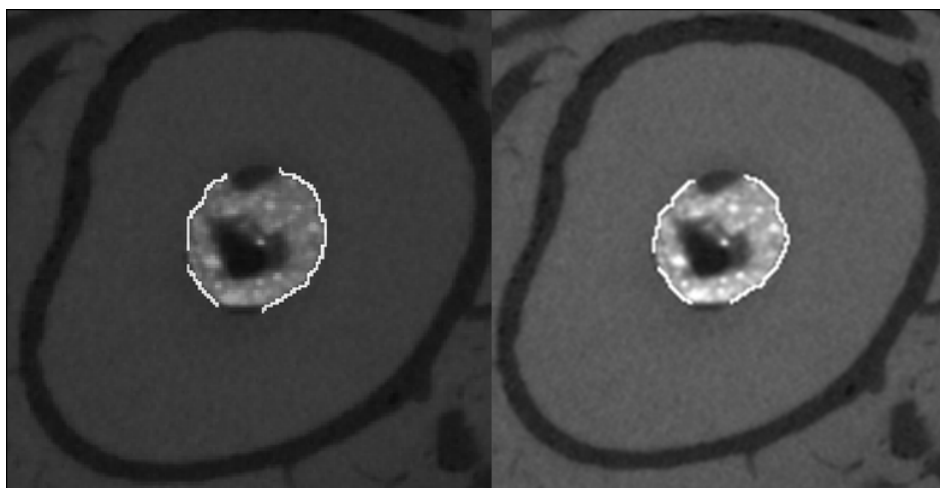
Algoritmus měl potíže při určení hranice v oblasti začátku kanálku, kde se ještě nenachází výplňový materiál. V této oblasti by se tedy neměla nacházet žádná hranice kontaktu. Algoritmus zde někdy nevyhodnotil hranici kontaktu správně, protože nedocházelo ke správné segmentaci zubního kanálku. Výrazného zlepšení výsledků algoritmu jsme dosáhli tak, že algoritmus prochází postupně data z místa, kde se výplňový materiál nachází. Proto je vhodné, aby uživatel zvolil libovolný řez, kde se výplňový materiál nachází. Jedná se o snadný a jediný zásah uživatele. Tím je algoritmus schopen přiřadit

pozici kanálku i v řezu bez výplňového materiálu a může v tomto řezu kanálek segmentovat (obr. 6.17). To, zda algoritmus správně určí hranice kanálku a hranice kontaktu, je možné potvrdit jejich srovnáním s hranicemi stanovenými doktorem Montufarem.

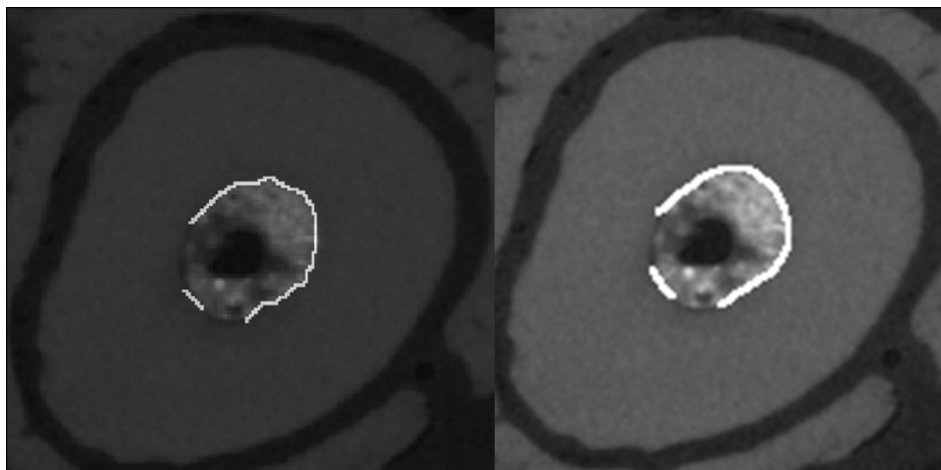


Obrázek 6.17: Nalezená hranice kanálku, ve kterém se nenachází výplňový materiál. Původní obrázek vlevo, obrázek s vyznačenou hranicí (bílá křivka) vpravo.

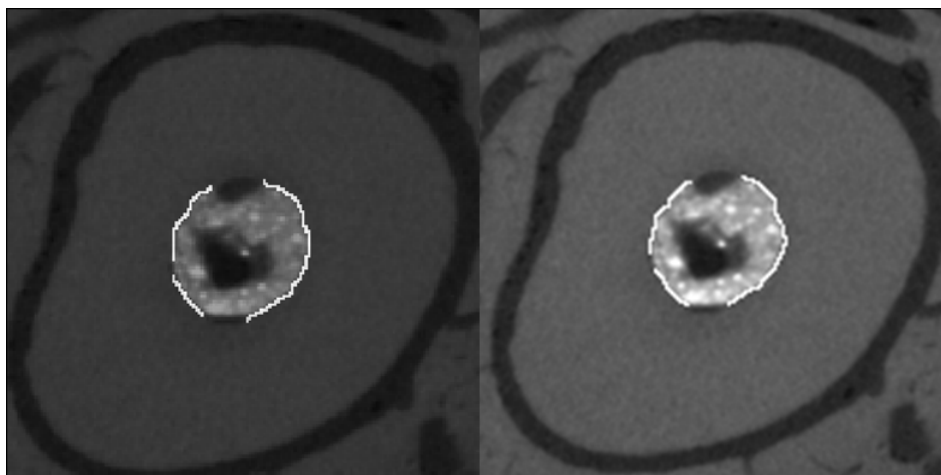
Hranice určené doktorem Montufarem (při konzultacích) a hranice určené algoritmem jsou porovnány v obrázcích 6.18, 6.19 a 6.20. Je patrné, že hranice stanovené algoritmem a odborným pracovníkem jsou totožné. Rozdíl může nastat v oblastech, kde algoritmus rozhodne jednoznačně podle prahu, zatímco uživatel nemůže v obraze jednoznačně rozoznat, zda se jedná o hranici kontaktu nebo již o vzduchovou bublinu.



Obrázek 6.18: Hranice kanálku určená algoritmem (vlevo) a hranice stanovená při konzultacích (vpravo).



Obrázek 6.19: Hranice kanálku určená algoritmem (vlevo) a hranice stanovená při konzultacích (vpravo).



Obrázek 6.20: Hranice kanálku určená algoritmem (vlevo) a hranice stanovená při konzultacích (vpravo).

Vytvořený algoritmus byl použit na všechny skeny zubů. Jelikož každý zub obsahoval dva kanálky, dostali jsme z šesti zubů dvanáct vzorků zubního kanálku. Pro každý kanálek algoritmus vypočítal procentuální kontakt a vytvořil masku pro další zpracování v programu VG Studio MAX (kapitola 6.4). V tabulce 6.2 uvádíme vypočítané hodnoty procentuálního kontaktu. Tyto hodnoty se mezi oběma materiály příliš neliší. Konkrétnější porovnání výsledků je níže.

Pro kvantitativní srovnání procentuálního kontaktu jednotlivých materiálů jsme po konzultaci s doktorem Montufarem provedli dvouvýběrový nepárový t-test. V případě rozdílu mezi materiály by t-hodnota musela být v intervalu $<0,05; 0>$. Nicméně, hodnota zís-

Tabulka 6.2: Vyhodnocené procentuální kontakty výplňových materiálů a stěn zubů jednotlivých vzorků.

vzorky	pórovitosti (%)	
	NaMPC	AH-Plus
1	93,24	93,99
2	91,34	98,48
3	77,17	91,25
4	66,58	96,21
5	89,91	81,68
6	67,10	93,16
průměr	80,89	92,58
standardní odchylka	12,26	5,82

kaná z dat vyšla $t = 0,07$. To znamená, že není podstatný rozdíl mezi materiály NaMPC a AH-Plus. Protože se však nejedná o velký rozdíl výsledné hodnoty $t = 0,07$ od hraniční hodnoty $0,05$, je vhodné provést vyhodnocení přesnosti (a robustnosti) segmentace algoritmem (viz. kapitola 6.3).

6.3 Hodnocení segmentace algoritmem

V této kapitole se věnujeme vztahu mezi prahy pro segmentaci a přesností určení hranice kontaktu výplňového materiálu a stěny zubu. Podrobněji se věnujeme prahu, pomocí kterého algoritmus segmentuje vzduchové bubliny v obraze. Pozorujeme, jak změna prahu ovlivní výslednou hranici kontaktu. Z toho jsme určili rozsah hodnot prahu, který dává akceptovatelné hranice kontaktu. Změnou prahu (jeho posunem) tak testujeme robustnost algoritmu.

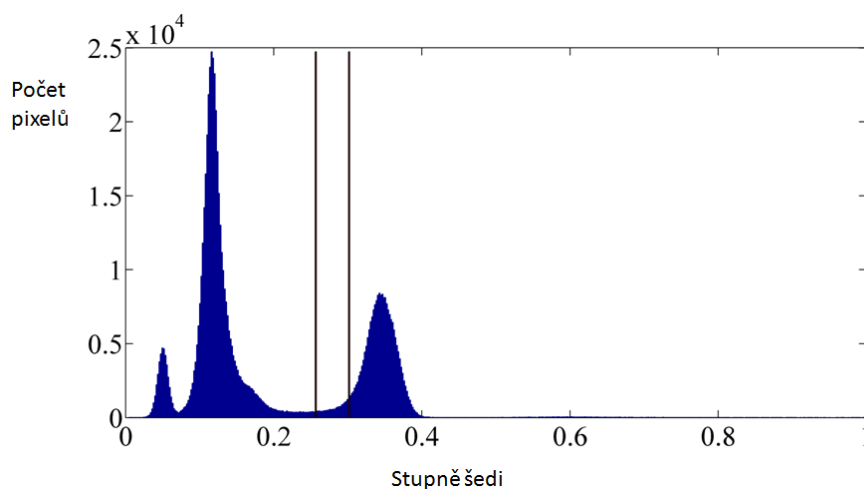
Prezentované výsledky jsou ze zubu BLD2, který je vyplněn materiálem NaMPC. Tento zub jsme zvolili proto, že výsledky jeho analýz (jako proc. kontakt a pórovitost) jsou pro materiál NaMPC nejvíce reprezentativní. Pro materiál AH-Plus jsme zvolili zub ARD1.

Pro zub BLD2 jsme měnili hodnotu prahu (asi o 4 %) na 0,3; 0,28 a 0,26 (rozmezí zobrazeno na histogramu 6.21). Vytvořené hranice pozorované na obrázcích 6.22 se téměř nemění. Na intervalu $\langle 0,26; 0,3 \rangle$ tedy nedochází k podstatné změně hranice pro materiál NaMPC. Proto můžeme konstatovat, že v tomto rozmezí pracuje algoritmus korektně.

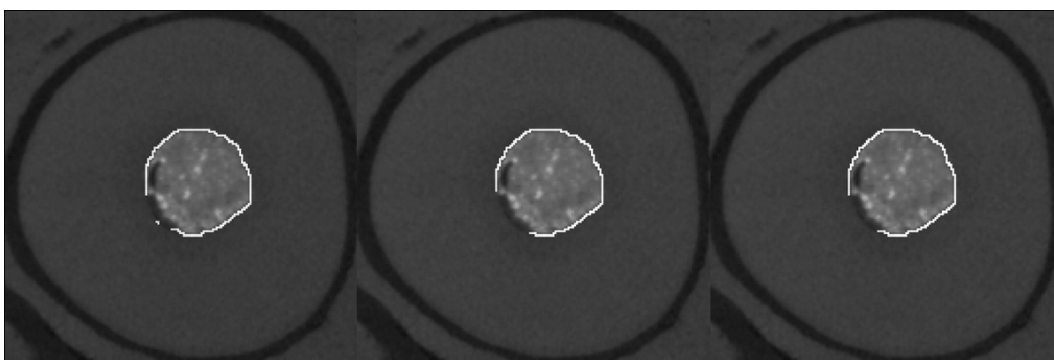
To stejné jsme provedli pro zub ARD1 s materiálem AH-Plus (obr. 6.23). Pro tento

materiál vychází interval $<0,15; 0,18>$ (změna asi o 3 %), který je zobrazen na histogramu 6.24.

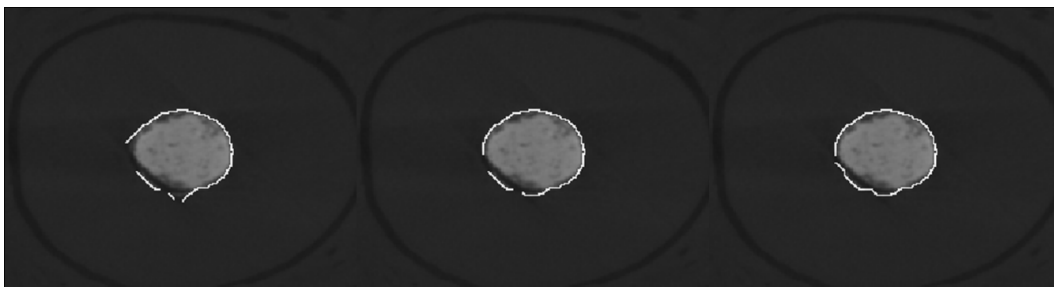
Při změně hodnot prahů pod tyto intervaly dochází již k vytvoření falešně pozitivní hranice kontaktu. V tom případě se výsledná hodnota procentuálního kontaktu zvyšuje. Naopak, při změně hodnot prahů nad tyto intervaly dochází k nesprávnému určení hranice kanálku a také k nesprávnému označení vzduchových bublin. Touto změnou prahu bychom určili tmavší část tkáně okolo kanálku jako vzduchovou bublinu. Proto se zvyšuje nejen hodnota celkové hranice zubního kanálku, ale také hodnota hranice kontaktu. Avšak velikost výsledného procentuálního kontaktu se snižuje.



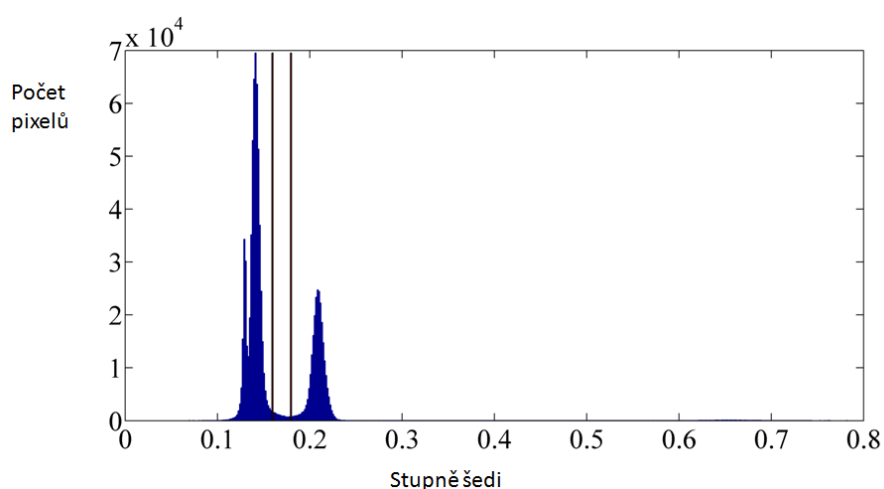
Obrázek 6.21: Histogram s rozsahem prahu $<0,26; 0,3>$ pro materiál NaMPC.



Obrázek 6.22: Vliv změny prahu na segmentaci u materiálu NaMPC, zub BLD2. Měnili jsme hodnotu prahu postupně na 0,3; 0,28 a 0,26.



Obrázek 6.23: Vliv změny prahu na segmentaci u materiálu AH-Plus, zub ARD1. Měnili jsme hodnotu prahu na 0,18, 0,17 a 0,15.



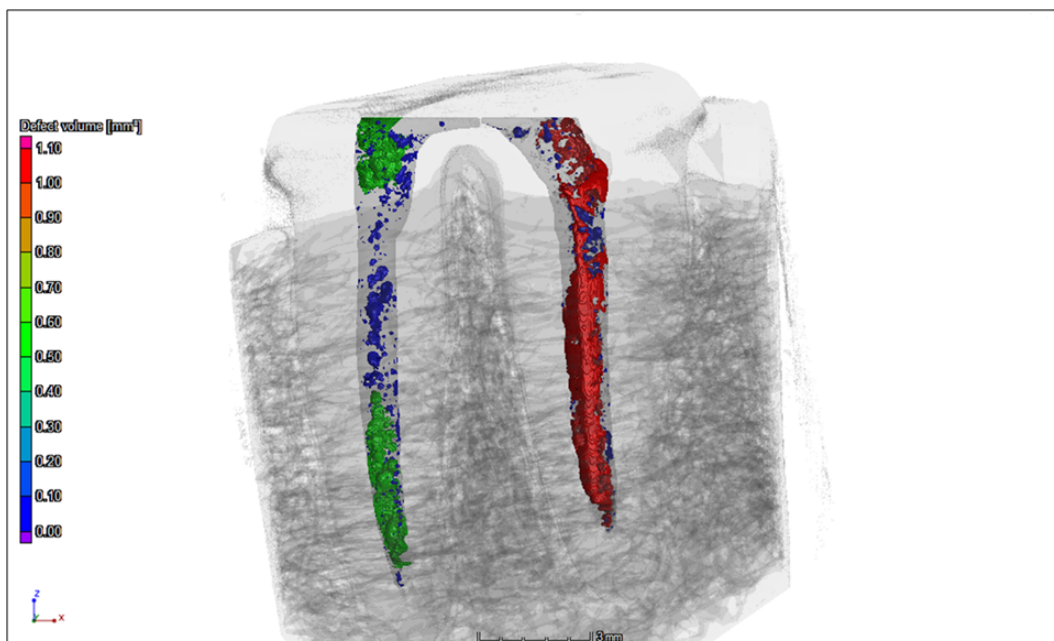
Obrázek 6.24: Histogram s rozsahem prahu pro materiál AH-Plus.

6.4 3D rekonstrukce ve VG Studiu MAX

Dalším kvantitativním popisem výplňového materiálu je pórovitost materiálu, kterému se věnujeme v této kapitole. V další části analýzy jsme určili histogram četnosti jednotlivých pórů dle velikosti. Poté jsme jednotlivé póry roztřídili do dvou kategorií. První kategorie byly póry, které ležely mezi výplňovým materiálem a stěnou zubu. Druhá kategorie byly póry, které se nacházely uvnitř výplňového materiálu.

Vytvoření masky zubního kanálku bez použití automatizovaného algoritmu (manuálně) je velmi zdoluhavé a náročné. To právě představovalo motivaci k vytvoření našeho algoritmu, který je popsán v kapitole 6.2. Masku zubního kanálku vytvořenou algoritmem jsme poté implementovali do (komerčního) programu VG Studio MAX. V tomto programu maska definovala ROI (region of interest - oblast zájmu), na kterém probíhala další zpracování. Výsledný rekonstruovaný obraz je na obr. 6.25.

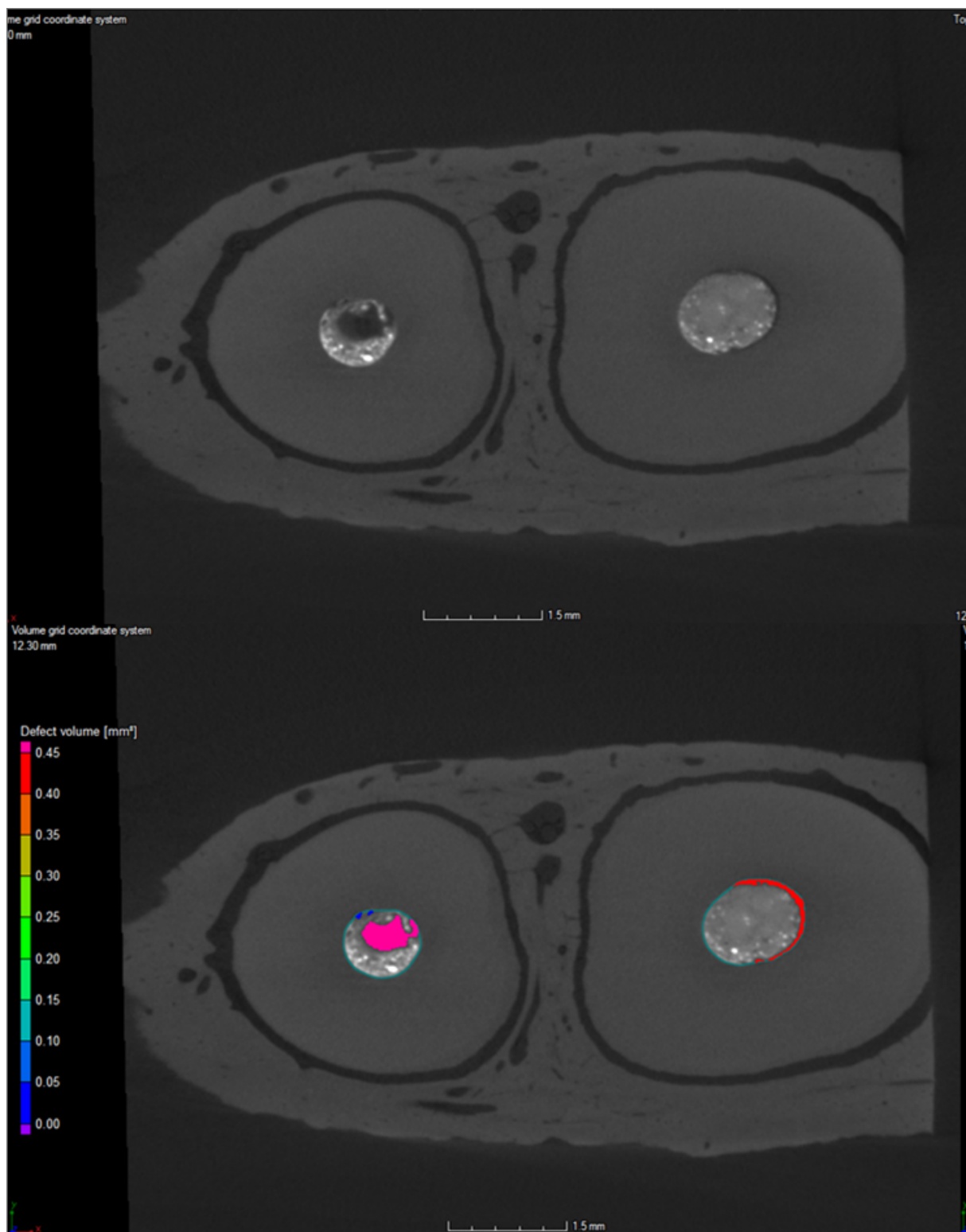
Na takto získané oblasti jsme v programu VG Studio MAX provedly analýzu pórovi-



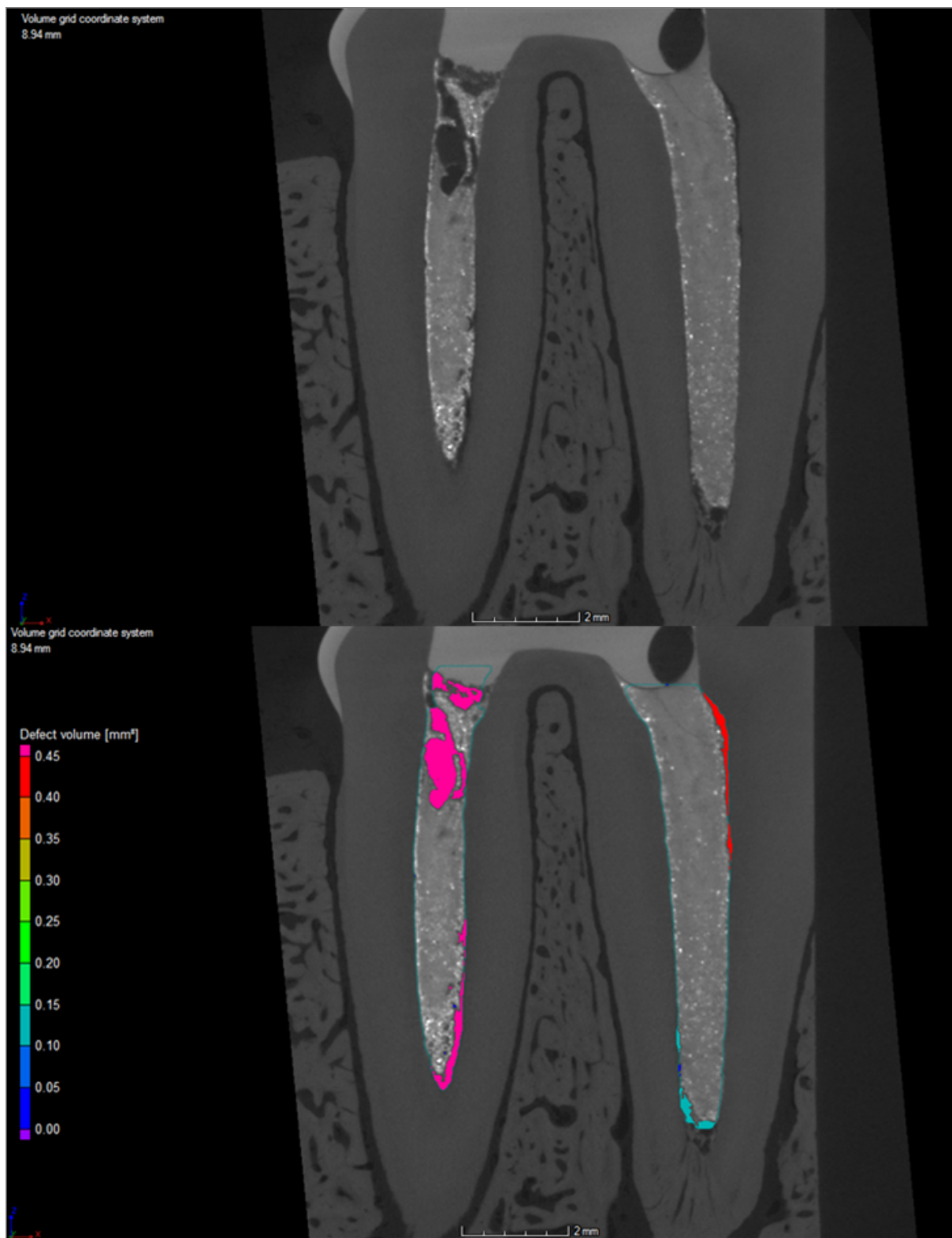
Obrázek 6.25: Zrekonstruovaný obraz ve VG Studiu.

tosti. Při této analýze jsme nastavili práh, který nám určuje vzduchové bubliny v obraze a odpovídá prahu používaném při práci s algoritmem. Později jsme porovnali objem pórů s objemem celého kanálku a dostali jsme tak procentuální vyjádření pórů v objektu. Analýzu jsme opět provedli pro oba výplňové materiály na šestici zubů. V textu se budeme věnovat zubům BLD2 a ARD1; výsledky pro ostatní zuby jsou v 8.

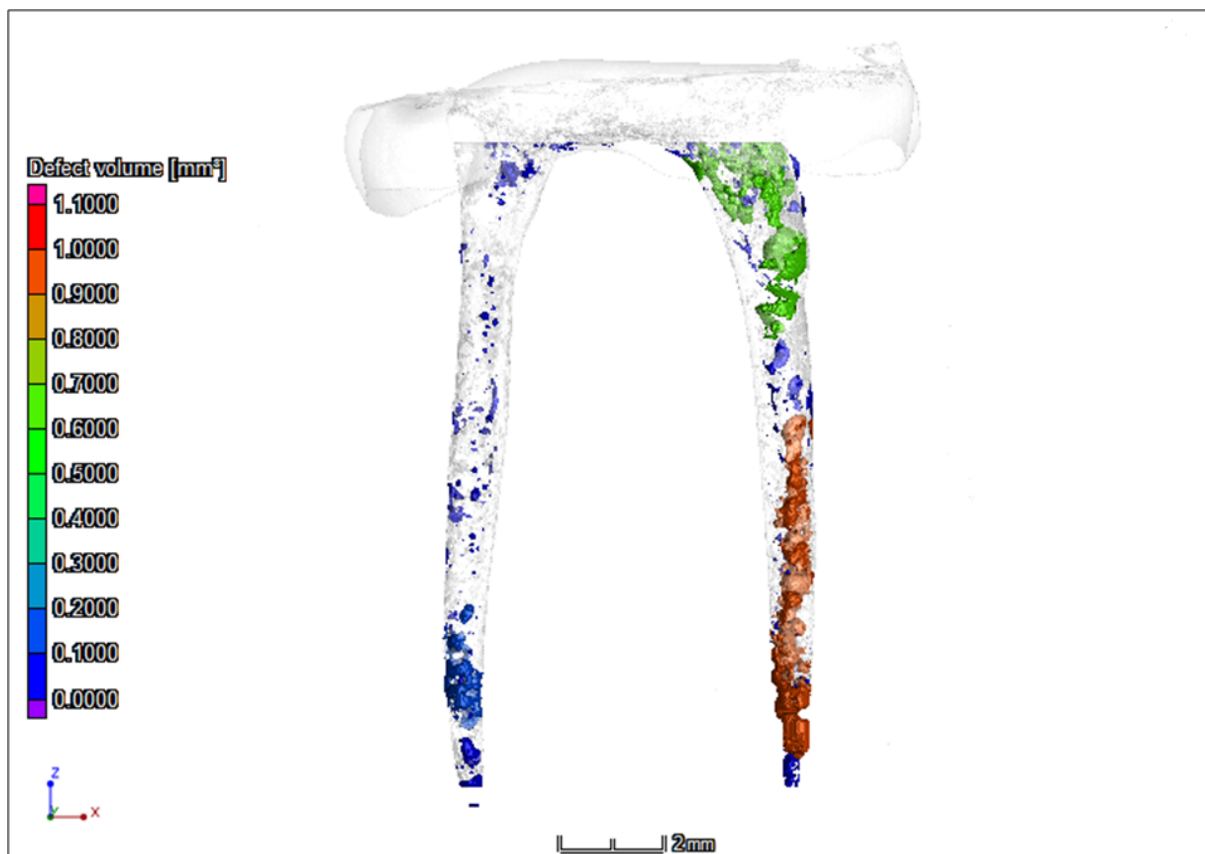
Oblasti pórů zubního kanálku BLD2 (s výplňovým materiálem NaMPC) vidíme v řezích 6.26 a 6.27. Zrekonstruovaný 3D obraz je na obr 6.28. Jsou zde vidět dva kanálky, kterým jsme se věnovali podrobněji. Kanálek vlevo je vzorek 1, kanálek vpravo je vzorek 2.



Obrázek 6.26: Zrekonstruovaný řez zubu BLD2 s materiálem NaMPC ve VG studiu.



Obrázek 6.27: Zrekonstruovaný řez zubu BLD2 s materiálem NaMPC ve VG studiu.

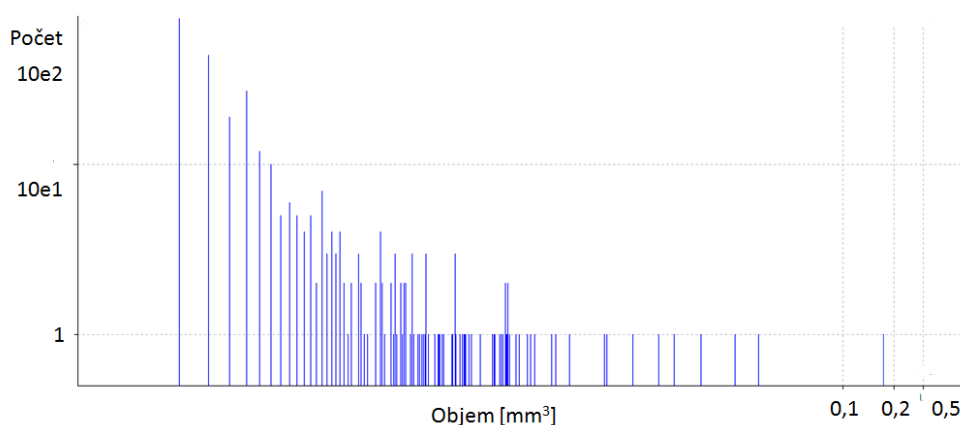


Obrázek 6.28: Zrekonstruovaný 3D obraz zubu BLD2 s materiálem NaMPC ve VG studiu.

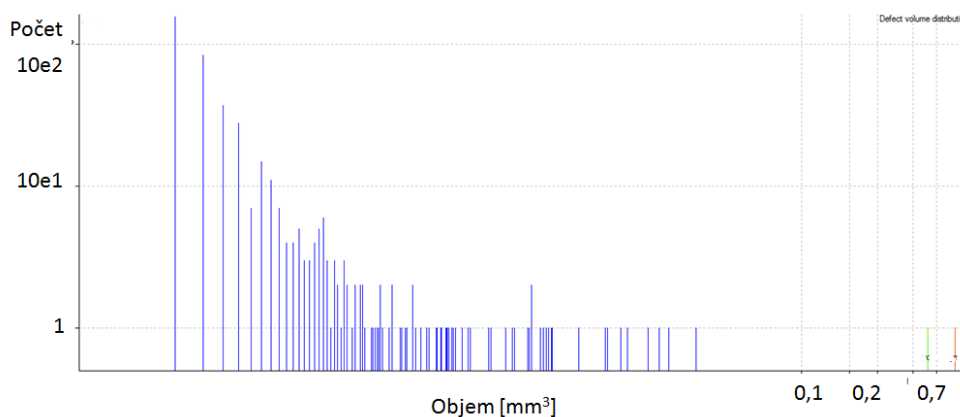
Na histogramu 6.29 objemů pórů pro kanálek 1 vidíme, že s velikostí pórů postupně klesá jejich počet. Největší je pór nacházející se ve spodní části zubu. To je na místě, kde kanálek stále probíhá, ale nepodařilo se ho dostatečně naplnit výplňovým materiálem.

Pro kanálek 2 zubu BLD2 pozorujeme na histogramu 6.30 dva největší póry. První vede od spodního konce kanálku do jeho poloviny. Po bližším prozkoumání jsme zjistili, že se tento pór nachází mezi výplňovým materiálem a stěnou zubu. Jeho vznik mohl být zapříčiněn vysycháním. Druhý pór se nachází hned pod hlavičkou zubu. Jedná se o více propojených pórů a jeho vznik byl tedy způsoben špatným implementováním výplňového materiálu během endodontického vyšetření. Ošetření zubu BLD2 bylo tedy provedeno nesprávně, protože skrze póry mohou procházet bakterie a nečistoty. Tímto způsobem může docházet k onemocnění tkáně v čelisti.

U dalších vzorků jsme také pozorovali určité rýhy, ke kterým došlo pravděpodobně při odstraňování endodontu. Tyto rýhy se při následném endodontickém ošetření nepodařilo správně vyplnit, a proto se zde nacházely podlouhlé póry. I přes tyto problémy je materiál NaMPC kompaktní.

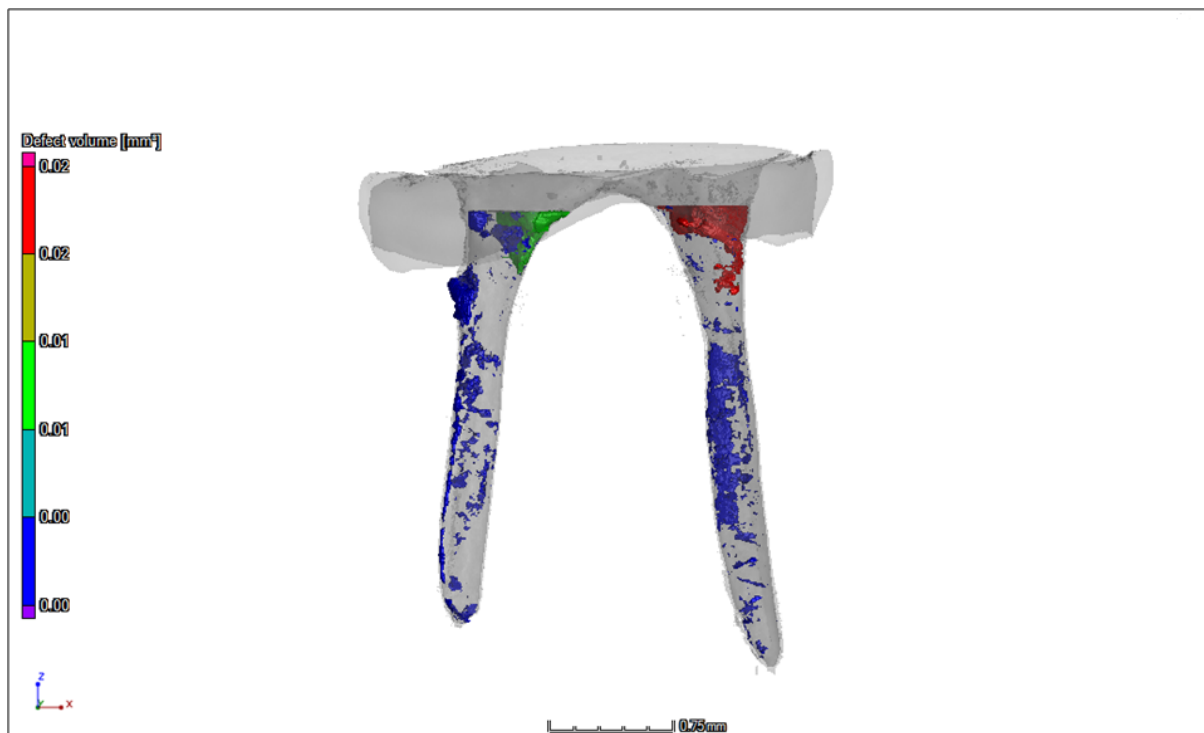


Obrázek 6.29: Histogram velikosti pórů pro vzorek 1 zubu BLD2.

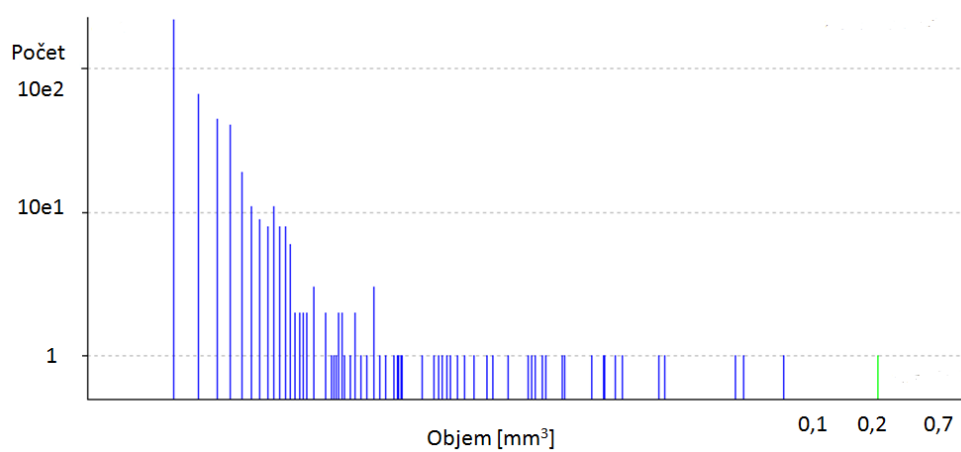


Obrázek 6.30: Histogram velikosti pórů pro vzorek 2 zubu BLD2.

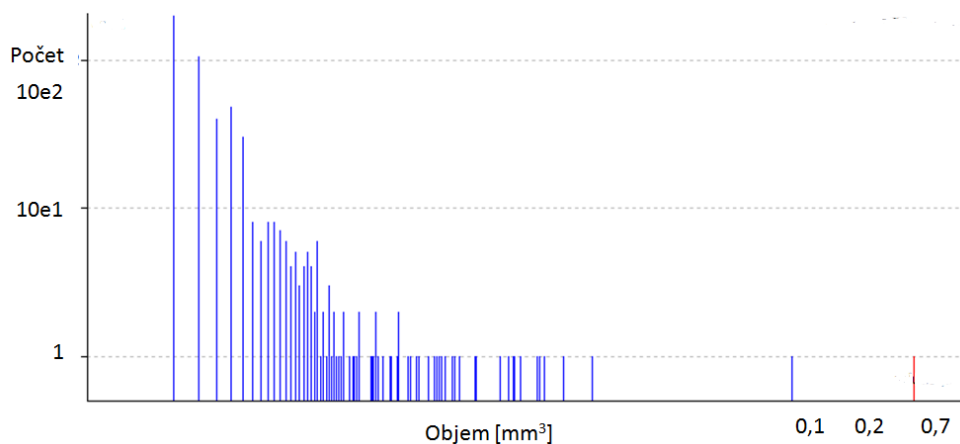
U materiálu AH-Plus jsme zkoumali zub s označením ARD1 (obr. 6.31). Na histogramech ke vzorkům 1 a 2 (6.32, 6.33) můžeme pozorovat, že dochází ke strmějšímu poklesu histogramu (méně četný výskyt velkých pórů). Přesto máme pro každý vzorek (1 i 2) jeden velký pór. V obou případech se póry nachází ve vrchní části zubu pod nasazenou hlavičkou. Jedná se tedy o chybné nasazení hlavičky při endodontickém ošetření. Tyto póry mají sférický charakter a neprochází větší částí kanálku. Při případné infekci nebo bakteriálním onemocnění by neměla v tomto případě být ohrožena tkáň v čelisti. U některých vzorků docházelo ke vzniku rýh při endodontickém ošetření podobně jako v případě zubu BLD2 s materiálem NaMPC. Stejně jako v případě zubu BLD2 jsme vytvořili histogram velikosti póru, kde jsme rozdělili póry na vnitřní a vnější. Můžeme si všimnout, že je zde velice malé množství vnitřních pórů podobně jako v případě materiálu NaMPC.



Obrázek 6.31: Zrekonstruovaný obraz zubu ARD1 s materiálom AH-Plus ve VG studiu.



Obrázek 6.32: Histogram velikosti póru pro vzorek 1 zubu ARD1.



Obrázek 6.33: Histogram velikosti pórů pro vzorek 2 zubu ARD1.

Výše jsem se zaměřili na samotné vyhodnocení velikostí pórů pro jednotlivé materiály. Dále se věnujeme propojení pórů vytvářející podlouhlé útvary podél kanálku. Většina podlouhlých pórů vznikla při vysoušení a leží mezi výplňovým materiálem a stěnou zubu. V případě, kdy by pór procházel přes celý kanálek až do míst s (náchylnými) nervovými vlákny, by mohlo docházet k onemocnění v oblasti pod zubem. V této analýze jsme proto vytvořili tabulku 6.3 procentuálního vyjádření délky póru na délce kanálku (v ose z).

Tabulka 6.3: Procentuální vyjádření délky póru na délce kanálku.

vzorky	délka póru/délka kanálku (%)			
	NaMPC		AH-Plus	
1	19,0		16,7	
2	53,5	30,5	17,3	
3	53,4	28,0	15,3	12,9
4	82,6	45,0	18,1	19,0
5	38,0	16,5	87,31	66,3
6	98,4		28,4	23,2

Po provedení všech měření jsme získali výslednou pórovitost pro jednotlivé vzorky. Výsledné hodnoty jsou zaznamenány v tabulce 6.4. Na těchto datech jsme provedli dvou-výběrový nepárový t -test. Výsledkem je hodnota $t = 0,3$. To znamená, že není podstatný rozdíl mezi materiálem NaMPC a materiálem AH-Plus ².

²Pro případ rozdílu mezi materiály by totiž hodnota musela být v intervalu $<0,05; 0>$.

Tabulka 6.4: Pórovitosti jednotlivých vzorků.

vzorky	pórovitosti (%)	
	NaMPC	AH-Plus
1	3,2	18,0
2	13,3	12,5
3	16,4	24,9
4	8,1	15,2
5	11,5	7,8
6	9,4	5,7
průměr	10,3	14,0
standardní odchylka	4,54	7,01

7 Závěr

Předkládaná práce je věnována zpracování a analýze mikro-CT obrazů vyplněných zubních kanálků. V naší práci porovnáváme dva výplňové materiály (AH-plus a NaMPC) endodonticky aplikované na šestici psích zubů, které byly poskytnuty v rámci spolupráce s institutem Polytechnic University of Catalonia v Barceloně. Ačkoliv stěžejním úkolem práce byla tvorba algoritmu na zpracování obrazu, součástí práce bylo i naskenování jednotlivých zubů v laboratoři rentgenové počítačové mikrotomografie na Středoevropském institutu VUT v Brně kapitola 4.

Hlavním cílem práce bylo vyhodnocení kvality vyplnění zubních kanálků (kvality výplňových materiálů). V zubním kanálku se totiž nachází nejen výplňový materiál, ale také vzduchové bubliny. Ty se mohou nalézat na hranici mezi výplňovým materiálem a stěnou zubu, takže nedochází k úplnému přilnutí výplňového materiálu k zubu. Tento problém je hodnocen mírou procentuálního kontaktu. Bubliny se rovněž mohou objevovat v samotném výplňovém materiálu, což je hodnoceno analýzou pórovitosti.

Proto byl vytvořen algoritmus (v prostředí Matlab), který obsahuje rovněž procedury k předzpracování dat. V algoritmu byly aplikovány různé techniky zpracování obrazu jako metoda automatického určení prahu (kapitola 6.1). Díky tomu pracuje algoritmus automaticky a samostatně. Vytvořený algoritmus segmentuje zubní kanálky a počítá jejich hranice, které jsou reprezentovány pixely na okraji obrazu segmentu kanálu (kapitola 5). Velmi dobrá přesnost a robustnost určení hranice kanálku je v práci otestována (kapitola 6.3).

Tento algoritmus dále vyhodnocuje procentuální kontakt výplňových materiálů se stěnou zubu (kapitola 6.2). Algoritmus také vytváří masku zubního kanálku pro potřeby komerčního programu VG Studio MAX, kterým jsou vyhodnoceny pórovitosti výplňových materiálů (kapitola 6.4). Na základě dat procentuálního kontaktu a pórovitosti jsou určeny a porovnány kvality jednotlivých materiálů. Z výsledků procentuálního kontaktu a pórovitosti nebyly mezi předloženými výplňovými materiály pozorovány statisticky významné rozdíly.

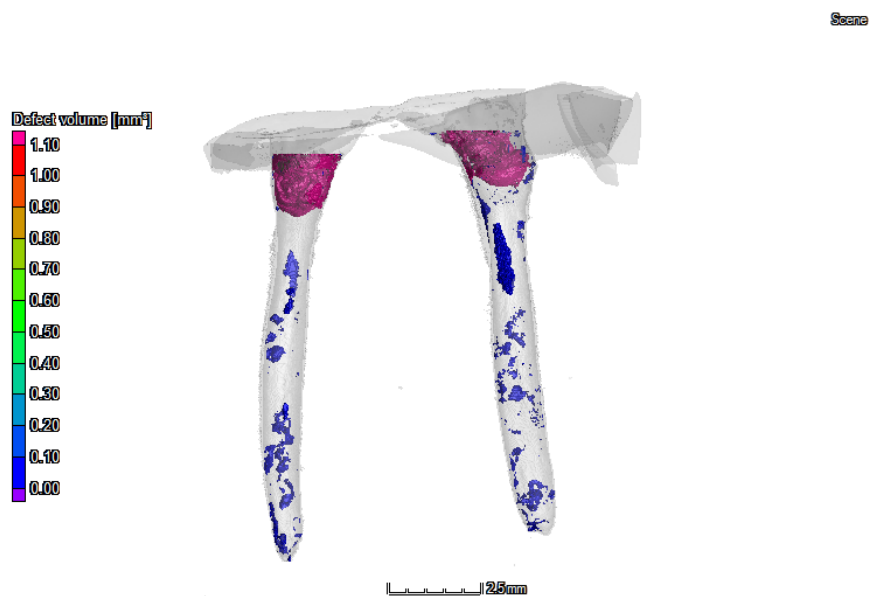
Dalšího zlepšení algoritmu bychom mohli dosáhnout jeho rozšířením pro práci s objemovými daty. Tak bychom mohli snadněji provést předzpracování a poté i samotné vyhodnocení procentuálního kontaktu. Pro přesnější analýzu by mohlo být využito více možných metod segmentace jak výplňového materiálu tak vzduchových bublin. V takovém případě bychom vyhodnotili nejlepší metodu segmentace a tu použili pro analýzu. Vytvořená hranice kontaktu by také mohla být zobrazena ve 3D.

Literatura

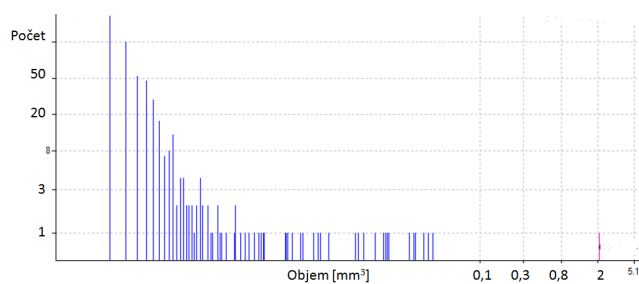
- [1] ROKYTA R., *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*, Praha: ISV, 2000. Lékařství. ISBN 80-85866-45-5.
- [2] Taforeau P., Zermeno J., Smith T., *Tracking cellular-level enamel growth and structure in 4D with synchrotron imaging*, Journal of Human Evolution, 2012, DOI: 10.1016.
- [3] KIERKLO, Anna, Zbislaw TABOR, Malgorzata PAWINSKA a Malgorzata JAWORSKA. *A Microcomputed Tomography-Based Comparison of Root Canal Filling Quality following Different Instrumentation and Obturation Techniques*, Medical Principles and Practice [online]. 2015, 24(1), 84-91 [cit. 2016-05-19]. DOI: 10.1159/000368307. ISSN 1423-0151.
- [4] Somma F., Cretella G., Carotenuto, M., *Quality of thermoplasticized and single point root filling assessed by micro-computed tomography*, International Endodontic Journal, 2011.
- [5] Zogheib C., Naaman A., *Comparative micro-computed tomographic evaluation of two carrier-based obturation systems*, Clin Oral Invest, 2012.
- [6] Edith Siu Shan Ho, Jeffrey Wen Wei Chang, Gary Shun Pan Cheung, *Quality of root canal fillings using three gutta-percha obturation techniques*, Restorative Dentistry and Endodontics, 2016, 41, 1, 22
- [7] STUART R. STOCK. *Microcomputed tomography methodology and applications*, Boca Raton: CRC Press, 2009. ISBN 9781420058772.
- [8] BARUCHEL, Jose´. *X-ray tomography in material science*, Paris: Hermes Science, 2000. ISBN 2746201151.
- [9] Biofyzikální ústav lékařské fakulty Masarykovy univerzity Brno., *Získávání a analýza obrazové informace*, dostupné z <https://www.med.muni.cz/biofyz/Image/prezentace4.pdf>, 2015.
- [10] STUART R. STOCK. *Microcomputed tomography methodology and applications*, Boca Raton: CRC Press, 2009. ISBN 9781420058772.
- [11] JAN, J., *Medical image processing, reconstruction, and restoration: concepts and methods*, Boca Raton, FL: Taylor and Francis, 2006. ISBN 9780824758493.

- [12] GONZALEZ, Rafael C. a Richard E. WOODS. *Digital image processing*, 3rd ed. Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall, c2008. ISBN 013168728X.
- [13] AstroNuklFyzika, *Aplikace ionizujícího záření*, dostupné z [http : //astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm](http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm), 2015.
- [14] VG STUDIO MAX, *VG Studio MAX*, dostupné z <http://www.volumegraphics.com/en/products/vgstudio-max/basic-functionality/>, 5. 2016.
- [15] phoenix datos—x CT software 2.2, *Phoenix datos—x CT software*, dostupné z <https://www.gemeasurement.com/inspection-ndt/radiography-and-computed-tomography/phoenix-datosx-ct-software>, 5. 2016.
- [16] Walek P., Lamos, M., Jan, J., *Analýza biomedicínských obrazů*, ISBN 978-80-214-4792-9, 2013.
- [17] SOJKA Eduard. *Digitální zpracování a analýza obrazů*, Ostrava: VŠB-Technická univerzita, 2000. ISBN 80-7078-746-5.
- [18] Vysoké učení technické v Brně., *Morfologické operace*, dostupné z [http : //midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/Exercise10/content_cz.php](http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/Exercise10/content_cz.php), 2015.
- [19] SEMMLOW, John L. *Biosignal and biomedical image processing: MATLAB-based applications*, London: Taylor and Francis, 2004. Signal processing (Marcel Dekker, Inc.), 22. ISBN 0824748034.
- [20] GONZALEZ, Rafael C., Richard E. WOODS a Steven L. EDDINS. *Digital Image processing using MATLAB*, Upper Saddle River, NJ: Pearson/Prentice Hall, c2004. ISBN 0130085197.
- [21] BLANCHET, Gerard. a Maurice. CHARBIT. *Digital signal and image processing using Matlab*, Newport Beach, CA: ISTE Ltd., c2006. ISBN 9781905209132.
- [22] OTSU N., *A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. Man and Cybernetics.*, 1979, 1979(vol. 9). DOI: 10.1109.

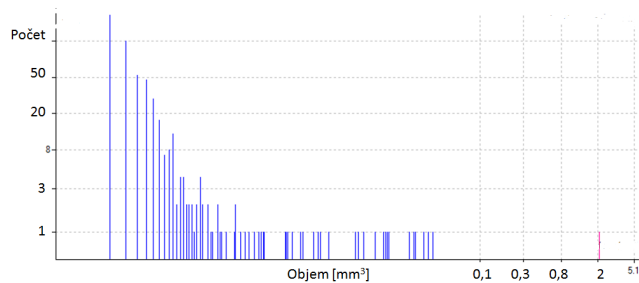
8 Příloha



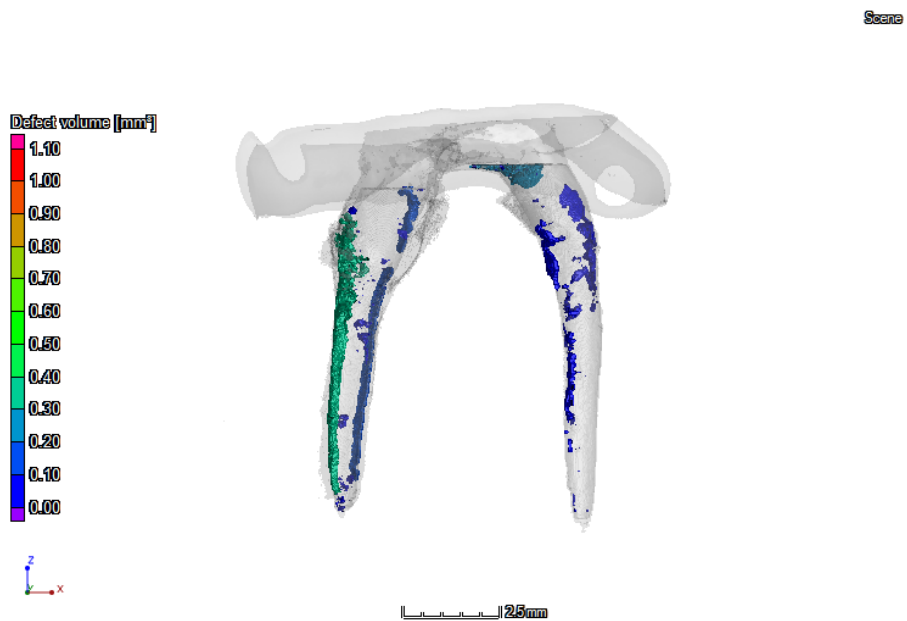
Obrázek 8.1: Zrekonstruovaný obraz zubu ARD2 s materiálem AH-Plus ve VG studiu.



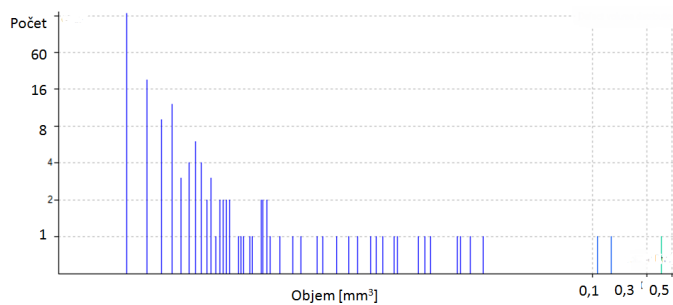
Obrázek 8.2: Histogram pórovitosti zubu ARD2 kanálek A .



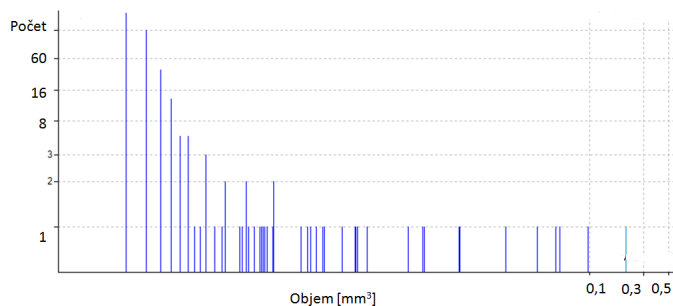
Obrázek 8.3: Histogram pórovitosti zubu ARD2 kanálek B .



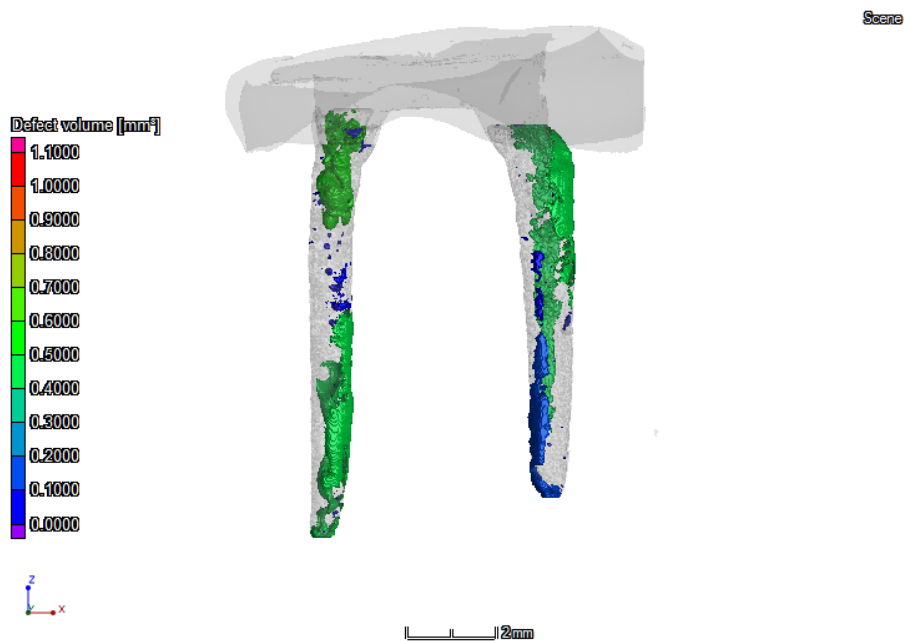
Obrázek 8.4: Zrekonstruovaný obraz zubu CLU2 s materiálem AH-Plus ve VG studiu.



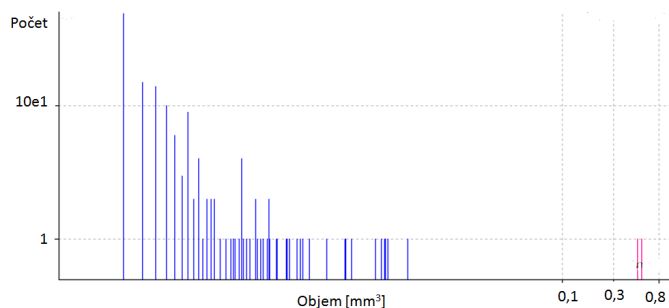
Obrázek 8.5: Histogram pórovitosti zubu CLU2 kanálek A .



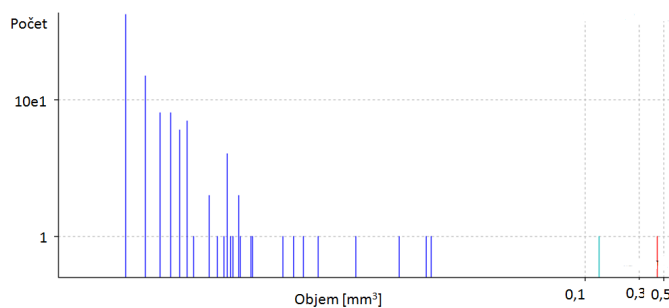
Obrázek 8.6: Histogram pórovitosti zubu CLU2 kanálek B .



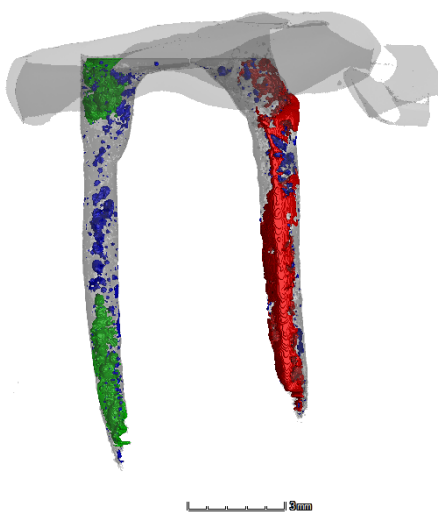
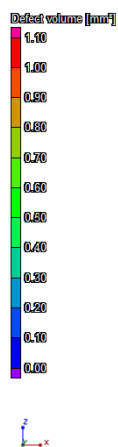
Obrázek 8.7: Zrekonstruovaný obraz zubu CRD1 s materiálem NaMPC ve VG studiu.



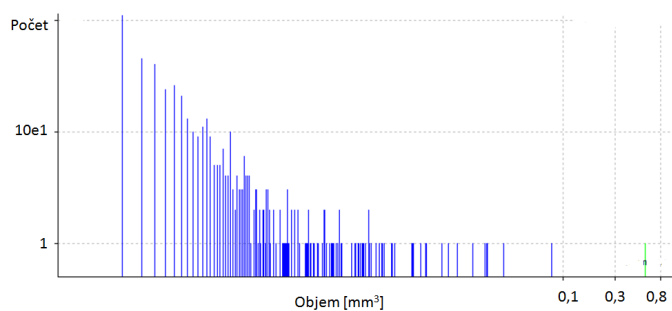
Obrázek 8.8: Histogram pórovitosti zubu CRD1 kanálek A .



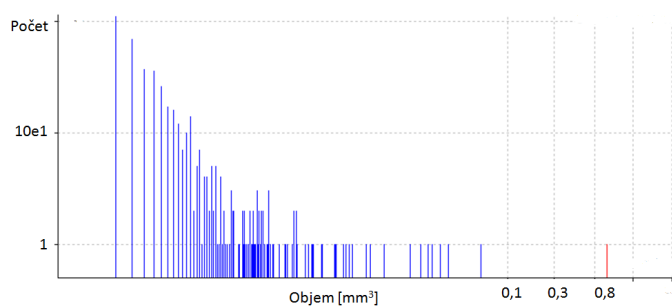
Obrázek 8.9: Histogram pórovitosti zubu CRD1 kanálek B .



Obrázek 8.10: Zrekonstruovaný obraz zubu CRD2 s materiálem NaMPC ve VG studiu.



Obrázek 8.11: Histogram pórovitosti zubu CRD2 kanálek A .



Obrázek 8.12: Histogram pórovitosti zubu CRD2 kanálek B .