

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



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

OBRAZOVÉ INTERPOLAČNÍ ALGORITMY V DIAGNOSTICKÉ RADIOLOGII

IMAGE INTERPOLATION METHODS IN RADIOLOGICAL DIAGNOSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Paweł Santarius

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

BRNO 2020



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Paweł Santarius

ID: 203202

Ročník: 3

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Obrazové interpolační algoritmy v diagnostické radiologii

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se se základy DICOM a s interpretací obrazové zdravotnické dokumentace na diagnostických monitorech 2) Provedte detailní literární rešerši různých interpolačních algoritmů pro práci s obrazovou dokumentací. 3) V programovém prostředí JAVA (Popřípadě Matlab) implementujte bikubickou a dále bilineární interpolaci a dále jednu další interpolační metodu podle vlastního výběru. 4) Navrhněte metodu pro objektivní vyhodnocení vhodnosti použití vybraných algoritmů (mimo jiné zohledněte výkonnostní náročnost a případnou ztrátovost informací). 5) Za účelem subjektivního hodnocení konzultujte dosažené výsledky s lékaři zabývajícími se radiodiagnostikou. 6) Provedte diskuzi dosažených výsledků.

Zadání práce je vytvořeno se společností OR-CZ spol. s r.o., která při jeho plnění poskytne konzultační součinnost.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] PIANYKH, Oleg S. Digital imaging and communications in medicine (DICOM): a practical introduction and survival guide. Berlin: Springer, 2008. ISBN 9783540745709.

[2] JAN, Jiří. Medical image processing, reconstruction and restoration: concepts and methods. Boca Raton: Taylor, 2006.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 5.6.2020

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

Konzultant: Ing. Jan Kelča

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce je zaměřená na interpolační algoritmy používané v diagnostické radiologii ve formátu DICOM. Dále čtenáři popisuje formát DICOM a systém PACS. K zobrazení interpolovaných obrázků se používají algoritmy bikubický, bilineární a nejbližší soused. Výsledky jsou objektivně a subjektivně hodnoceny týmem profesionálních radiologů.

KLÍČOVÁ SLOVA

DICOM, PACS, interpolace, bikubická a bilineární interpolace, modality DICOM, interpolační metody, radiologie.

ABSTRACT

This bachelor thesis is focused on interpolation algorithms used in diagnostic radiology in DICOM format and also describes DICOM format and PACS system to reader. Bicubic, bilinear and nearest neighbour algorithms are used to display interpolated images. Results are objectively and subjectively evaluated by a team of professional radiologists.

KEYWORDS

DICOM, PACS, interpolation, bicubic and bilinear interpolation, DICOM modalities, interpolation methods, radiology.

SANTARIUS, Paweł. *Obrazové interpolační algoritmy v diagnostické radiologii*. Brno, 2020, 69 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš, PhD.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Obrazové interpolační algoritmy v diagnostické radiologii“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské 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 autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom 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 autora

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Harabišovi, Ph.D. a odbornému konzultantovi Ing. Janu Kelčovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	11
1 DICOM a obrazová interpretace na diagnostických monitorech	12
1.1 DICOM a jeho účel	12
1.2 Základy a princip funkčnosti	14
1.3 Informační hierarchie	17
1.4 Medicínské obrazy	19
1.5 PACS, Picture archiving and communication systém	21
2 Interpolace	24
2.1 Interpolace nejbližšího souseda	25
2.2 Lineární interpolace	27
2.3 Kvadratická interpolace	27
2.4 Spline interpolace	28
2.5 Bikubická interpolace	30
2.6 Langrangeova interpolace	31
2.7 Gaussova interpolace	32
3 Implementace interpolací v Matlab	33
3.1 Zpracování v prostředí matlab	33
3.2 Matlab GUI	36
3.3 Jak používat	36
4 Objektivní vyhodnocení algoritmů	39
4.1 MSE - střední kvadratická chyba	39
4.2 SNR - poměr signál šum	40
4.3 PSNR - poměr špička signál	40
4.4 SSIM - strukturní index podobnosti	40
4.5 UQI - Univerzální index kvality	41
4.6 Porovnání algoritmů	42
4.6.1 Vypočetní náročnost	44
4.6.2 Ztrátovost informace	47
5 Subjektivní hodnocení výsledků	53
5.1 Hodnocení interpolací	53
5.1.1 CT břicha – angiografie, sagitální projekce	54
5.1.2 CT břicha – koronární projekce	55
5.1.3 CT lebky, axiální rovina	56

5.1.4	CT pyramid, axiální rovina	57
5.1.5	CT mozku – angiografie, MIP rekonstrukce	58
5.1.6	CT mozku, axiální rovina	59
5.1.7	CT plic	60
5.1.8	CT plic, sagitální rovina	61
5.1.9	CT plic, sagitální rovina, levostranné plicní křídlo	62
Závěr		64
Literatura		65
Seznam symbolů, veličin a zkratk		67
Seznam příloh		68
A Obsah přiloženého CD		69

Seznam obrázků

1.1	Obrázek Data set	16
1.2	Hlavní komunikační model DICOM	17
1.3	Hierarchie Dicom	18
1.4	System PACS	23
2.1	Nežádoucí efekty zvětšení	26
2.2	Interpolační kernel metody nejbližšího souseda	26
2.3	Interpolační funkce lineární	27
2.4	Interpolační funkce kvadratická	28
2.5	B spline interpolační křivka	29
2.6	Interpolační funkce bikubická	30
2.7	interpolační funkce Lagrangeova N=5	31
2.8	Gaussovo interpolační jádro 2.řádu	32
3.1	Diagram interpolace nejbližšího souseda	33
3.2	Blokový diagram interpolace nejbližšího souseda	34
3.3	Diagram bilineární interpolace	34
3.4	Blokový diagram bilineární	35
3.5	Diagram bikubické interpolace	35
3.6	Blokový diagram bikubická	36
3.7	Blokový diagram GUI	37
3.8	Grafické rozhraní programu	38
4.1	Časová realizace algoritmu nejbližšího souseda	44
4.2	Časová realizace bilineárního algoritmu	45
4.3	Časová realizace bikubického algoritmu	45
4.4	Graf časové závislosti na rozlišení	46
4.5	Graf SSIM pro 2x zvětšení	47
4.6	Graf SSIM pro 4x zvětšení	48
4.7	Graf SSIM pro 8x zvětšení	48
4.8	Graf UQI pro 2x zvětšení	49
4.9	Graf UQI pro 4x zvětšení	50
4.10	Graf UQI pro 8x zvětšení	50
4.11	Graf PSNR pro 2x zvětšení	51
4.12	Graf PSNR pro 4x zvětšení	52
4.13	Graf PSNR pro 8x zvětšení	52
5.1	CT břicha angiografie	54
5.2	CT břicha koronální projekce	55
5.3	CT lebky, axiální rovina	56
5.4	CT pyramid, axiální rovina	57

5.5	CT angiografie mozkových tepen	58
5.6	CT mozku, axiální rovina	59
5.7	CT plic, 3mm	60
5.8	CT plic, sagitální rovina	61
5.9	CT plic, sagitální rovina, levostranné plicní křídlo	62

Seznam tabulek

1.1	Pracovní skupiny, Working groups, WG	14
1.2	Datové reprezentace, Value representations, VR	16
2.1	Modality a jejich rozlišení	24
4.1	Porovnavací tabulka algoritmu nejbližšího souseda	42
4.2	Porovnavací tabulka algoritmu bilineární interpolace	42
4.3	Porovnavací tabulka algoritmu bikubická interpolace	43
5.1	Hodnocení interpolací	53

Úvod

Tato práce se věnuje oblasti interpolačních algoritmů v diagnostické radiologii a jejich využití v lékařském prostředí. Cílem je vytvořit interpolační algoritmy a aplikovat je na radiologických snímcích formátu DICOM. Vytvořené algoritmy umožňují zvětšování, přibližování obrazů zejména ve webových prohlížečích PACS. Zvětšené snímky lze přizpůsobovat různým rozlišením diagnostických monitorů.

V teoretické části je představen hlavní digitalní formát DICOM a PACSové systémy. Dále bakalářská práce pokračuje matematickým popisem teorií interpolačních algoritmů. Literární rešerše má za úkol seznámit čtenáře s různými metodami, které se nejčastěji vyskytují v moderních grafických či jiných softwarech.

Praktická část se věnuje implementaci vlastních interpolačních algoritmů v prostředí Matlab. V rámci objektivního vyhodnocení byly použity vyhodnocovací metody PSNR, MSE, SSIM, SNR, UQI pro určení kvality snímku. V poslední kapitole se nachází subjektivní vyhodnocení lékaře zabývajícího se radiodiagnostikou. Výstupem této práce je hotová matlab aplikace realizující zvětšení snímku vhodnými algoritmy.

1 DICOM a obrazová interpretace na diagnostických monitorech

Tato kapitola se zabývá formátem DICOM, jeho strukturou a využitím v klinické praxi. Dále popisuje jeho základní principy funkčnosti, instance a pracovní skupiny. Ve finálních podkapitolách se zabývá informační hierarchií, medicínskými obrazy a následně systémem PACS, který ukládá a archivuje tento zmínovaný formát.

1.1 DICOM a jeho účel

Standard DICOM byl koncipován smíšeným výborem tvořeným sborem Americké univerzitní radiologie (ACR) a Národní elektrické manufakturní asociace (NEMA) v roce 1983. Primární cíl smíšeného výboru byl vývoj standardu, který by umožňoval digitálním lékařským obrazům nezávislost na odlišných obrazových formátech různých výrobců. Jeho vývoj započal rozšiřování digitálního zobrazování a využívání systému PACS. Výbor vytvořil základní šablonu formátu DICOM, která je striktně založená na standardech pro [4]:

- Komunikaci digitálních obrazových informací, nehledě na výrobce nemocničního přístroje
- Tvorbě medicínských databází kompatibilních s každým distribuovaným zařízením
- Zjednodušení vývoje a expanze systémů PACS s příslušnou podporou rozhraní v informačních systémech nemocnic

Současné verze DICOM jsou nadále oficiálně ve verzi 3.0 a dále se vyvíjí po číslem 3.0, navíc se značí podle roku vydání. Aktuální verze v roce psaní bakalářské práce nosí oficiální název “The 2020 version of DICOM“. Každá identifikace dokumentu standardu DICOM je založena na názvu a čísle ve formě „PS.3X-YYYY“. Číslo 3 určuje verzi, X reprezentuje číslo standardu a formát YYYY je označován jako rok. Hlavní kontext DICOM evoluce:

- Pokud implementujete DICOM ve složitějším prostředí vždy dávejte přednost verzi nejkompatibilnější než nejrychlejší, co není to stejné. Prostředí DICOM si vyžaduje dvou stejných edicí, které jsou přizpůsobené např. stejným pokročilým obrazovým kompresním protokolům umožňujícím efektivnější přenos a ukládání lékařských snímků.
- DICOM jednotky musí společně spolupracovat. Proto je důležitá i údržba nových DICOM zařízení zpětně kompatibilních s předchozími modely.
- Všechna zařízení DICOM, se kterými se setkáte na pracovišti, jsou v podstatě snímky formátu DICOM.

Úroveň DICOM kompatibility je vždy stanovena prohlášením o shodě DICOM (DICOM Conformance Statement), protože zařízení DICOM mohou podporovat mnoho volitelných či polopřímých funkcí s širším rozsahem, které v konečném výsledku tvoří tisíce nových DICOM rozšíření. Současně neexistují žádné plány na vývoj DICOM 4.0. V roce 1995 byl založen výbor DICOM Standards Committee pro údržbu standardu DICOM formátu. Úkolem DICOM Standards Committee je zvažování nejlepších možných úprav, návrhů pro zlepšení či opravu, tak aby byla slučitelná s předchozími verzemi. Taky se můžeme setkat se starými verzemi (retired) určenými tímto výborem, které sice jsou funkční, ale nemají již k sobě dostupnou technickou dokumentaci.

Pracovní skupiny (Working groups, WGs)

Jsou předem zřízeny na každý rok Standardním výborem DICOM, který vytváří standart pro konkrétní modalitu, klinickou i technickou oblast. V současné době existuje 32 skupin. Pracovní skupiny poskytují možnost pro vylepšení specifických částí rostoucího formátu DICOM. Jejich strukturovaná forma (podle vzoru ISO) usnadňuje vývoj v rychle se rozvíjejícím prostředí a poskytuje přijatelnější implementaci nových vlastností. Historicky do konce 80 let byl DICOM používán v sítích point-point (bod-bod), ve kterých byl nutný NIU (Network Interface Unit). Následně DICOM byl přizpůsoben k používání ve standardním síťovém protokolu TCP/IP. Přenos dat v off-line prostředí je realizovatelný i přes běžná průmyslová fyzická média jako CD-R, Blu-ray, DVD.

Pracovní skupiny, Working groups, WG			
WG-01	Srdeční, cévní informace	WG-017	3D
WG-02	Radiografie a angiografie	WG-18	Clinické testy a výzkum
WG-03	Nukleární medicína	WG-19	Dermatologie
WG-04	Komprese	WG-20	Integrace systémů
WG-05	Výměna Medií	WG-21	Počítačová tomografie
WG-06	Základní standard	WG-22	Zubní lékařství
WG-07	Radioterapie	WG-23	Umělá inteligence
WG-08	Strukturní hlášení	WG-24	DICOM v chirurgii
WG-09	Oftalmologie	WG-25	Veterinární medicína
WG-10	Strategické poradenství	WG-26	Patologie
WG-11	Zobrazovací standard	WG-27	Webové služby DICOM
WG-12	Ultrazvuk	WG-28	Fyzika
WG-13	Viditelné světlo	WG-29	Vzdělání, komunikace
WG-14	Bezpečnost	WG-30	Imaging malých zvířat
WG-15	Mamografie a CAD	WG-31	Shoda
WG-16	Magnetické rezonance	WG-32	Neurofyziologická data

Tab. 1.1: Přehled pracovních skupin

1.2 Základy a princip funkčnosti

Oficiální dokument The DICOM standard je sepsán na několik tisíc stran ve 23 kapitolách [10].

Informační objekt (IOD) – Information Object Definition – což je objektově-orientovaný abstraktní datový model používaný pro specifikaci informací reálných objektů tzv. Real-World Objects. Díky IOD komunikující aplikační entity mají společný pohled na informace, které budou podléhat výměně. Dělíme na:

- **Kompozitní** - mají atributy (čas, datum pořízení snímku, jméno pacienta. . .). Poskytují úplný kontext pro výměnu informací.
- **Normalizované** - zahrnují atributy aktuální entity v modelu DICOM. Při sdělování kontext instance se ve skutečnosti nevymění, místo toho je poskytován ukazatel.

Aplikační entita (AE) – Application entity – jedná se o nejdůležitější prvek VR pro všechny DICOM sítě a PACS systémy. Jedná se o nanejvýše 16 znakový řetězec identifikující zařízení např. „MyPC“.

DICOM element služby zpráv (DIMSE) - DICOM Message Service Element – protokol nastavující pravidla pro DICOM výměnu služeb, umožňuje výměnu

zpráv mezi jednotlivými AE. Zkratka tvoří páteř sítě DICOM. Stejně jako u IOD dělíme na: DIMSE-C (kompozitní) a DIMSE-N (normalizované). Příklady prvků služeb jsou Get, Find, Move, Store atd.

Servisní objektový pár (SOP) – Service object pair – jedná se o funkcionální jednotku DICOMu, která vzniká kombinací Informačního objektu a jednoho nebo více elementů služby zpráv DIMSE. Tato kombinace tvoří společný pár s určitou funkčností. Každý SOP má svoje jméno třídy, třídu UID jak i IOD specifikaci definovanou podle PS 3.3

Unikátní identifikátory (UID) - Unique Identifiers – svou jedinečností garantují zachování globální pořádkové struktury, co zaručuje dodržení pořádku mezi prodejci, weby, zeměmi či vybavením, podle ISO 9834-3. Rozlišuje třídy, instance, informační entity bez ohledu na významnost kontextu. Identifikační schéma UID je postaveno na identifikaci podle numerických forem stanovených přes [ISO/IEC 8824] standard. Každé UID se skládá ze dvou částí: kořene(root) a přípony(suffix) [4].

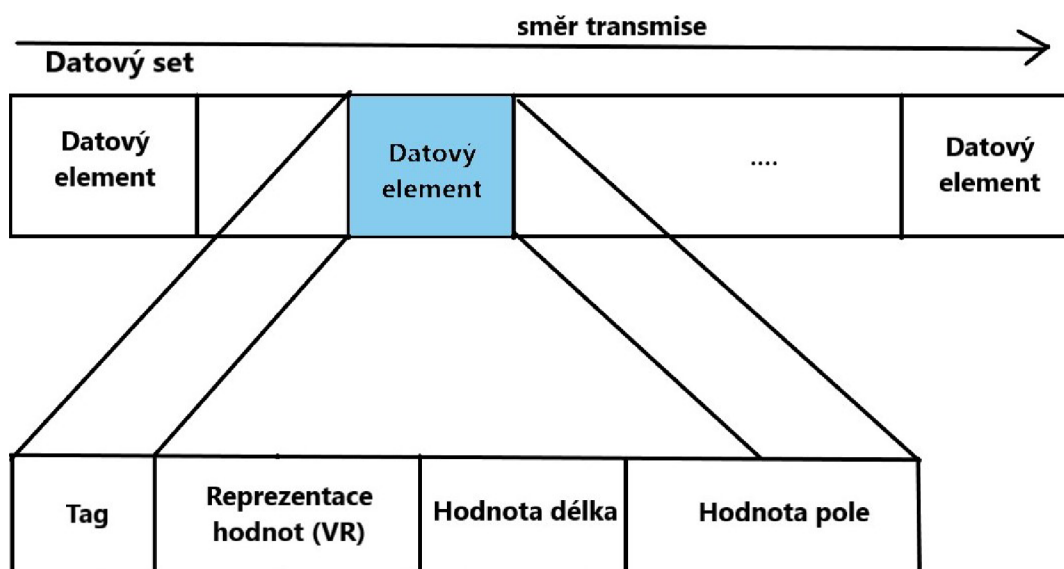
$$\text{UID} = \langle \text{org root} \rangle . \langle \text{suffix} \rangle$$

Kořen $\langle \text{org root} \rangle$ identifikuje organizaci (výrobce, výzkumnou organizaci) a skládá se z čísel definovaných [ISO/IEC 8824]. Přípona $\langle \text{suffix} \rangle$, také složená z čísel, musí být jedinečná v rámci kořene. Čímž je organizace uvedena v kořenu zodpovědná za garanci unikátní přípony $\langle \text{suffix} \rangle$.

Datová sada (Data set) Je to instance skutečných informačních objektů (Real World Information Object), která se skládá z datových prvků jdoucích řádně za sebou.

Datový prvek se skládá ze čtyř polí [4]:

- Tag – uspořádaný pár 16bitových kladných celých čísel představujících číslo skupiny. Slouží jako identifikátor, který je v datové sadě řazen podle zvyšující se číselné hodnoty. Unikátní číslo tagu datového prvku se bude vyskytovat nanejvýš jednou v datové sadě. Tag je unikátním číslem, které se v datové sadě neopakuje.
- Délka dat (Value Length) – 2 bajtový znakový řetězec obsahující datové reprezentace VR datového prvku.
- Pole hodnot (Value Field) - sudý počet bajtů obsahujících hodnoty datového prvku.
- Datová reprezentace (Value Representation) - jsou navrženy k zapouzdření všech možně dostupných klinických dat. Zkratka vše co je kódováno v DICOM souborech musí odpovídat těmto 27 typům VR. Každé VR má svůj dvojbajtový řetězec znaků. Celá tabulka je zveřejněná ve standardu PS 3.6.2.



Obr. 1.1: Data set, upraveno [4]

Datová reprezentace, VR					
VR	Název	VR	Název	VR	Název
AE	Application Entity	AT	Attribute Tag	DA	Date
CS	Code string	IS	Integr String	LT	Long Text
PN	Person Name	SH	Short String	ST	Short Text
UN	Unkown	UT	Unlimited Text	UI	Unique Identifier

Tab. 1.2: Přehled datových reprezentací

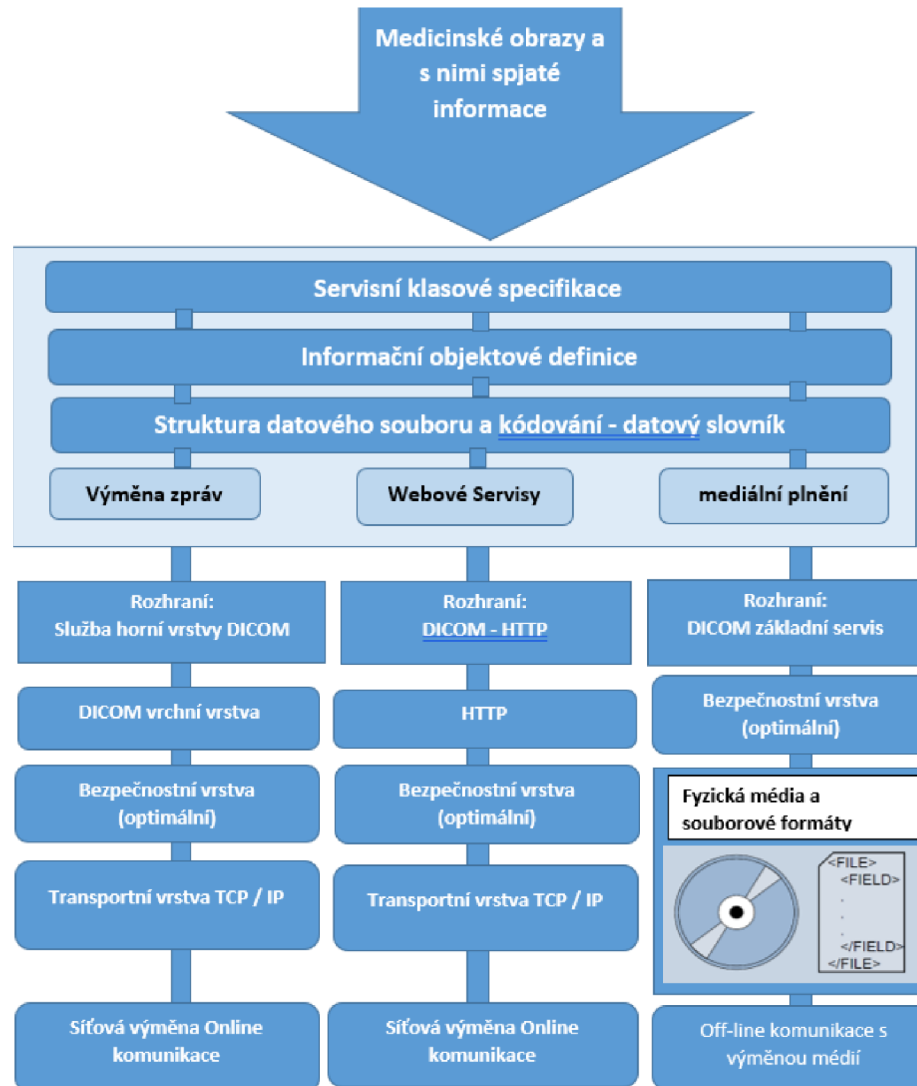
Funkčnost

Obrázek 1.2 názorně ukazuje dvě hlavní komunikační části DICOM standardu. První sloupec vlevo a prostřední sloupec představují síťovou online část, zatímco sloupec vpravo reprezentuje výměnná úložiště (off-line), čili fyzická média.

Standart DICOM usnadňuje lepší kooperaci více systému zařízení, a to zejména v:

- Vrchní vrstva služby DICOM a DICOM služba zpráv poskytují nezávislost na síťové podpoře a protokolech jako třeba TCP/IP
- Rozhraní DICOM webové služby API a HTTP služby umožňují použití běžného hypertextu či též přidružených protokolů pro transport DICOM služeb.
- Na způsobu navrženém tak, aby vyhověl zavedení nových služeb, a tím usnadnil podporu budoucím zobrazovacím aplikacím v lékařském prostředí

- Řeší strukturu souborových služeb, formátů souborů a informačních adresářů nezbytných pro off-line komunikaci.
- Základní DICOM souborová služba zpřístupňuje úložná média nezávisle na jejich souborových strukturách či formátech



Obr. 1.2: Hlavní komunikační model DICOM, upraveno [4]

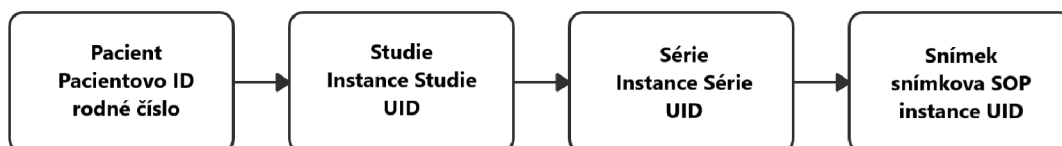
1.3 Informační hierarchie

V předchozí kapitole vzpomínané atributy odehrávají hlavní roli při mapování skutečných dat. Celá hierarchie je stanovena ve striktním pořadí Pacient – Studie – Série – Snímek, co umožňuje jednodušší a zároveň efektivnější vyhledávání. Je důležité opomenout, že DICOM podporuje i relační („nehierarchické“) zpracování dat.

Zatímco hierarchické zpracování dat je povinné. Hierarchie tímto odráží situaci z reálného světa, ve kterém platí:

- Jeden pacient může mít více studií
- Každá studie může mít jednu a více sérií snímků
- Každá série má jeden nebo více obrázků

K implementaci této hierarchie DICOM připisuje klíč ID ke každé hierarchické úrovni. Co znamená, že na úrovni pacienta připíše Patient ID a dále tak aplikuje ID podél řetězce Studie – Série – Snímek. viz obr.1.3



Obr. 1.3: Hierarchie DICOM, upraveno [4]

Moduly, Informační objektové definice IOD a informační entity IE

Zařízení podporující DICOM, i když patří mezi ty nejvíce flexibilní, neznají způsob jak se vypořádat se směsicí dat. Z tohoto důvodu byly vytvořeny dicomové objekty, které jsou podobné objektovému programování, co víc umožňují virtuální výměnu objektů mezi aplikacemi. Datové elementy jsou zpravidla ty nejmenší stavební blokové jednotky, které nemají za potřebí nutně do sebe zapadat. Aby data vypadala víc organizovaně, seskupují se s datových elementů do větších stavebních bloků, která jsou dále využita ke tvorbě smysluplných a více definovaných dicomových objektů. DICOM je rozděluje na: Informační moduly, Informační entity (IE) a IOD. Asi jako všechna dicomová data jsou na sobě hierarchicky závislá. Moduly formují informační entity, které následně staví IOD. Protože DICOM data jsou definovaná pro každou modalitu obrazu, správný výběr modulů, IE, IOD závisí na modalitě.

Informační moduly

Tvoří základní úroveň dat. Jejím hlavním účelem je shromažďování souvisejících datových atributů (prvků) konzistentním a strukturovaným způsobem. Příkladem může být zejména pacientův identifikační modul, ve kterém jsou obsaženy skupiny se všemi pacientovými identifikačními informacemi: datové tagy pro pacientovo jméno, ID, datum narození atd.

Informační entity IE

jak je známo z výše uvedeného odstavce, jsou pokračováním modulů. IE představují další vrstvu organizované struktury DICOM. Jenže v porovnání s moduly jsou

navrženy tak aby představovaly entity skutečného života v pracovním postupu při zpracování medicínských obrazů. Nejčastěji se s nimi setkáme u nějaké série snímků (raw data, průběhy zvuků, strukturované zprávy, orientaci v prostoru a čase, měření atd.). Každá série musí obsahovat alespoň jeden prezentační stav IE, SR dokument IE, nebo snímek IE. Podle aktuálních norem DICOM WG máme 19 informačních entit.

1.4 Medicínské obrazy

Jak už víme z předchozích kapitol DICOM datový objekt má více atributů. Pro obrazový atribut „Pixel Data“ je vymezený pouze jeden ukládající se do standardního (7FE0, 0010) pomocí VR OB pro 1-bajtové vzorky nebo VR OW pro vzorky 2-bajtové. Dalším klíčovým prvkem pro popis cesty, způsobu interpretace či zakódování je Overlay datový atribut (60xx,3000). DICOM podporuje širokou škálu formátů pro následné uložení. Dělíme na dva:

- DICOM specifický formát – dneska málo používaný, jedná se o „archaickou“ formu používající se v brzké době počítačové éry. Velmi podobné formátu BMP.
- Nezávislé standardní formáty akceptované přes DICOM – jsou to formáty běžně používané JPEG, RLE (run level coding), ZIP nebo méně populární JPEG-2000, JPEG-LS. Tyto formáty jsou taky spjaté s různými kompresními technikami obrazů, zejména reverzibilní a nevratnou, které je činí obzvláště užitečnými pro lékařské zobrazování. DICOM jako hlavní standard zahrnuje další standardy kódující konkrétní úlohu např. obrazy, nabízí lepší konzistenci a pohodlnost v užitkových operacích.

Obrazová komprese (komprimace)

Formát DICOM sám o sobě nevlastní žádné kompresní algoritmy, proto používá kompresní techniky známých formátů RLE, JPEG, JPEG2000, JPEG-LS, ZIP. Komprese má vliv na výkon PACS a vzhled obrazu. Obecně cílem komprese je najít a vyřadit nejčastěji se opakující informaci, čímž dojde ke zkrácení dat, tak aby došlo k zachování informací. Úspěšnost komprese se určuje podle poměru:

$$R = (\text{originální velikost dat}) / (\text{velikost komprimovaných dat})$$

Čím větší je R, tím je dosažená lepší komprese. Každý algoritmus nabízí svou vlastní metodu ke zvětšení R. Každou kompresní techniku lze přiřadit k jedné ze dvou kategorií:

Ztrátová - princip spočívá v nalezení méně důležitých dat, která jsou zcela potlačena. Tako technika není doporučovaná v diagnostických procedurách medicínských

obrazů. Opětovné používání v řetězci vzájemně propojených zařízení vede k degradaci snímku. Je-li ztrátová komprese je povolena, měla by být pouze v posledním bodě řetězce (například dlouhodobý archiv snímků nebo na pracovní stanice koncových uživatelů).

Bezeztrátová - nemění obraz, vždy nazpátek poskytne originální snímek pixel vedle pixelu. Využívá přeskupení a přejmenování pixelových bytů. Typický bezztrátový algoritmus bude hledat nejčastěji opakující se hodnotu a nahradí ji kratším symbolem. Je logické, že v celku dostaneme i kratší řetězec znaků (menší rozměr). Zpětně obraz získáme přesnou rekonstrukci. V DICOM uplatňujeme:

- RLE – run length encoding – velmi jednoduchá a intuitivní forma komprese, která je součástí pokročilejších kompresí jako např. JPEG. Je založená na nahrazování sekvenci n-krát opakujícího symbolu b jedinou dvojicí (n, b), kde b je symbol a n počet opakování. Příklad:

BBBBBBBBBCCCCMMMMMMJJJJ

10B3C6M4J

Komprese je užitečná, když soubor obsahuje opakující se sekvence stejných dat. Naopak není prospěšná u souborů s mnohými různými neopakujícími se běhy – může dojít ke zvětšení souboru.

- JPEG – kompresním motorem je dvojrozměrná DCT (diskrétní kosinová transformace), pomocí této matematické metody blízké Fourierově transformaci dochází ke konverzi každé 8x8 mřížky pixelů do signálů, pak nastává kvantování DCT koeficientů pomocí matice. V dalších krocích se data komprimují pomocí RLE a Huffmanova kódování.
- JPEG2000 – tento standart poskytuje možnost využití ztrátové i bezztrátové komprimace. Hlavní charakteristikou bezztrátové je použití diskrétní vlnkové transformace (discrete wavelet transform, DWT).
- JPEG-LS – náhrada za JPEG. Nová metoda zcela odlišná od JPEG. Používá algoritmu LOCO-I. Skládá se ze dvou na sobě nezávislých fází tzv. chybové modelování a kódování. JPEG-LS byl vyvinut zejména pro lepší účinnost kvůli kompresním výkonovým limitům Huffmanova kódování v bezztrátovém JPEG standardu.
- ZIP – archivační formát podporující bezztrátové komprimování přes více algoritmů. Je založen na bezztrátovém datovém souborovém formátu DEFLATE, který funguje díky kombinaci algoritmu LZSS (Lempel-Ziv-Storer-Szymanski) a Huffmanova kódování.

Proudová komprese

Používaná k načtení obrazů s vysokým rozlišením ve webových prohlížečích. Prvně dojde ke stažení snímku v nízkém rozlišení, dále podle potřeby (např. přiblížení určité oblasti kolečkem myši) dochází ke zostření zobrazovací oblasti vybrané uživatelem. Tato technika výrazně zrychluje stahování.

1.5 PACS, Picture archiving and communication systém

Picture Archiving and Communicating System – systém pro komunikaci, archivaci a přenos medicínských obrazů standardu DICOM. Vznikal společně s vývojem digitalizace. Má svou hardwarovou i softwarovou část. Systém PACS se skládá ze tří hlavních komponent, které umožňují rychlejší a spolehlivější chod systému:

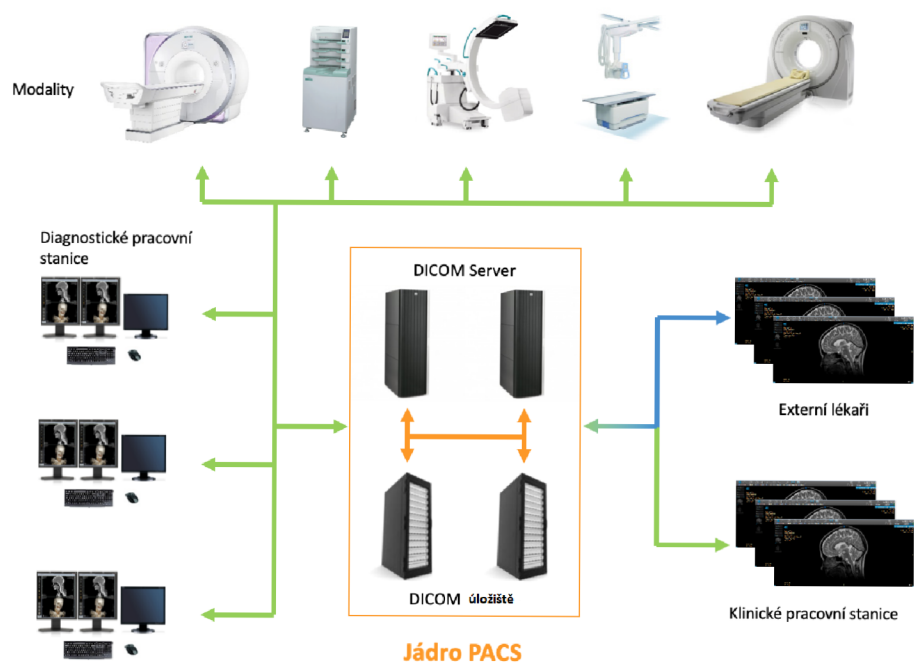
- **pořízení obrazů** – první bod vstupu obrazových dat do systému PACS. Všechny chyby vytvořeny v tomto bodě mohou se šířit přes celý systém nepříznivě ovlivňující klinické operace. Obzvláště při koupi klinického přístroje DICOM kompatibilního, který bude zařazen do klinického provozu, je třeba zvažovat tyto vlivové faktory čímž jsou: odolnost zařízení proti chybám, vysoká spolehlivost, rychlost zařízení.
- **Jádro PACS** - zaručuje dlouhodobé uchování, které musí splňovat minimální zákonné povinnosti pro uchování snímků pro daný stát. Navíc musí být doručené, načítané na interpretaci včas. Za srdce PACS považujeme správce databáze (Oracle, MySQL, SQLite), který musí být schopen načíst obrázky vyšetření na požadavek RIS nebo jiného vnějšího systému pomocí různých typů dotazů (definované pro standardy DICOM) řídicích databázi.
- **Interpretační stanice** - náradí umožňující klinikům či radiologům zobrazování výsledků pořízených snímků uložených v PACS a informací v rámci radiologického informačního systému RIS. Obecně klasifikaci stanic rozdělujeme na diagnostickou a zkoumací. Funkčnost a rozlišení jsou jejich rozlišujícími charakteristikami. Diagnostické stanice zpravidla nacházejí své využití u radiologů kvůli primární interpretaci, vysokému rozlišení, jas a vysoké úrovni funkčnosti. Mnoho těchto pracovních stanic existuje na lokálních platformách Wintel (Windows/Intel). V posledních několika letech se stál dosti oblíbený standart založený webovém rozhraní. Dostupnost webových stanic zvyšuje dostupnost PACS na pracovištích, umožňuje využití teleradiologických postupů díky webovým klientům umožňujícím přístup téměř odkudkoliv. Zkoumací stanice není tak výkonná jako diagnostická, rozdíl bývá v hardwaru, softwarové

dostupností nebo v obojí. Pro změnu zase umožňují lékařům přímý přístup ke snímkům. Interpretace obrazů je dostačující i ke společnému načítání zpráv z RIS. Tento druh nejvíce benefituje z příchodu webových klientů.

Architektura systému PACS

V počítačovém světě se jedná o logický a funkční popis hardwarové konfigurace. Instituce pořizující PACS by se měla zaměřit na současné potřeby a zároveň předvídat technologickou budoucnost. Často je to obtížné, protože organizace a technologie nejsou téměř nikdy v statickém stavu. Tudíž je důležité pečlivé naplánování architektury PACS systému. O vývoj struktury by se měl postarat tým následujících osob: specialisté na údržbu a vytvoření sítě, radiologové, pracovníci radiologického klinického provozu a správci informačního systému v nemocnici. Při stavbě tým profesionálů musí zvažovat následující vlastnosti [5]:

- **Operativní schopnost** – jak PACS produkt bude fungovat s aktuálními požadavky v pracovním nasazení do konkrétní instituce. Před implementací musí být zváženy takové postupy, kterých dopad by radikálně nezměnil práci radiologa, technologa, administrace.
- **Všestrannost** - schopnost systému začlenit nové technologie, interní institucionální změny. Z technologického hlediska to může být cokoliv od přidání méně výkonnostních serverů až po změnu operačního systému.
- **Škálovatelnost** - týká se softwarů, označuje schopnost přizpůsobení se vývoji instituce. Design systému PACS rozhoduje o jeho omezení růstu, pokud jde o objem, úložiště, počet uživatelů.
- **Robustnost/tolerance chyb** - týká se systémově důležitých prvků díky kterým jsou správci schopni poskytovat kvalitní služby jako třeba položky pro monitorování výkonu monitorů, sledování přeposílaných zpráv nebo i dokonce implementaci softwaru třetích stran (zálohovací a antivirové aplikace).



Obr. 1.4: Systém PACS [11]

2 Interpolace

Interpolační algoritmy odehrávají v lékařském zpracování obrazů důležitou roli. Jak už víme z předchozích kapitol v nemocnici se běžně setkáváme s různými obrazovými modalitami jako třeba CT, MRI, US, NM atd. Každý přístroj poskytuje jiný výsledný formát obrazu v odlišném rozlišení. Pro lepší srozumitelnost viz. tabulka č. 2.1. (Tyto maticové hodnoty jsou považovány za průměrně se vyskytující na území České republiky.)

Modalita	Obrazová matice (výška, šířka, bajt na pixel)
NM	128 x 128 x 1
MR	256 x 256 x 2
CT	512 x 512 x 2
UZ	600 x 800 x 3
CR	2140 x 1760 x 2
barevné 3D rekonstrukce	1024 x 1024 x 3
digitální mammografie	6400 x 4800 x 2

Tab. 2.1: Modality a jejich rozlišení

Proto existují interpolační algoritmy, často zvané jako digitální zoom, které řeší např. problém zobrazování snímku na celou plochu provozního monitoru. Interpolace je tedy proces přeměny původního rozlišení s umělým přidáváním pixelů. Umělé vygenerované pixely jsou vkládané mezi originální pixely snímku. V případě interpolace obrazu o rozměrech 1024x1024 na moderní diagnostický monitor (např. Enzio Radiforce RX850) s rozlišením v technologii 4K 4096x2160, zjistíme že během výpočtů rozdíl mezi snímkem ($1024 \times 1024 = 1048576$ pixelů) a monitorem ($4096 \times 2160 = 8\,846\,360$) je znatelný pixelový rozdíl 7 797 784 pixelů. Tudíž skoro 88% pixelů bude uměle vygenerováno do originální matice. Z toho vyplývá důležitost preciznosti interpolace v medicinských obrazech. Každý developer zobrazovacích softwarů PACS měl by si být toho vědom a tvořit s cílem dosažení co nejlepší kvality softwaru pro prohlížení obrázků. Všechny vzorce pro uvedené interpolace jsou převzaty z [1][2][3].

Interpolace

Digitální obraz považujeme za výsledek digitalizace, přechod spojité obrazové funkce ve funkci diskrétní. Zpětně spojitou obrazovou funkci lze získat pouze aproximací. Interpolací používáme pro dopočítání mezilehlých hodnot mezi pixely vzorkované funkce abychom co nejlépe dokázali určit původní hodnoty spojité funkce s nejlepším

možným zachováním detailů. Od aproximací se liší tím, že její křivka prochází přes všechny známé body.

Konvoluce

Konvoluce je operací separabilní, co znamená, že v případě obrazu nejdříve interpolujeme na jedné rovině a následně z vypočítaných hodnot interpolujeme v rovině druhé.

$$I(x) * h(x) = \int_{-\infty}^{\infty} I(x-a)h(a)da \quad (2.1)$$

Kde $h(x)$ je *konvoluční jádro*, $I(x)$ *funkce I v bodě x*, a *integrační proměnná*. V digitálních obrazech používáme tzn. disktrétní konvoluci co je dvojrozměrná podoba integrálu 2.2.

$$I_{i,j} = I_{i,j} * h_{i,j} = \sum_{x=-k}^k \sum_{y=-k}^k I_{i-x,j-y}h_{i,j} \quad (2.2)$$

Funkce $h(x)$ představuje konvoluční jádro (windowed function), které je taky v literatuře známo pod názvem okna nebo konvoluční masky posouvající se po obraze. Zkrátka jedná se o matici o rozměru nejčastěji (3x3, 6x6) s předurčenými hodnotami, kterými násobíme jednotlivé části matice. Výsledkem konvoluce je součet těchto násobků. Aby aplikace vah okna nezpůsobila překročení oborů hodnot obrazové funkce a nezpůsobovala zeslabení nebo zesílení obrazového signálu, musí být integrál konvoluční funkce roven jedné, co odpovídá normalizovanému konvolučnímu jádru.

Chyby a vady interpolačních algoritmů

- **Nevytváření nových dat**

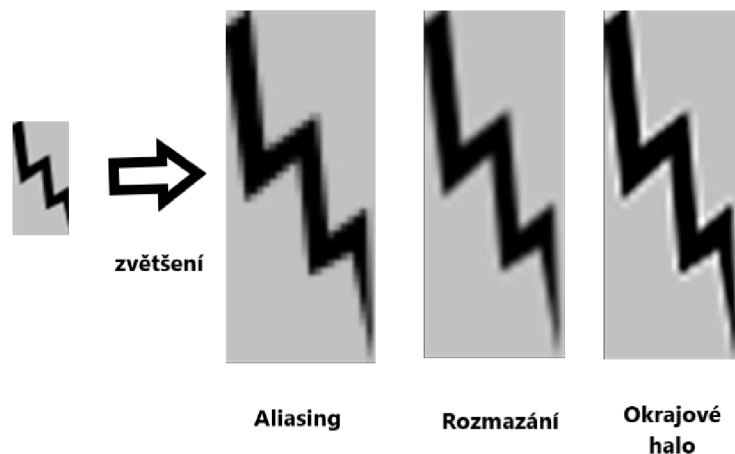
Interpolace neumožňuje vnášení nové informace do obrazu. Proto nemůže zостřovat a vylepšovat detaily. Existuje pravděpodobnost se kterou se interpolace snaží skutečnost obrazu co nejlépe nápodobit.

- **Ztráta ostrosti**

Bez ohledu na použitý interpolační algoritmus, vždy se budou vyskytovat nechtěné artefakty. Všechny neadaptivní Interpolace vytváří nechtěné rozmazání, aliasing a okrajové halo. Prakticky řečeno zmíněných artefaktů se nedá zbavit, lze pouze najít nejlepší optimální poměr mezi nimi.

2.1 Interpolace nejbližšího souseda

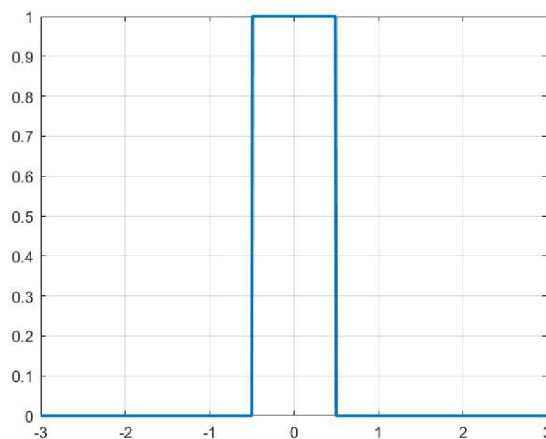
Jedná se o nejjednodušší metodu interpolace vůbec. Nepoužívá žádné kalkulace střední hodnoty, neřídí se žádnými složitými pravidly. Jednoduše načte a uloží hod-



Obr. 2.1: Nežádoucí efekty zvětšení [8]

notu nejbližšího sousedního pixelu, nebere v potaz jiné sousedící pixely. (PACS software lupa, jiné obrázkové editory). Interpolace pomocí nejbližšího souseda je silně provázaná s výskytem aliasingu a rozmazání.

$$Nejbližsi_soused(x) = \begin{cases} 0, & \text{pokud } x \leq -0.5 \\ 1, & \text{pokud } -0.5 \leq x \leq 0.5 \\ 0, & \text{pokud } x > 0.5 \end{cases} \quad (2.3)$$



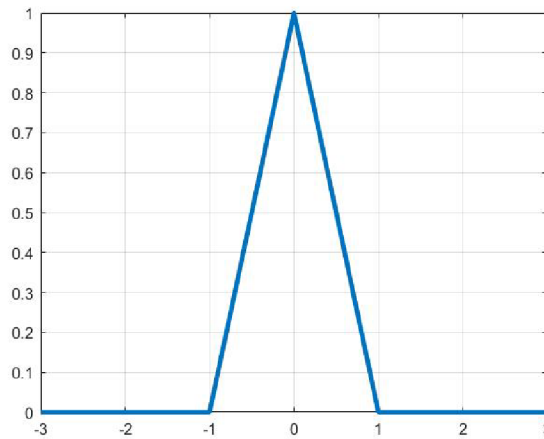
Obr. 2.2: Interpolační kernel metody nejbližšího souseda

Využití pro svou rychlost i přes popsané nevýhody nachází např. u rychlých náhledů v grafických programech nebo GUI, zvláště pak v zařízeních s méně výkonným hardwarem (mobilní telefony) nebo na serverech s vysokou zátěží.

2.2 Lineární interpolace

Úkolem lineární interpolace je výpočet váženého průměru dvou okolích bodů (v případě 1D interpolace). Originální body jsou dále propojeny úsečkou, na které leží hledaný bod.

$$Linear_{inter}(x) = \begin{cases} 1 - |x|, & 0 \leq |x| < 1 \\ 0, & \text{ostatní} \end{cases} \quad (2.4)$$



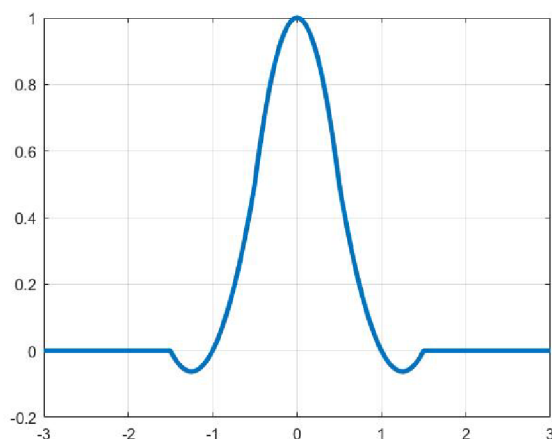
Obr. 2.3: Interpolační funkce lineární

2.3 Kvadratická interpolace

Analogická k lineární interpolaci. Vskutku se jedná o jeden z nejčastěji aplikovaných konceptů využívajících algebraické polynomy. Má obrovskou výhodu ve snadném stanovení spojitých funkcí v konečných intervalech. Interpolujeme parabolou nebo kružnicí. Interpolační funkce kvadratická je parabolou $f(x) = ax^2 + bx + c$ třemi parametry (a, b, c). Přesnost je určena počtem zahrnutých více jak dvou bodů. Roste s větším počtem proložených bodů parabolou. Kvadratická interpolace v obrazech způsobuje silné rozmazání (Blurring effect).

$$R_0(u) = \begin{cases} -2a|x|^2 + 0.5(a + 1), & 0 \leq |x| \leq 0.5 \\ a|x|^2 - (2a + 0.5)|x| + \frac{3}{4(a+1)}, & 0.5 < |x| \leq 1.5 \\ 0, & \text{ostatní} \end{cases} \quad (2.5)$$

a. . . vzdálenost jednotlivých bodů funkce od sebe



Obr. 2.4: Interpolační funkce kvadratická

$R_0(u)$... interpolační jádro (kernel) kvadratické interpolace

2.4 Spline interpolace

Při získávání konvolučního jádra B-spline interpolace nelze použít konvoluci, protože výsledné konvoluční jádro by bylo aproximačního charakteru. Vzorky interpolovaného obrazu jsou proloženy oknem aproximačního jádra spline interpolace podle:

$$I(x) = \sum_k t(k) * h(x - k) \quad (2.6)$$

Interpolovaná funkce $I(k)$

h_4 z rovnice 2.7 dosadíme za h ve funkci 2.6. Následně vzorky interpolovaného obrazu proložíme oknem h .

$$Spline\ h_4 = \begin{cases} \frac{1}{2}x^3 - x^2 + \frac{2}{3} & 0 \leq |x| < 1 \\ -\frac{1}{6}|x|^3 + |x|^2 - 2|x| + \frac{4}{3} & 1 \leq |x| < 2 \\ 0, & ostatní \end{cases} \quad (2.7)$$

Konvoluční kernel aproximace pro $N=4$

Pro odvození vztahu jednoho interpolovaného bodu obrázku použijeme derivaci $t(k)$, kdy používáme vzorky přímo z obrazových dat, platí $t(k) = I(k)$, přičemž obdržíme rovnici:

$$I(k) = \frac{1}{6}(t(k-1) + 4t(k) + t(k+1)) \quad (2.8)$$

Koeficienty pro B-spline interpolaci jsou určeny řešením systému Jacobiho (tridiagonální) matice 2.9.

$$\begin{bmatrix} I(0) \\ I(1) \\ I(2) \\ \vdots \\ I(k-1) \\ I(k-2) \end{bmatrix} = 1/6 \begin{bmatrix} 4 & 1 & & & 0 \\ & 1 & 4 & 1 & \\ & & 1 & 4 & 1 \\ & & & \vdots & \\ & & & & 1 & 4 & 1 \\ 0 & & & & & 1 & 4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} t(0) \\ t(1) \\ t(2) \\ \vdots \\ t(k-1) \\ t(k-2) \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

Výsledné jádro h(x)Spline je tedy nekonečné. Po zjednodušení I(k) pomocí interpolačních koeficientů vznikne funkce:

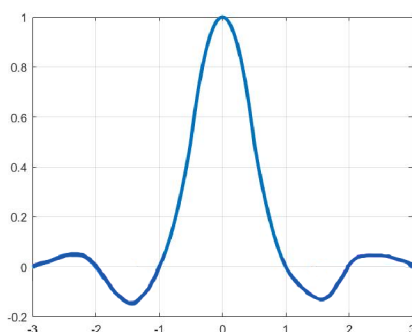
$$I(k) = t(x) * \frac{1}{6}(\delta(x-1) + 4\delta(x) + \delta(x+1)) \quad (2.10)$$

Inverzí výnosu I(k) dostaneme t(x), kde t(x) je vzorkovací rovnice:

$$t(x) = I(k) * (\sqrt{3}\delta(i) + \sum_{m=1}^{\infty} \sqrt{3}(\sqrt{3}-2)^m (\delta(i-m) + \delta(i+m))) \quad (2.11)$$

Proto můžeme finálně zapsat $I(x) = t * h_4 = I * h(x)$ Spline a s pomocí rovnice povýše obdržíme finální rovnici konvolučního jádra interpolace, která je konvolucí vzorkovací funkce t(x) a konvolučního jádra h4(x).

$$h(x) = h_4(x) * \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sqrt{3}(\sqrt{3}-2)^{|m|} \delta(x+m) \quad (2.12)$$



Obr. 2.5: B spline interpolační křivka

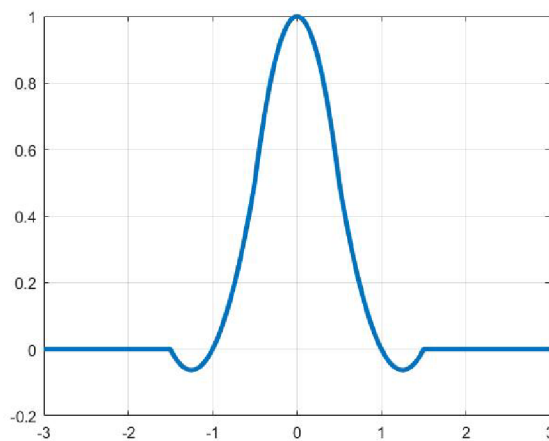
2.5 Bikubická interpolace

Funguje na základě kubické interpolace, bikubická je pouze její dvojrozměrné rozšíření. Pro výpočet používá kubické křivky. Podobně jako bilineární metoda požaduje nejbližší sousedy, 4 sousedy z osy x a 4 sousední pixely z osy y (dohromady 16 pixelů). Polynom je o jeden řád větší než u funkce kvadratické, z matematického hlediska je ji velmi podobná. Bikubická interpolace znatelně vytváří ostřejší obrazy než všechny předchozí metody. V dnešní době z důvodu doby ideální kombinace doby zpracování a kvality je požívána v mnoha grafických programech (Adobe Photoshop, Rhino). Kromě hlavní interpolační křivky (angl. cardinal spline) zřídka používáme i jiné funkce realizující bikubickou interpolací:

- Kubický B-Spline – aproximace signálu Gaussovou křivkou způsobující rozmazání
- Mitchell Natravali – kompromis mezi Catmull-Rom a B-spline
- Catmull-Rom – schopná zachovat ostrost bikubické křivky, při tom má lepší filtrování hladkých oblastí.

$$Bicubic_{h4}(x) = \begin{cases} (a+2)|x|^3 - (a+3)|x|^2 + 1, & 0 \leq |x| < 1 \\ a|x|^3 - 5a|x|^2 + 8a|x| - 4a, & 1 \leq |x| < 2 \\ 0, & \text{ostatní} \end{cases} \quad (2.13)$$

a... vzdálenost jednotlivých bodů od sebe



Obr. 2.6: Interpolační funkce bikubická

2.6 Langrangeova interpolace

Tato polynomiální interpolace používá Langrangův polynom N-1 řádu pro N bodů. V případě nekonečného počtu bodů se polynomy přiblíží funkci sinc:

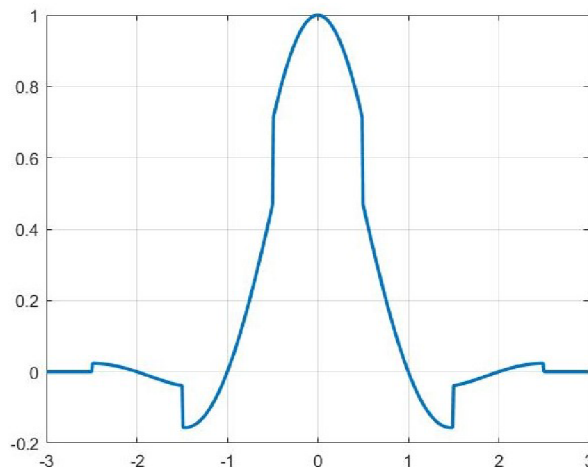
$$\text{sinc}(x) = \prod_{j=-\infty, j \neq 0}^{\infty} \left(1 + \frac{x}{i}\right) = \prod_{i=1}^{\infty} \left(1 + \frac{x^2}{i^2}\right) \quad (2.14)$$

Proto často výsledek Lagrangeovy rovnice je matoucí a považován za výsledek funkce sinc. Pro konvoluční jádro Langrangeovy interpolace N-1 řádu oblasti NxN, kde $n \in \{-N/2 + 1, -N/2 + 2, \dots, N/2\}$ platí:

$$\text{Lagra}_{hN}(x) = \begin{cases} \prod_{j=0, j-\frac{N}{2}+1 \neq n}^{N-1} \frac{n-i-x}{n-i}, & n-1 \leq x < n \\ 0, & \text{ostatní} \end{cases} \quad (2.15)$$

Když konvoluční jádro Langrangeovy interpolace je rovno 1 znamená to, že se shoduje s hodnotou interpolační metody nejbližšího souseda. Pro N=2 platí, že Langrangeovo jádro odpovídá interpolaci lineární. N=4 platí pro interpolaci kubickou. Charakteristika propustného pásma je lepší s vyšším řádem polynomu konvolučního jádra. Kromě toho se doporučuje používat lichá konvoluční jádra na obrazy s dominujícím vysokým kontrastem [2.1]

$$\text{Lagra}_{h5}(x) = \begin{cases} \frac{1}{4|x|^3} - \frac{5}{4|x|^2} + 1, & 0 \leq |x| < 0,5 \\ -\frac{1}{6|x|^4} + \frac{5}{6|x|^3} - \frac{5}{6|x|^2} - \frac{5}{6|x|} + 1, & 0,5 \leq |x| < 1,5 \\ \frac{1}{24}|x|^4 - \frac{5}{12}|x|^3 + \frac{35}{24}|x|^2 - \frac{25}{12}|x| + 1, & 1,5 \leq |x| < 2,5 \\ 0, & \text{ostatní} \end{cases} \quad (2.16)$$



Obr. 2.7: interpolační funkce Lagrangeova N=5

2.7 Gaussova interpolace

Jedná se o metodu využívající nový přístup ke konvolučnímu jádru s cílem využití charakteristiky Gaussovské funkce v prostorové i frekvenční oblasti $G^0(x, \beta)$. Tvůrce Appledorn publikoval schéma vývoje jednoduchých interpolačních jader, které jsou lokálně a frekvenčně kompaktní a navíc analyticky snadno manipulativní.

$$G^0(x, \beta) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\beta}} e^{-x^2/2\beta} \quad (2.17)$$

Následně se vyznačí M-tá parciální derivace jednotkové oblasti Gaussovy funkce s nulovou střední hodnotou σ a odchylkou β . Proto získáme:

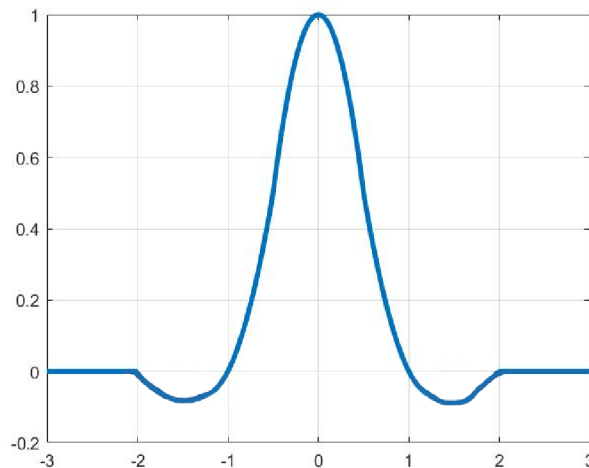
$$G^M(x, \beta) = \frac{\sigma^M}{\sigma x^M} G^0(x, \beta) \quad (2.18)$$

Z čeho obdržíme Gaussovské interpolační jádro M-ého řádu, kde β_m a α_m jsou váhovací faktory.

$${}^{Gauss}h_N^M(x, \beta) = \begin{cases} \sum_{m=0}^M \alpha_m G^M(x, \beta), & 0 \leq |x| \leq N/2 \\ 0, & jinak \end{cases} \quad (2.19)$$

$${}^{Gauss}h_N^2(x) = G^0(x, 2\gamma_2) - \gamma_2 G^2(x, 2\gamma_2) \quad (2.20)$$

$$\gamma_2 = \frac{1}{2\pi} \left(\frac{1}{\sqrt{2}} + 1 \right)^2 \approx 0.4638115 \quad (2.21)$$



Obr. 2.8: Gaussovo interpolační jádro 2.řádu

3 Implementace interpolací v Matlab

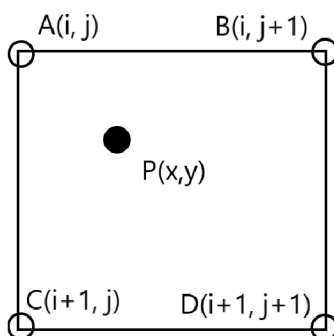
Pomocí programovacího prostředí Matlab byly implementovány následující interpolace:

- Interpolace nejbližšího souseda (funkce `soused.m`)
- Interpolace bilineární (funkce `bilinearni.m`)
- Interpolace bikubická (funkce `bikubicka.m`)

Výše zmíněné interpolace se nacházejí v příloze. Do každé funkce je zaveden vstup dvou parametrů (zvětšení, originální obraz) a jeden výstup (`vystup_nn`, `vystup_bl`, `vystup_bk`).

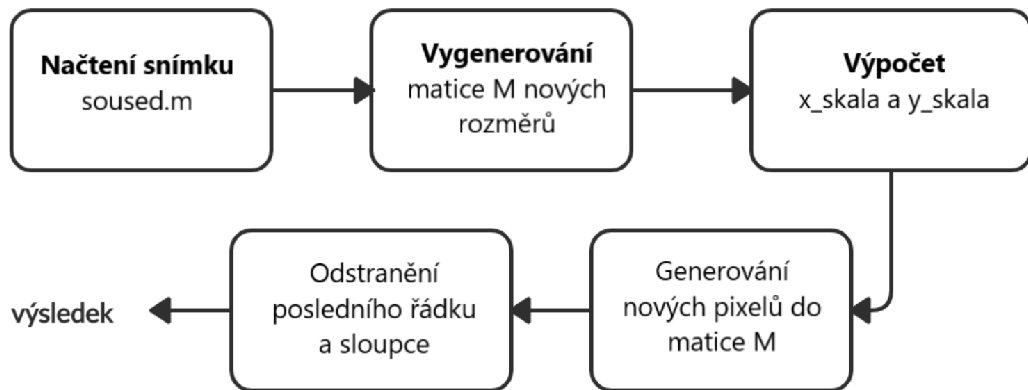
3.1 Zpracování v prostředí matlab

Interpolace metoda nejbližšího souseda – pixel P ve zvětšeném obrázku bude nabývat hodnot nejbližšího sousedícího pixelu mezi čtyřma pixely A , B , C , D podle diagramu č.1, ve kterém platí pro A souřadnice matice (i, j) , pro B $(i, j+1)$, pro C $(i+1, j)$, pro D $(i+1, j+1)$.



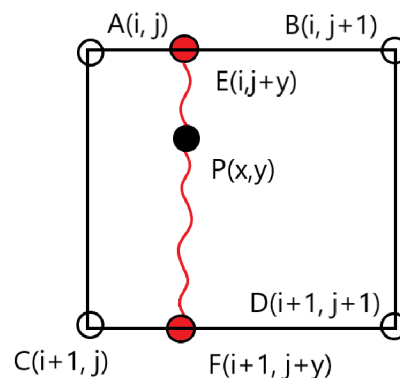
Obr. 3.1: Diagram interpolace nejbližšího souseda

Začátek funkce načítá snímek. V dalších krocích dojde k vygenerování matice M s nulovými hodnotami. Výsledné hodnoty pro matici M dostaneme dvěma for cykly. Výpočet pixelu na sousední pozici $M(i+1, j+1)$ umožňují dvě proměnné x_skala a y_skala . Po ukončení dvojité smyčky for dojde k odstranění posledního sloupce a řádku, aby byly dodrženy rozměry zvětšené matice.

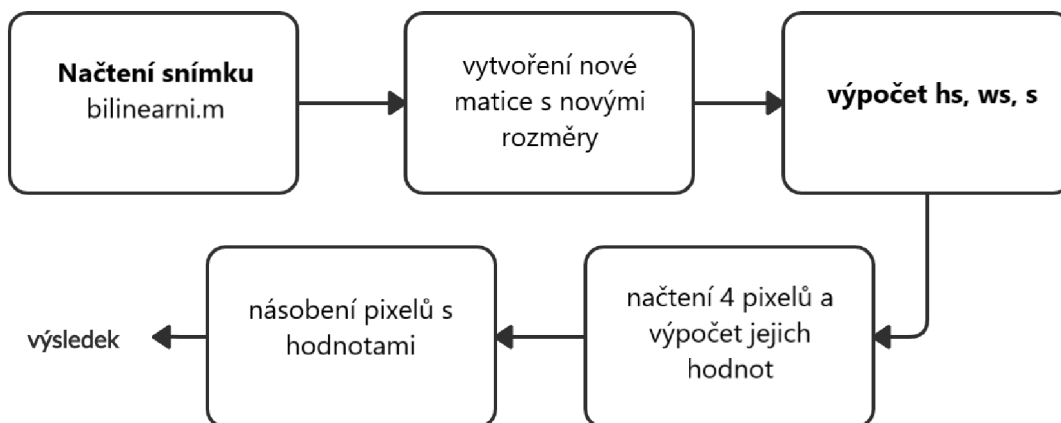


Obr. 3.2: Blokový diagram interpolace nejbližšího souseda

Interpolace bilineární – hodnota pixelu P se vypočítá ve třech krocích. Nejdříve proběhne výpočet vlivu pixelů A a B . Výsledek je zapsán do hodnoty E . Totéž se aplikuje pro F , které je výsledkem výpočtu vlivu mezi C a D pixely. Poslední krok vypočítá vliv hodnot E a F , tímto vzniká hledaná hodnota P .



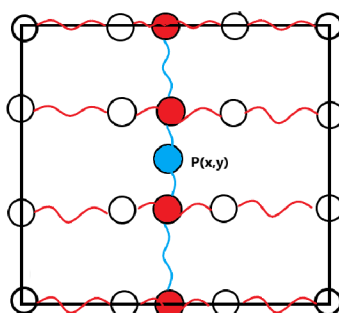
Obr. 3.3: Diagram bilineární interpolace



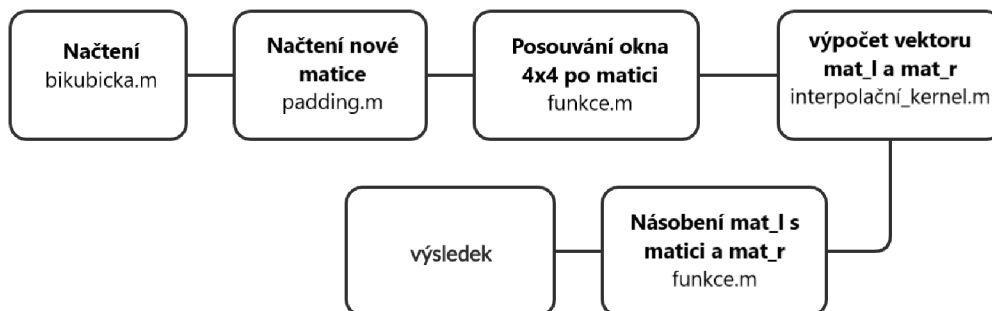
Obr. 3.4: Blokový diagram bilinearni.m

Funkce bilinearni.m začíná načtením výšky a šířky snímku. Dále dochází ke tvorbě výstupní matice `vystup_bl` s nově definovanými rozměry a pomocných parametrů hs , ws , s . Následuje dvojitý for cyklus sloužící k výpočtu finální matice (každý pixel je počítán zvlášť). Čtyři pixely $px1, px2, px3, px4$ jsou získány ze svých původních míst. Jejich hodnoty jsou dopočítány součinem.

Interpolace bikubická - funguje na stejném principu jako bilineární interpolace, jenomže zohledňuje při interpolaci 16 okolních pixelů hledaného pixelu P . Interpolační křivka prochází přes více bodů tudíž finální výsledek dosahuje přesnějších hodnot nežli interpolace bilineární.



Obr. 3.5: Diagram bikubické interpolace



Obr. 3.6: Blokový diagram bikubicka.m

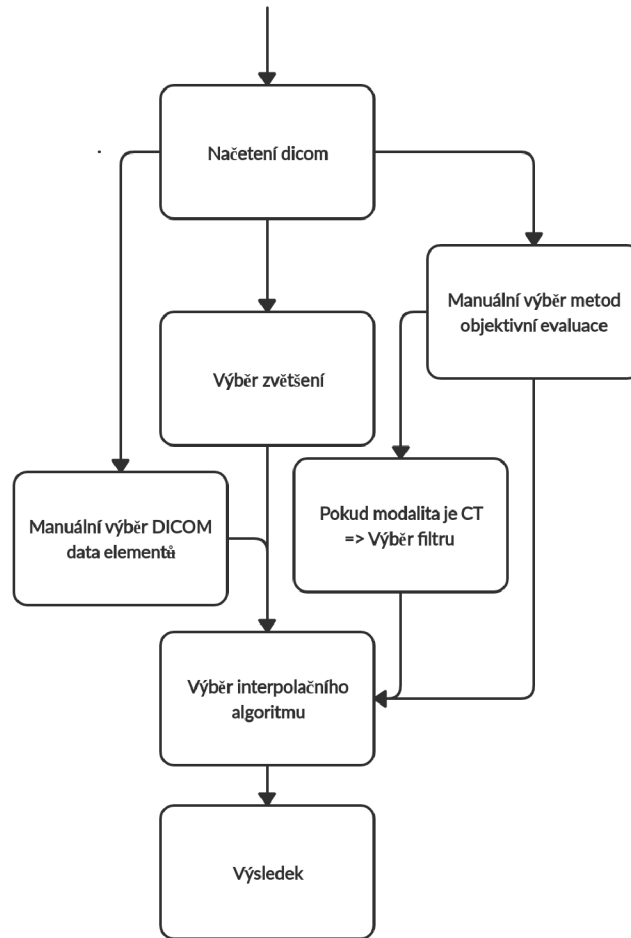
Po načtení obrázku ve funkci `bikubicka.m` je nastaven parametr $a=-1/2$, dále dochází k volání funkce `funkce(originální_obrázek, zvetseni, a)`. V této funkci se inicializují nové rozměry matice `dst`. Proměná `h` je určena vztahem $1/zv$, kde `zv` je zvětšení. Pro další práci se snímkem je nutno provést rozšíření původní matice na rozměry vhodné pro uskutečnění dalších kroků (realizováno pomocí funkce `padding.m`). Následně se provádí iterace přes řádky a sloupce dvěma for cykly. V tomto procesu dochází k výpočtu vektoru `mat_l`. Výpočet umožňuje pomocná funkce interpolační kernel. Dále probíhá realizace matice `mat_m` o rozměrech 4×4 a následně `mat_r` pomocí interpolačního kernelu. Vypočetní proces je ukončen násobením `mat_l`, `mat_m` a transponovaného vektoru `mat_r`.

3.2 Matlab GUI

Grafické a uživatelské rozhraní bylo vytvořeno pomocí Matlab App designer. App designer umožňuje rychle integrovat vizuální design a vývoj kódu v integrované verzi editoru MATLAB.

3.3 Jak používat

Hotová GUI verze má tři tlačítka pro vyvolání interpolačních funkcí. Tlačítko **Všechny** vyvolává všechny interpolace pro konkrétní obrázek naráz. Zaškrtnutím políčka **Matlab funkce** dojde k volání matlabovských funkcí `interp2`. Před každou interpolací je důležité načíst soubor formátu DICOM. Uživatel kliknutím na tlačítko **Načíst** vybere a načte soubor. Na pravé straně GUI uživatel může zapnout objektivní vyhodnocování (SSIM, PNSR, SNR, MSE, UQI), které bude viditelné pomocí legendy na příslušném snímku v pravém horním rohu. V boxu **Zvětšení** uživatel nastavuje požadované zvětšení snímku. Políčka **Modalita**, **Studie**, **Datum** umožňují načtení



Obr. 3.7: Blokový diagram GUI

informací ze souboru DICOM v levém horním rohu. Políčka **High** a **Low** představují dolní a horní mez číselné hodnoty pixelů vyskytujících se v načteném snímku. Úprava těchto políček uživatelem je možná. V levém dolním rohu aplikace nad tlačítkem Načíst jsou připraveny masky pro efektivnější zobrazení vnitřích struktur hlavy, hrudníku, břicha, páteře. Výběr lze provést v rozbalovacích seznamech **šablona, detekce**. Předpřipravené masky lze použít pouze na modalitu CT.

Hodnoty mask byly získány z [15]. Přepočet z Haunsfieldových jednotek na pixely umožňuje funkce *WLtoPX.m* a *toHU.m*, která je definovaná dle vzorce níže:

$$hu = px * rs + ri \quad (3.1)$$

kde *hu* je Haunsfieldova jednotka, *px* ... pixel, *rs* ... rescale slope a *ri* rescale interception. Parametry *rs* a *ri* jsou volány ze struktury souboru *dicom*, nacházejí se pod tagy (0028|1052) a (0028|1053). Vzorec 3.1 převzat z [16].



Obr. 3.8: Grafické rozhraní programu

4 Objektivní vyhodnocení algoritmů

V této práci pro objektivní hodnocení jsou použity obecně známe metody, se kterými se běžně setkáme ve vědeckých článcích a studiích zabývajících se evaluací kvality obrazů. Obrazy budou hodnoceny nestranně. Zájem o objektivní evaluaci se za poslední léta zvětšuje a proto vývoj nových algoritmů vzkvétá. Objektivní metody můžeme rozdělit do dvou skupin: full-reference a non-reference. Full-reference porovnávají testovaný obrázek s originálem v ideální kvalitě. Non-reference metody určují kvalitu testovaného snímku bez jakýchkoliv referencí. Dále existují metody hodnocení, které jsou založené na statistice a dokážou vyhodnotit informaci obrazu efektivním způsobem jako je např. metoda Mean Square Error. Mezi nejužitečnější referenční metody patří i PSNR založený na zachycení zkreslení.

Všechny použité metody byly vybrány na základě doporučení profesionálů zabývajících se problematikou zpracování obrazů a vědeckým článků. Následující část popisuje vybrané metody a principy posuzující kvalitu objektivního hodnocení. Vzorce převzaty z [17][18].

4.1 MSE - střední kvadratická chyba

Střední kvadratická chyba MSE se považuje za nejpoužívanější metodu pro objektivní hodnocení snímků. Výpočet je velmi jednoduchý, v 2D rovině pro jednobarevný kanál je určen podle vztahu:

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=2}^N (x_{j,i} - y_{i,j})^2 \quad (4.1)$$

Kde $x_{i,j}$ představuje hodnotu pixelu z původního snímku a $y_{i,j}$ hodnotu pixel ze snímku zvětšeného v rámci jednobarevné informace s rozměry matice $M \times N$. Výraz $x_{i,j} - y_{i,j}$ definuje chybový signál vznikající mezi hodnotou pixelu původního a hodnotou pixelu obrazu zvětšeného. Pokud chceme provést výpočet MSE pro barevný snímek, upravíme vzorec jednoho barevného kanálu pro tři kanály RGB a připočteme sumu sčítající chyby každého kanálu viz. 4.2

$$MSE = \frac{1}{3MN} \sum_{k=1}^3 \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (x_{j,i} - y_{i,j})^2 \quad (4.2)$$

Výsledkem je vždy kladné číslo. Platí čím je výsledek MSE bližší nule, tím je snímek kvalitnější.

4.2 SNR - poměr signál šum

Digitální zobrazovací systém je obvykle popsán z hlediska náležité signálové úrovně poskytující poměr signál-šum. Nejčastěji se používá k určení obrazové expanze různých algoritmů. Nechť funkce f_{in} reprezentuje originální snímek s rozměry $M \times N$ (řádky x sloupce) a f_{out} je funkci původního zvětšeného obrázku.

$$f_{out} = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f_{in}(x, y) \quad (4.3)$$

SNR definujeme podle vztahu:

$$SNR = 10 \log \left\{ \frac{\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [f_{in}(x, y) - f_{out}]^2}{\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [f_{out}(x, y) - f_{in}]^2} \right\} \quad (4.4)$$

SNR odráží zvětšenou kvalitu obrazu. Obecně platí čím větší SNR, tím kvalita obrazu je lepší.

4.3 PSNR - poměr špička signál

Špičkový poměr signál šum je poměrem mezi maximální možnou hodnotou signálu a výkonem zkreslujícího šumu, který ovlivňuje kvalitu zobrazení. PSNR se obvykle vyjadřuje pomocí logaritmické stupnice v decibelech kvůli širokému dynamickému rozsahu mnoha signálů. Z hlediska subjektivního vyhodnocení se často setkáváme s různými názory vyšetřujících a proto díky PSNR můžeme lépe určit objektivní kvalitu. Podle studie [13] bylo dokázáno, že korelace PSNR vůči subjektivním testům je stanovena na 70% co z PSNR dělá relativně kvalitní indikátor kvality obrazu. Rovnice má následující tvar:

$$PSNR = 20 \log \frac{MAX_f}{\sqrt{MSE}} \quad (4.5)$$

4.4 SSIM - strukturní index podobnosti

SSIM určuje míru podobnosti dvou obrázků na základě třech prostorových měření jasu $l(x, y)$, kontrastu $c(x, y)$ a struktury $s(x, y)$. Tyto parametry jsou na sobě navzájem závislé. Vyjádřeny matematickým vzorcem:

$$SSIM(x, y) = I(x, y)c(x, y)s(x, y) \quad (4.6)$$

$$\begin{cases} l(x, y) = \frac{2\mu_x\mu_y + C_1}{\mu_x^2\mu_y^2 + C_1} \\ c(x, y) = \frac{2\sigma_x\sigma_y + C_2}{\sigma_x^2\sigma_y^2 + C_2} \\ s(x, y) = \frac{2\sigma_{x,y} + C_3}{\sigma_x\sigma_y + C_3} \end{cases} \quad (4.7)$$

Člen $l(x,y)$ měří blízkost středního jasu obrazů x,y . Pokud střední hodnoty pixelů x,y obou obrazů jsou si rovny ($\mu_x = \mu_y$), faktor luminiscence je roven 1. Druhý člen $c(x,y)$ měří míru podobnosti kontrastu. Kontrast je měřen pomocí standartní odchylky x and y . Opět druhý faktor je maximální pro 1, když $\sigma_x = \sigma_y$. V případě třetího členu porovnání podobnosti mezi obrazy x,y se provádí pomocí korelačních koeficientů. Proměnná $\sigma_{x,y}$ je kovariancí mezi x a y . Ve vzorci se používají konstanty pozitivního charakteru C_1, C_2, C_3 k zamezení nulového jmenovatele.

4.5 UQI - Univerzální index kvality

Známý také pod názvem New Quality Index [12] používá k výpočtu tři komponenty. Předpokládejme $x = \{x_i | i = 1, 2, \dots, N\}$ a $y = \{y_i | i = 1, 2, \dots, N\}$ jsou signály originálního a testovaného snímku.

$$UQI = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x\sigma_y} \cdot \frac{2xy}{(x)^2 + (y)^2} \cdot \frac{2\sigma_x\sigma_y}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2} \quad (4.8)$$

Ve vzorci σ_x^2 je odchylka pro signál x , σ_y^2 odchylka pro y , σ_{xy} představuje součinitel vzájemné korelace x a y signálů. První komponenta ve vzorci je korelační koeficient, který měří stupeň lineární korelace mezi signály x a y . Druhá komponenta měří podobnost jasu x a y a třetí podobnost kontrastu dvou obrazů. Vzorec se skládá ze tří komponent z důvodů zamezení vzniku výsledků majoritně závislých na jedné z komponent. Dynamický rozsah UQI se pohybuje v intervalu $\langle -1, 1 \rangle$, kde nejlepší dosažitelná hodnota je rovná 1 a to v případě, že signály x a y jsou si rovné. Funkce `imageQualityIndex` používá princip posuvného okna. Okno o rozměrech $N \times N$ (s defaultní hodnotou funkce $N=8$) se posouvá pixel po pixeli z horního levého rohu snímku přes všechny sloupce a řádky do pravého dolního rohu matice snímku. Při každém i -tém kroku se vypočítá index kvality obrazu. Celkový UQI se určí podle:

$$UQI = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M UQI_i \quad (4.9)$$

4.6 Porovnání algoritmů

Cílem této podkapitoly je porovnání algoritmů *bikubicka2.m*, *bilinearni.m*, *soused.m* s algoritmy nabízenými tvůrci MathWorks. Nabízené funkce prostředí matlab lze vyvolat příkazem *interp2(image,n,method)*. Na vstupu funkce první parametr představuje snímek, parametr *n* zvětšení (*pokud je zapotřebí dvojnásobné zvětšení použijte n=1, pro čtyřnásobné n=2 atd.*). Poslední parametrem *method*, lze vybrat požadovanou metodu pro realizaci interpolace (*'linear', 'neighbour', 'cubic'*). Pro měření hodnot referenčních metod v tabulkách byl použit snímek z přílohy [5].

Algoritmus nejbližšího souseda						
Zvětšení	2	2 Matlab	4	4 Matlab	8	8 Matlab
SSIM	0,804	0,83	0,6984	0,726	0,528	0,5419
PSNR[dB]	83,814	91,07	84,18	89,59	84,75	87,62
SNR [dB]	0,0153	0,009	0,0172	0,0134	0,0174	0,015
MSE	1157	560,44	1117	650,1626	1055	791,69
UQI	0,84	0,9261	0,7754	0,9014	0,619	0,8586

Tab. 4.1: Porovnavací tabulka algoritmu nejbližšího souseda

Tabulka 4.1 porovnává funkci *soused.m* s matlabovskou funkcí *interp2*. Každá vyhodnocovací metoda poukazuje na horší kvalitu funkce *soused.m*. Z větším zvětšením výsledky zvolených vyhodnocovacích metod pro funkci *soused* a *interp2* jsou si bližší. V případě SSIM indexu nepozorujeme příliš zásadní změny, kde procentuální odlišnost nepřesahuje 5%.

Algoritmus bilineární interpolace						
Zvětšení	2	2 Matlab	4	4 Matlab	8	8 Matlab
SSIM	0,97	0,955	0,945	0,889	0,891	0,829
PSNR[dB]	124,056	103,55	125,304	96,0566	125,49	93,1725
SNR [dB]	914,66	74,062	95,92	66,54	96,11	63,66
MSE	20,465	160,7334	18,043	340,637	17,7	454,513
UQI	9716	0,9627	0,953	0,9076	0,9213	0,8478

Tab. 4.2: Porovnavací tabulka algoritmu bilineární interpolace

Funkce *bilinearni.m* vykazuje lepší výsledky ve všech měřeních oproti funkci *interp2*. S rostoucím rozlišením roste i rozdíl výsledných hodnot mezi funkcemi *matlab* a *bilinearni.m*. Na základě těchto hodnot lze jednoznačně určit dominanci *bilinearni.m*

nad funkcí Mathwork Matlab, kdy hodnoty indexu SSIM a UQI v osminásobném zvětšení se liší o 8%.

Algoritmus bikubická interpolace						
Zvětšení	2	2 Matlab	4	4 Matlab	8	8 Matlab
SSIM	0,9077	0,9566	0,753	0,88	0,65	0,83
PSNR[dB]	96,49	104,06	89,12	96,02	86,25	92,99
SNR [dB]	67,01	74,58	59,6423	66,54	56,76	63,5
MSE	325.65	152.83	681	341.6	908	462.73
UQI	0,9134	0,9536	0,771	0,8916	0,6509	0,8275

Tab. 4.3: Porovnavací tabulka algoritmu bikubická interpolace

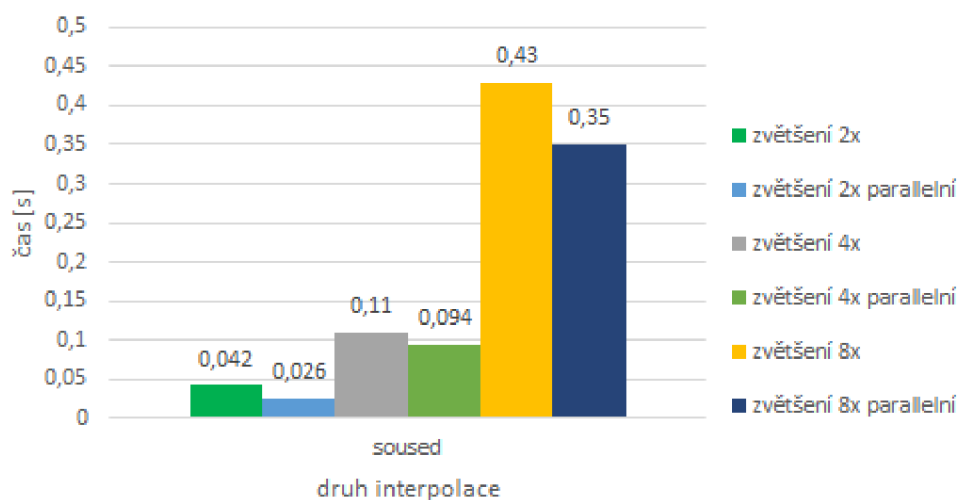
Výsledky představeny v 4.3 vycházely s největšími procentuálními rozdíly mezi funkcemi bikubicka2.m a interp2. SSIM a UQI jsou si opět velmi podobné. Podle předpokladů byly dosaženy největší rozdíly v osminásobném zvětšení, kde výsledky funkcí bikubicka2.m a interp2 se liší až ve 22%.

Z výše uvedených tabulek pozorujeme výsledky realizaci jednotlivých algoritmů. Z konečných výsledků metrik SSIM, PSNR, SNR, MSE, UQI lze určit nejlepší interpolační algoritmus, kterým se podle objektivních testů stává funkce bilinearni.m reprezentující bilineární interpolaci. Ve všech zvětšeních 2,4,8 strukturního indexu podobnosti (SSIM) dosahovala největších hodnot zejména 0,97; 0,9545; 0,891. Nejlepší výsledky se projevují i v poměru signálu k šumu, kde opětovně bilinearni.m vítězí hodnotami 124,056dB; 125,304dB; 125,5dB nad ostatními algoritmy v 4.3 a 4.1.

4.6.1 Vypočetní náročnost

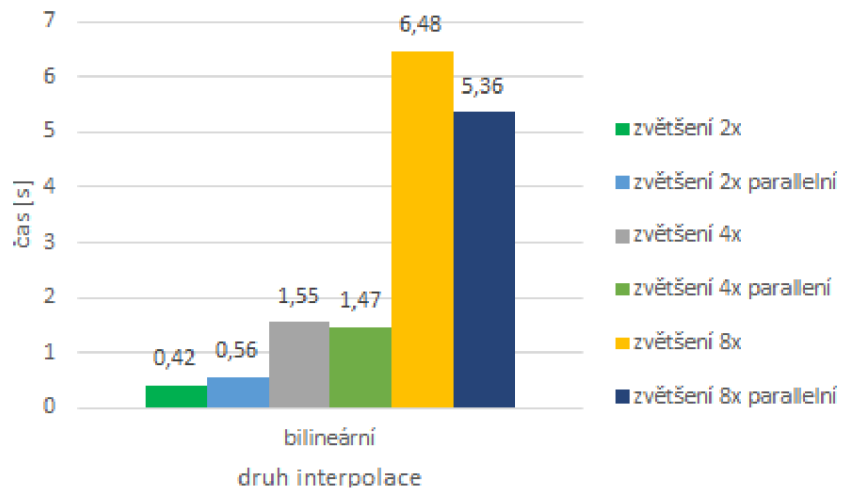
Test byl prováděn pomocí matlabovské funkce **tic,toc**. S ohledem na JIT (just-in-time compilation), kterou matlab používá. Vždy první iterace začíná cacheování, tudíž během testů pozdější (nacacheované) volání funkce tic-toc poskytovalo vhodnější výsledky pro další práci. Výsledky zveřejněné v bakalářské práci jsou aritmetickým průměrem 10 výsledků nacacheované funkce **tic,toc**.

Grafy porovnávají časovou náročnost algoritmů v non-paralelním a paralelním provedení. Paralelní výpočet, poskytovaný přes Parallel Computing Toolbox MATLAB, umožňuje provádění mnoha výpočtů simultánně v čase. Zřejmě složitější úlohy rozdělujeme na menší a provádíme jejich výpočet zároveň. Používání Parallel toolboxu zvažujeme v případech ušetření času distribuováním úkolů, vyřešení velkých problému s daty či využití výhod klastrů a cloudového výpočtu. Toolbox pracuje na základě MATLAB workers: což jsou výpočtové motory běžící na pozadí bez grafické plochy. Funkce toolboxu automaticky přiřazují úkoly workerům. Pomocí lokálních workerů lze využívat výhod všech jader vašeho procesoru. Výchozí lokální profil je nastaven jeden na fyzické jádro CPU pomocí jediného vypočetního jádra. Při každém spuštění, MATLAB vygeneruje paralelní pool obsahující předem definovaný počet workerů. Všechny testy probíhaly na stroji ASUS GL-552JX intel core i5-4200H, Nvidia 950M, RAM 8GB a dicom snímkem z volně dostupné databáze [7].



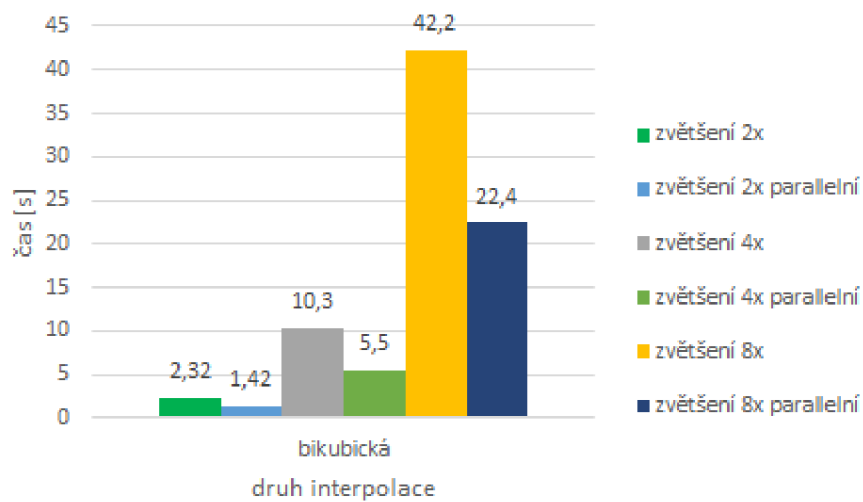
Obr. 4.1: Časová realizace algoritmu nejbližšího souseda

Z obrázku pozorujeme 38% zrychlení pro dvojnásobné zvětšení, 19% pro 8x a nejmíň efektivní u realizace čtyřnásobného zvětšování, které dosahuje 15%.



Obr. 4.2: Časová realizace bilineárního algoritmu

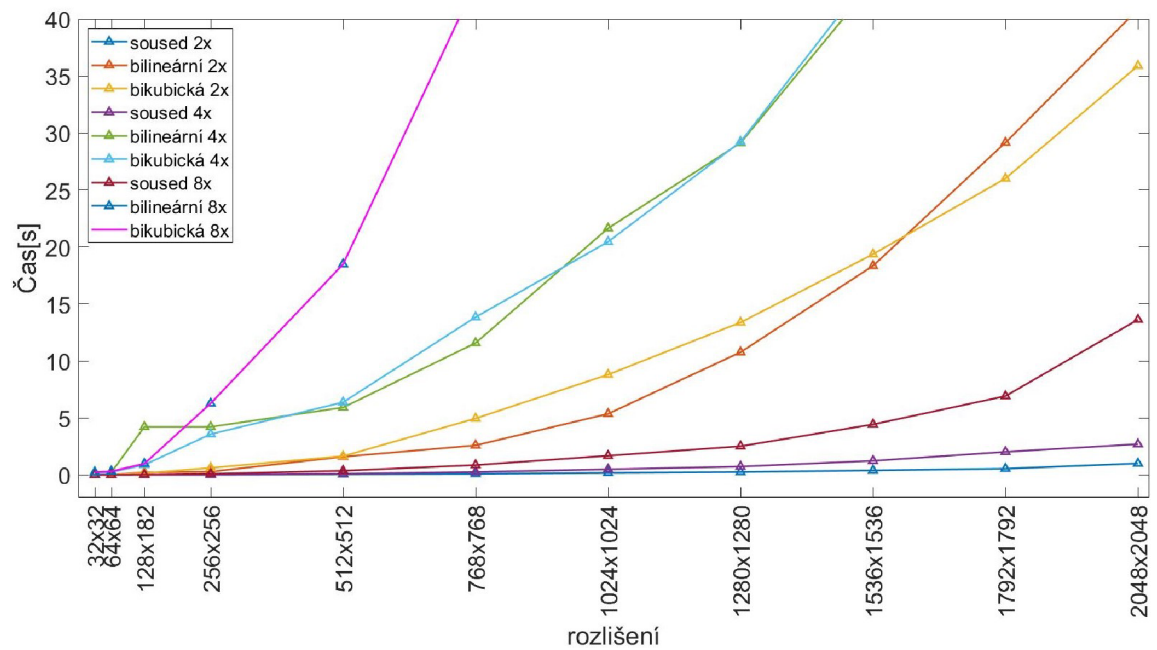
V případě grafu 4.2 nelze pozorovat větší procentuální výkyvy jako v případě 4.3. V bilineárním provedení získáváme zpoždění o 33% v případě 2x zvětšování. Paralelní realizace umožnila pouze 6% a 18% zrychlení pro čtyř a osminásobnou verzi interpolačního algoritmu.



Obr. 4.3: Časová realizace bikubického algoritmu

Dále obrázek 4.3 reprezentující bikubickou interpolací zřetelně poukazuje na nejeftivnější vliv Parallel toolboxu na zrychlení výpočtového procesu, kde 2x zvětšení dosahuje 39% akcelerace, 4x 47% a osminásobné 49% oproti non-paralelnímu provedení totožného algoritmu.

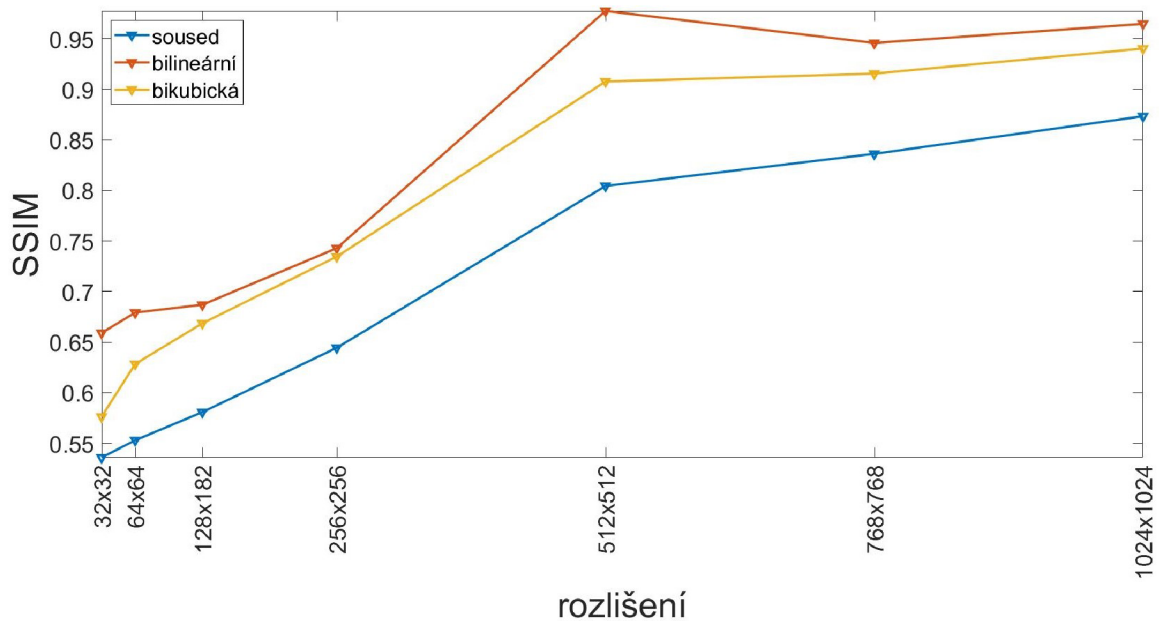
V další etapě měření byl sestaven graf, který určuje časovou náročnost algoritmů při interpolaci snímků v rozlišeních od 32x32px do 2048x2048px. Z grafu 4.4 pozorujeme exponenciální charakter bikubické interpolace. S roustoucím zvětšováním a rozlišením roste čas realizace algoritmu. Bilineární interpolace rovněž projevuje exponenciální charakter. Metoda nejbližšího souseda v případě dvou a čtyřnásobného zvětšení má mírně vstoupající charakter. Osminásobné zvětšování ve větším rozlišení začíná rovněž projevat exponenciální charakter.



Obr. 4.4: Graf časové závislosti na rozlišení

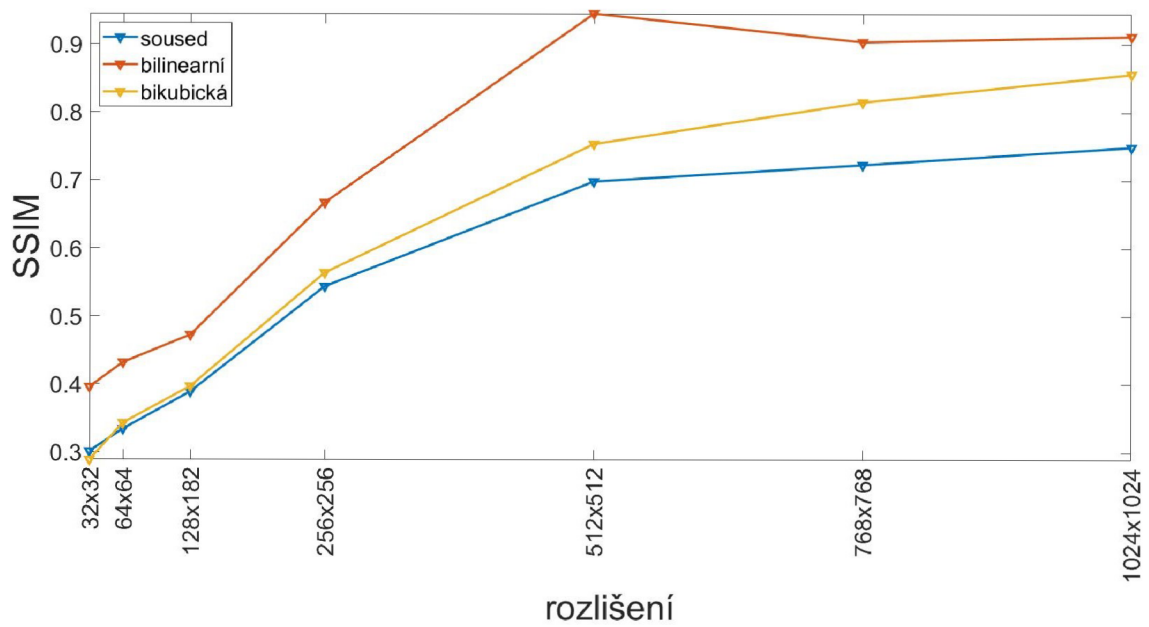
4.6.2 Ztrátovost informace

Pro měření ztrátové informace byl použit SSIM index, který mimo jiné napodobuje aspekty lidského vnímání a lze jej použít k rozpoznávání vzorů. Během ztrátové komprese jsou obrazové informace znehodnoceny. Proto interpolačními algoritmy se snažíme zmenšený snímek vrátit do původní informační úrovně. Následující grafy znázorňují průběhy závislosti SSIM na rozlišení pro dvoj,čtyř a osminásobné zvětšení při použití 3 algoritmů. SSIM index byl stanoven pomocí matlabovské funkce $ssim(a,ref)$ ve které A představuje interpolovaný snímek, ref jeho referenci. Oba vstupní parametry funkce musí mít identické rozměry matice.



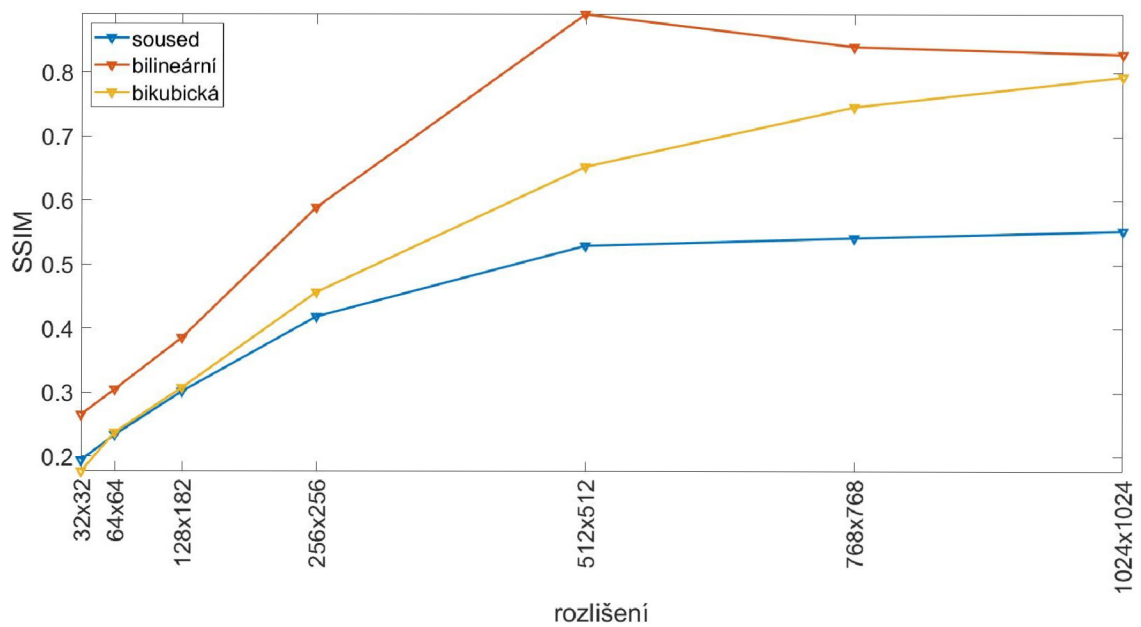
Obr. 4.5: Graf SSIM pro 2x zvětšení

Na obrázku 4.5 zřetelně vidíme největší podobnost snímku s referencí při rozlišení 512x512 pixelů. Nejlepší výsledky podle metriky SSIM dosahuje bilineární interpolační algoritmus s intervalem výsledků $\langle 0,66;0,96 \rangle$. Něco horší výkon je zaznamenán pomocí bikubického v intervalu $\langle 0,57;0,94 \rangle$. Nejhorší podobnost dosahuje metoda nejbližšího souseda s intervalem výsledků $\langle 0,53;0,87 \rangle$. Dvě posledně zmíněné metody představují nejlepší výsledky v rozlišení 1024x1024px.



Obr. 4.6: Graf SSIM pro 4x zvětšení

Graf 4.6 má větší strmost oproti grafu 4.5. Intervaly výsledků se pohybují: pro nejbližšího souseda $\langle 0,3;0,96 \rangle$, pro bilineární $\langle 0,4;0,96 \rangle$, bikubickou $\langle 0,3;0,87 \rangle$. Opět bilineární realizace interpolace dosahuje nejlepších výsledků při rozlišení 512x512px.

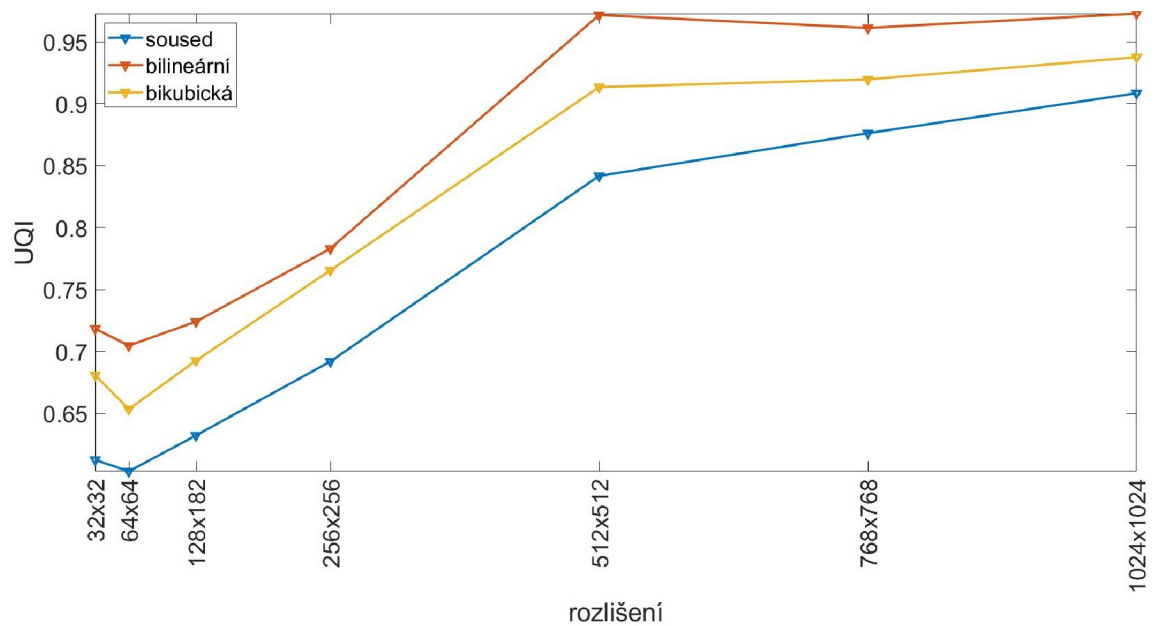


Obr. 4.7: Graf SSIM pro 8x zvětšení

Poslední graf 4.7 má ze všech SSIM grafů největší strmost. Stejně jako v případech 4.5 a 4.6 bilineární interpolace dosahuje nejlepších hodnot v rozlišení 512x512px. Není sporu, že s rostoucím rozlišením výkonnost vstoupá, ale oproti zvětšením 2x a 4x není takto vykonná. Pokles výdajností je redukován nejvíce u algoritmu nejbližšího souseda, kde osminásobné zvětšení je zmenšeno o 36,8 % oproti dvojnásobné realizaci.

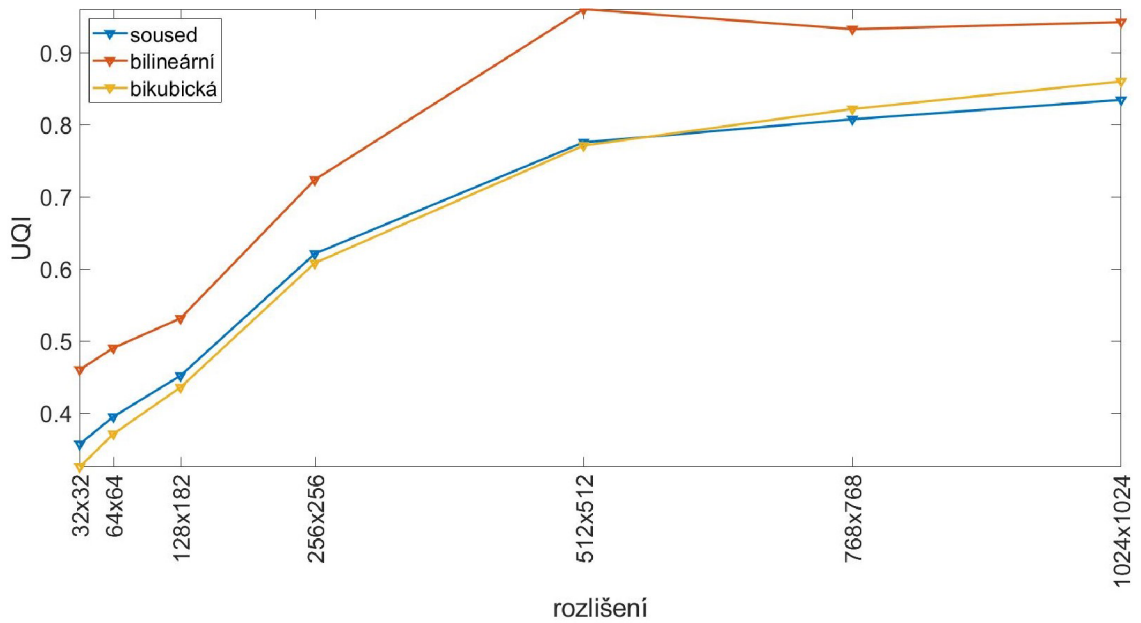
UQI

Funkce pro výpočet UQI se nenachází v základním vybavení MATLABu. Účel splňuje funkce `imageQualityIndex(img1, img2)` [14]. Tato metoda byla vybrána kvůli testování věrohodnosti SSIM, neboť ukazatel UQI má podobný význam.



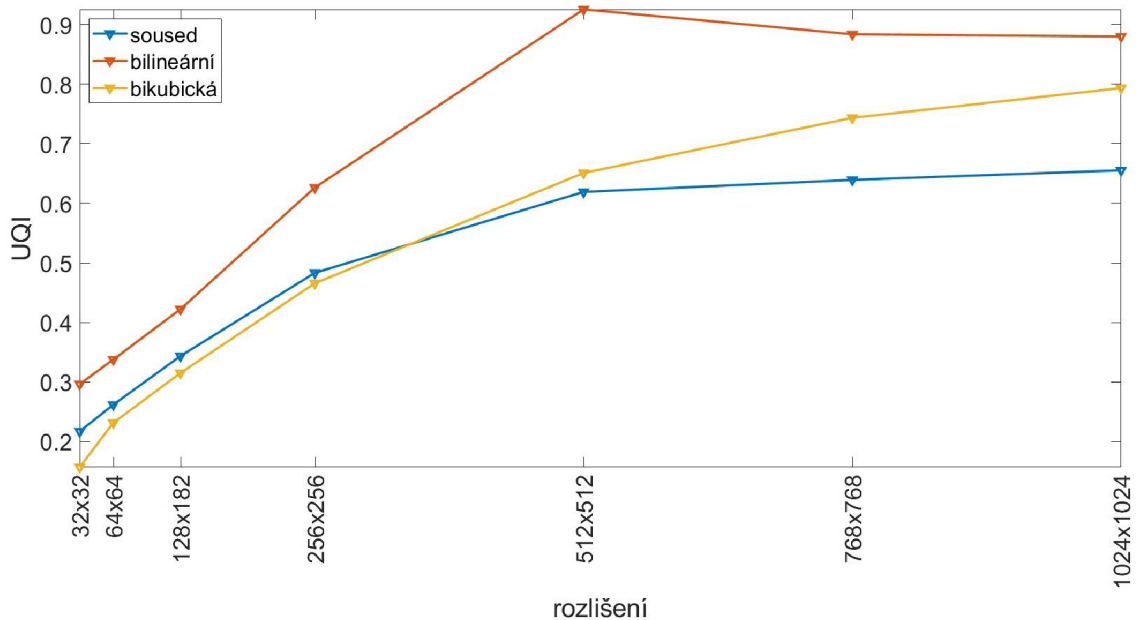
Obr. 4.8: Graf UQI pro 2x zvětšení

Výsledky UQI indexů se pohybují v intervalech od $\langle 0,7;0,98 \rangle$ pro bilineární, $\langle 0,6;0,91 \rangle$ pro nejbližšího souseda, $\langle 0,65;0,94 \rangle$ pro bikubický. Nejlepší výkon podává opět bilineární interpolace stejně jako v 4.5.



Obr. 4.9: Graf UQI pro 4x zvětšení

Na obrázku 4.9 pozorujeme větší rozpětí intervalu UQI indexu, tudíž strmější nárůst s rostoucím rozlišením v počátečních hodnotách od 32x32px do 512x512px. podle metriky UQI bikubické interpolace je si velmi podobná s interpolací nejbližšího souseda. Superiorní výkon v čtyřnásobném zvětšení opět podává bilineární interpolace v intervalu $\langle 0,5; 0,95 \rangle$.

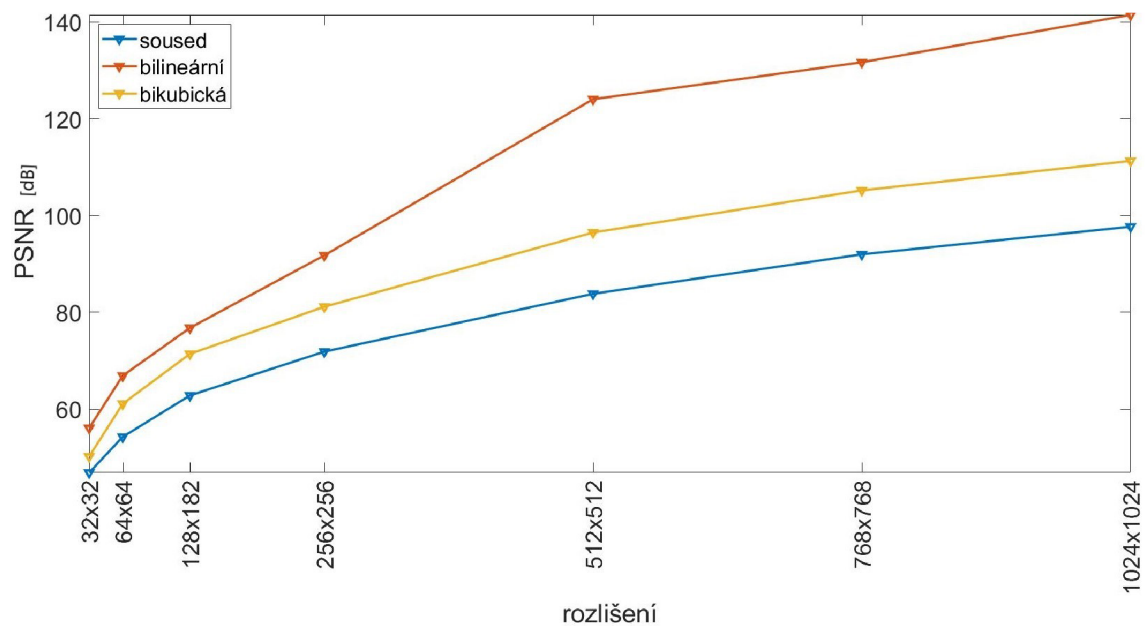


Obr. 4.10: Graf UQI pro 8x zvětšení

Graf 4.10 má nejstrmější charakter. Intervaly hodnot indexu UQI se pohybují od 0,18 do 0,93. Bikubická interpolace a metoda nejbližšího souseda se v menších rozlišeních do 512x512px moc neliší, rozdíly se objevují na rozlišeních větších 512.

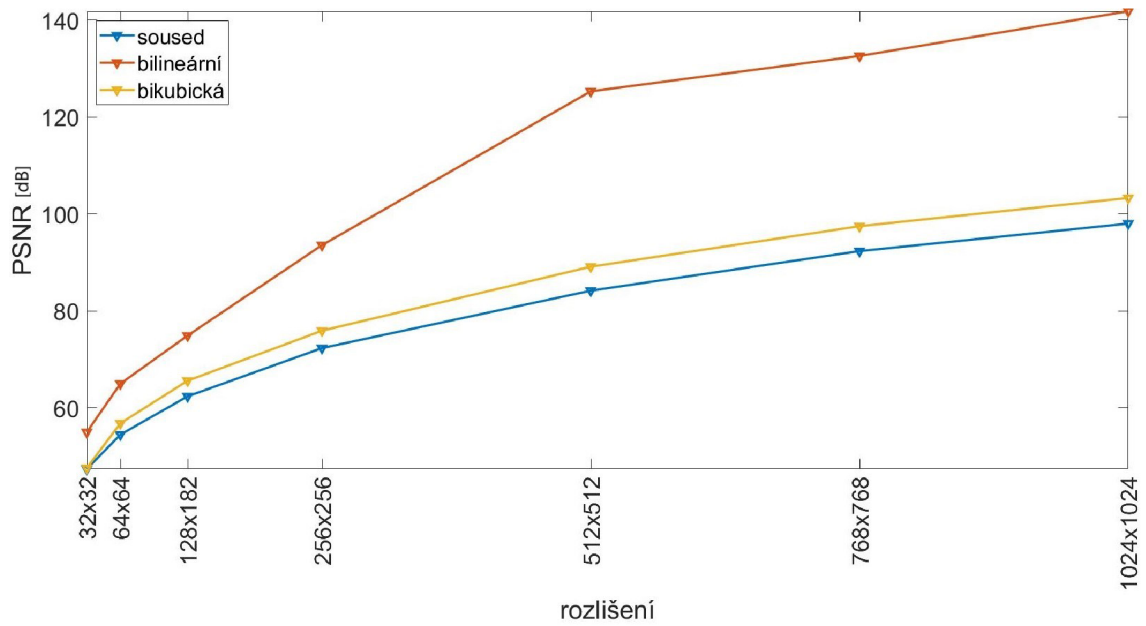
PSNR

Výpočet výsledků PSNR byl uskutečněný pomocí vlastní funkce $PSNR(img, ref)$, kde img je testovaný snímek a ref jeho referenci. Výsledky jsou uvedeny v decibelech dB. Obecně platí, čím větší je hodnota tím vyšší by měla být kvalita testovaného obrázku.



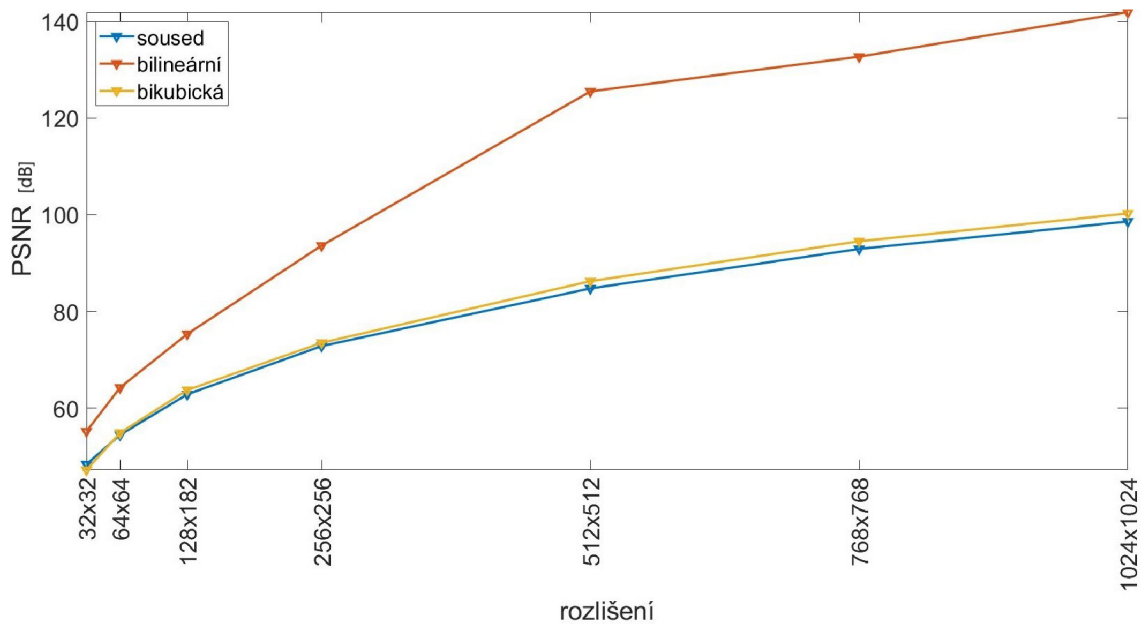
Obr. 4.11: Graf PSNR pro 2x zvětšení

Obrázek 4.11 zobrazuje výsledky PSNR pro jednotlivá rozlišení. Výsledky se pohybovaly od 50 k 142 [dB]. Výsledky stoupají v celém průběhu.



Obr. 4.12: Graf PSNR pro 4x zvětšení

Na grafu 4.12 průběhy nejbližšího souseda a bilineární interpolace nepodléhají větším změnám. Zjevný propad je pozorován u bikubického provedení.



Obr. 4.13: Graf PSNR pro 8x zvětšení

Na obr. 4.13 nepozorujeme razantní změny v PSNR oproti 4.12.

5 Subjektivní hodnocení výsledků

Profesionální vyhodnocení interpolačních metod bylo vytvořeno ve spolupráci s lékařem zabývajícím se radiodiagnostikou FN Motol Praha. Subjektivní hodnocení umožnila firma OR-CZ spol. s r.o.

5.1 Hodnocení interpolací

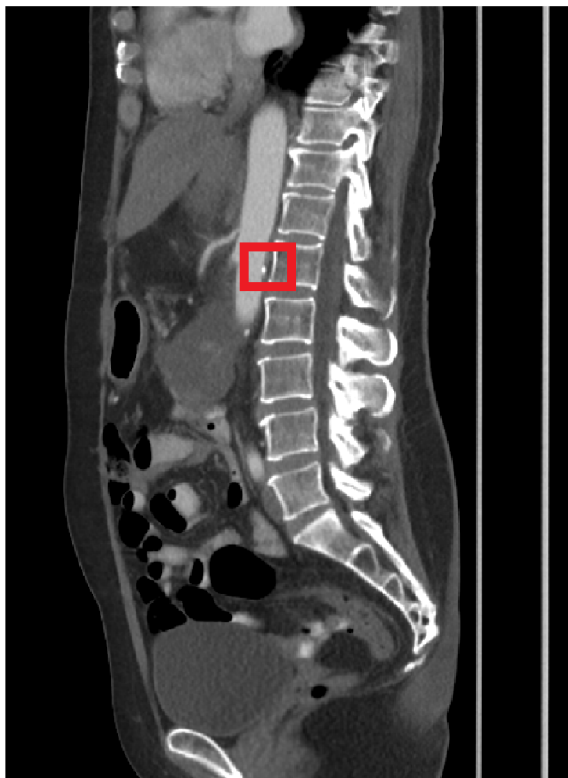
Provedeno porovnání kvality zvětšení CT snímků z několika vyšetření mezi třemi metodami interpolace – nejbližší soused, bikubická, bilineární. Hodnocení byla prováděná na zvětšených snímcích s důrazem na detaily jemných struktur. Zvětšení při hodnocení odpovídalo rozměrům při běžném diagnostickém vyšetření. Veškeré hodnocení bylo provedeno v dodaném programu Matlab Interpolace na systému Ubuntu 16.04. Nastavení hodnot jasu a kontrastu odpovídalo běžnému nastavení při subjektivní evaluaci snímku lékařem. Výsledky hodnocení byly vyneseny do tabulky 5.1 a celkově vyhodnoceny na škále 1-3, která reprezentuje prioritu výběru.

Modalita a obrázek	Bilineární	Bikubická	Soused
CT břicha - sagitální rek.	2	1	3
CT břicha - koronární rek	1	2	3
CT mozku - angiografie, MIP	1	2	3
CT mozku - angiografie, 3mm	1	1	3
CT mozku	1	1	2
CT plic - sagit. rek, intelobia	2	2	3
CT pyramid 1	1	1	3
CT lebky	2	1	3
CT plic - sagitální rek. 1	2	1	3
CT plic - sagitální rek. 2	2	1	3
průměr	1.5	1.3	2.9

Tab. 5.1: Hodnocení interpolací

Celkově nejlepší použitelnost má metoda bikubické interpolace. Rozdíly oproti bilineární interpolaci jsou minimální. Interpolace metodou nejbližšího souseda téměř ve všech případech byla nejméně přesná. Z lékařova závěru v následujících kapitolách vyplývá, že interpolace nejbližšího souseda je prakticky v diagnostice nepoužitelná.

5.1.1 CT břicha – angiografie, sagitální projekce

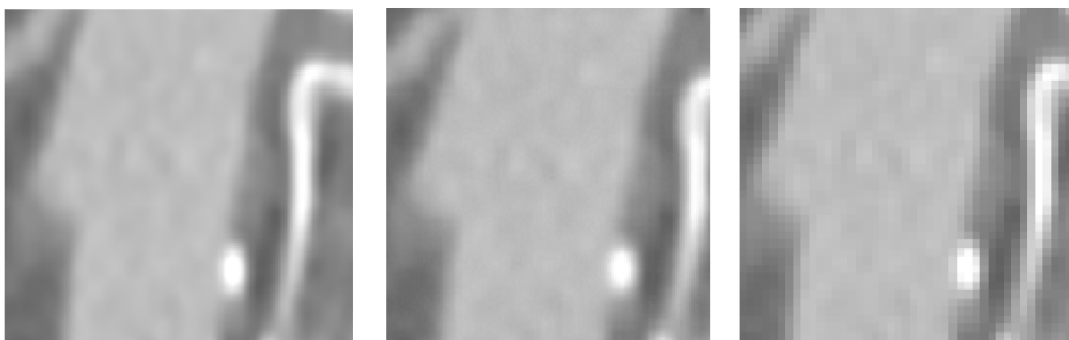


Na pořízeném snímku CT angiografie vidíme břišní aortu a její větve. Patrná je stenóza/zúžení v odstupu arterie mesenterica superior. Standardní rozlišení rekonstrukcí je relativně malé, proto se snímky zvětšují a nutná je interpolace zvětšení a detailů.

Na zvětšených snímcích se mírně lepší zdá bikubická interpolace, ale rozdíl proti bilineární je minimální. Při interpolaci metodou nejbližšího souseda rušivě působí jednotlivé pixely.

Obr. 5.1: CT břicha angiografie

Interpolace

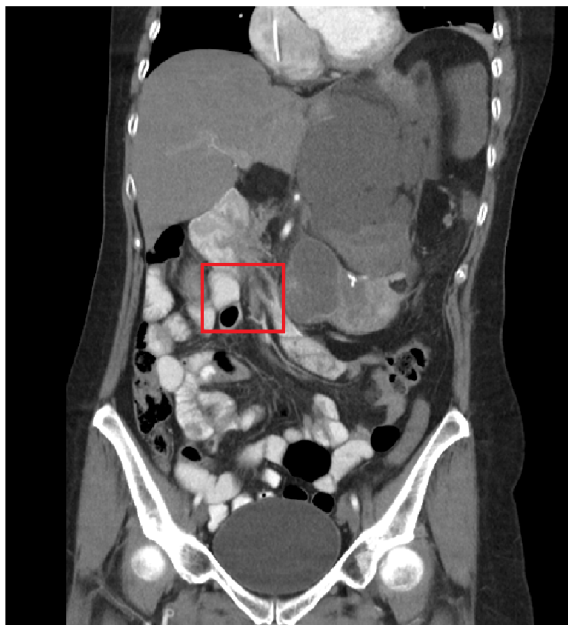


a) bikubická

b) bilineární

c) nejbližší soused

5.1.2 CT břicha – koronární projekce

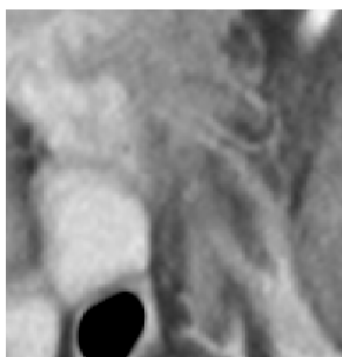


CT břicha, koronární rekonstrukce. Patrná je infiltrace v oblasti ledvinného hilu. Při hodnocení interpolace jsou hodnoceny jemné struktury peritonea, drobné cévy a ostrost stěny klíček tenkého střeva.

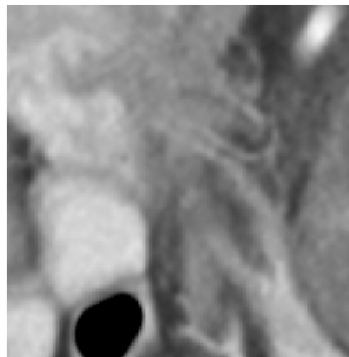
Na zvětšených snímcích se mírně lepší zdá být bilineární interpolace, ale rozdíl proti bikubické je minimální. Při interpolaci metodou nejbližšího souseda opět rušivě působí jednotlivé pixely.

Obr. 5.2: CT břicha koronární projekce

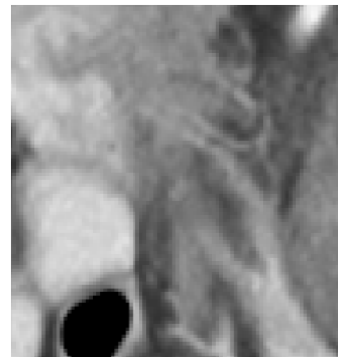
Interpolace



a) bikubická



b) bilineární



c) nejbližší sused

5.1.3 CT lebky, axiální rovina

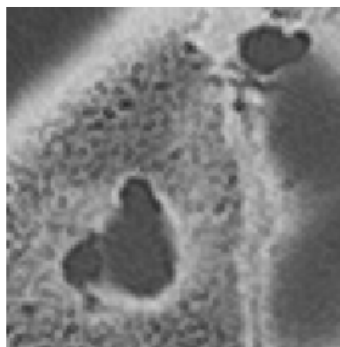


Zachycena oblast horního okraje lebky. Hodnocení skeletu se provádí např. po úrazech. Hodnocena ostrost jemné struktury skeletu je důležitá při hledání ev. fraktury. Zachycená ložiska jsou obvyklá tzv. cévní jezírka.

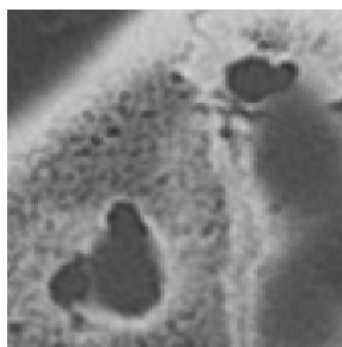
Na zvětšených snímcích se mírně lepší zdá bikubická interpolace, ale rozdíl proti bilineární je minimální. Interpolace metodou nejbližšího souseda je horší, rušivě působí jednotlivé pixely.

Obr. 5.3: CT lebky, axiální rovina

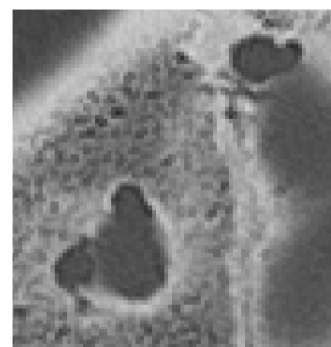
Interpolace



a) bikubická

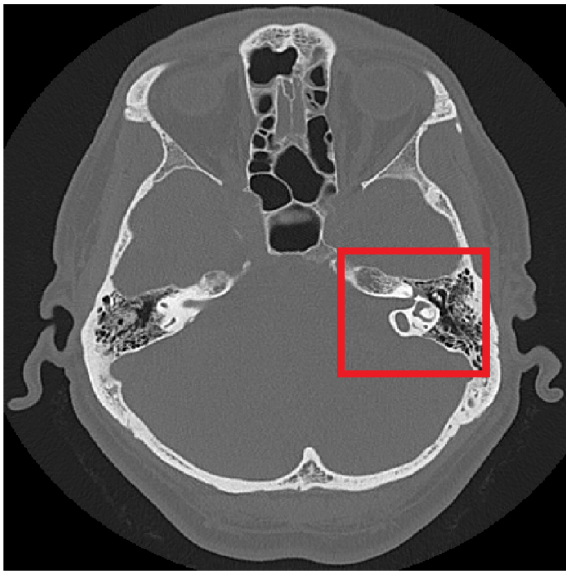


b) bilineární



c) nejbližší sused

5.1.4 CT pyramid, axiální rovina

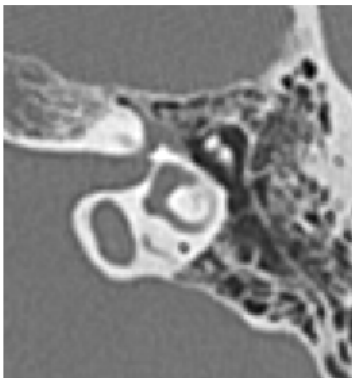


Zachycena oblast zadní jámy v jemných řezech. Vyšetření na patologie v oblasti pyramid. Hodnocena ostrost kontur pneumatizačního systému a jemných struktur v oblasti středního a vnitřního ucha.

Na zvětšených snímcích není rozdíl mezi bilineární a bikubickou interpolací. Interpolace metodou nejbližšího souseda je zřetelně horší, rušivě působí jednotlivé pixely.

Obr. 5.4: CT pyramid, axiální rovina

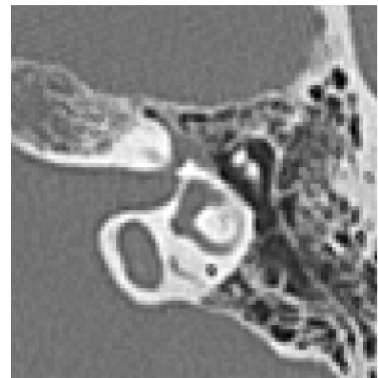
Interpolace



a) bikubická



b) bilineární



c) nejbližší soused

5.1.5 CT mozku – angiografie, MIP rekonstrukce

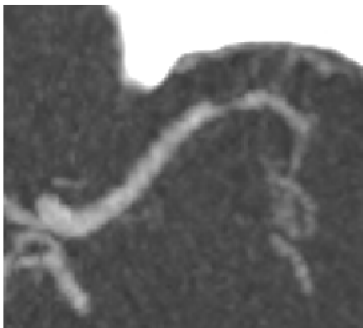


CT angiografie mozkových tepen, axiální rovina, MIP rekonstrukce. Zachyceny jsou odstupující cévy z Willisova okruhu. Hodnotí se jejich průchodnost a tím zásobení mozkové tkáně. V periferii arteria cerebri media vlevo patrné její zúžení.

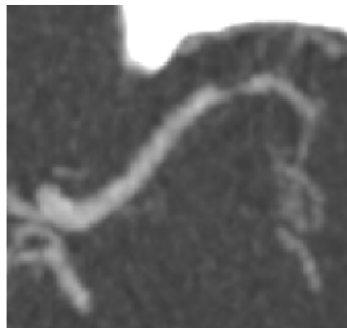
Na zvětšených snímcích se mírně lepší zdá bilineární interpolace, ale rozdíl proti bikubické je minimální. Při interpolaci metodou nejbližšího souseda rušivě působí jednotlivé pixely.

Obr. 5.5: CT angiografie mozkových tepen

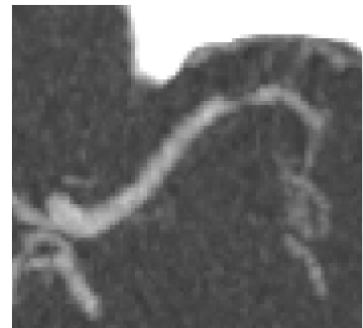
Interpolace



a) bikubická



b) bilineární



c) nejbližší soused

5.1.6 CT mozku, axiální rovina

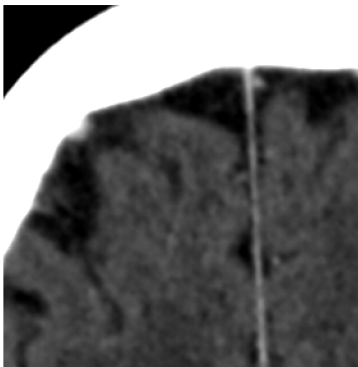


Obr. 5.6: CT mozku, axiální rovina

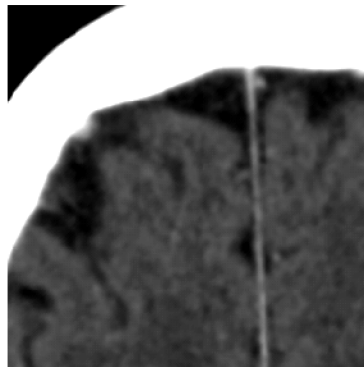
CT mozku, axiální rovina Zachycena kraniální, parietální část mozku s jednotlivými gyry a falx cerebri (vazivové septum mezi pravou a levou mozkovou hemisférou). Hodnocena ostrost kontur gyrů a zřetelnost rozhraní šedé a bílé hmoty.

Na zvětšených snímcích není rozdíl mezi bilineární a bikubickou interpolací. Interpolace metodou nejbližšího souseda je jen mírně horší, opět rušivě působí jednotlivé pixely, ale v podstatně menší míře než v ostatních případech.

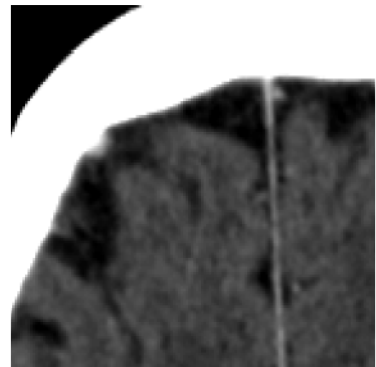
Interpolace



a) bikubická



b) bilineární



c) nejbližší

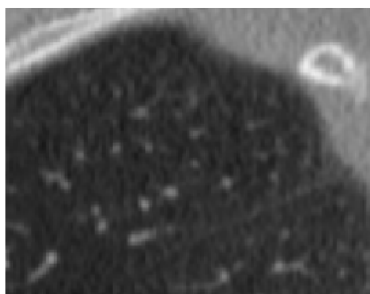
5.1.7 CT plic



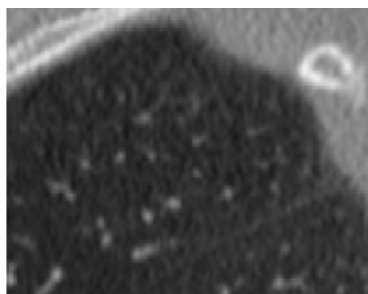
Obr. 5.7: CT plic, 3mm

CT plic, sagitální rovina, 3mm rekonstrukce. Zachyceno pravé plicní křídlo. Na snímku není patologie. Hodnocena ostrost kontury interlobií, což je hranice mezi jednotlivými plicními laloky a zřetelnost jemné plicní kresby. Na zvětšených snímcích není rozdíl mezi bilineární a bikubickou interpolací. Interpolace metodou nejbližšího souseda je jen mírně horší, opět rušivě působí jednotlivé pixely, ale proti ostatním metodám interpolace v podstatně menší míře.

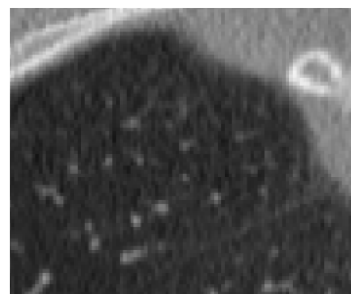
Interpolace



a) bikubická



b) bilineární



c) nejbližší soused

5.1.8 CT plic, sagitální rovina

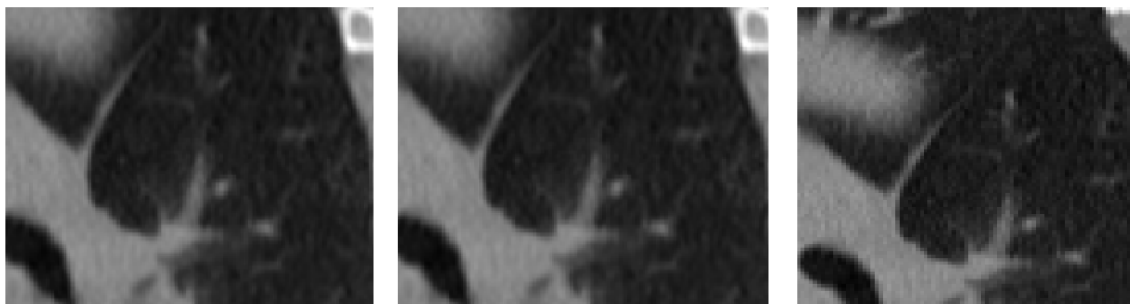


Zachyceno levostranné plicní křídlo, včetně srdce. Hodnocena ostrost jemné plicní kresby a interlobia. Na snímku není výraznější patologie.

Na zvětšených snímcích se mírně lepší zdá bikubická interpolace, ale rozdíl proti bilineární je minimální. Interpolace metodou nejbližšího souseda je horší, rušivě působí jednotlivé pixely.

Obr. 5.8: CT plic, sagitální rovina

Interpolace



a) bikubická

b) bilineární

c) nejbližší sused

5.1.9 CT plic, sagitální rovina, levostranné plicní křídlo



Zachyceno levostranné plicní křídlo v dolním laloku oblasti nevzdušného plicního parenchymu. Hodnocena ostrost jemné plicní kresby, interlobia a hranice mezi vzdušnou a nevzdušným plicním parenchymem.

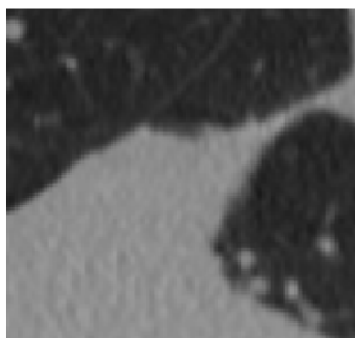
Na zvětšených snímcích se mírně lepší zdá bikubická interpolace, ale rozdíl proti bilineární je minimální. Interpolace metodou nejbližšího souseda je horší, rušivě působí jednotlivé pixely.

Obr. 5.9: CT plic, sagitální rovina, levostranné plicní křídlo

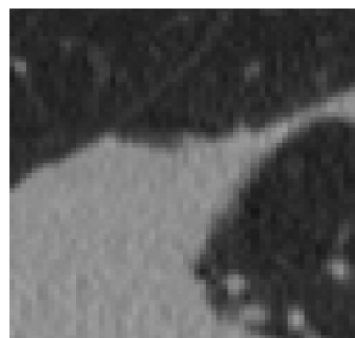
Interpolace



a) bikubická



b) bilineární



c) nejbližší sused

Poznámky lékaře k hodnocení

Dle lékaře subjektivního hodnocení rozdíl mezi bikubickou a bilineární interpolací zásadně neovlivní medicínskou kvalitu zobrazení a neměl by být příčinou falešně negativního či falešně pozitivního CT nálezu. Může však mít vliv na celkovou „pohodlnost“ a „příjemnost“ zobrazení, což může ovlivnit „pracovní pohodu“ hodnotícího lékaře. Jediný rozdíl (stále minimální) mezi bikubickou a bilineární interpolací se projevil při vyšším rozdílu denzit hodnocených struktur, typicky v plicním a kostním okně.

Závěr

V bakalářské práci jsem se věnoval implementaci interpolačních algoritmů na snímcích uložených ve formátu DICOM.

V úvodní části jsem stručně představil strukturu a funkčnost DICOM formátu. Dále popisuji základní problematiku, strukturu a provoz PACS systému, který plní archivační a komunikační úlohy v nemocničním prostředí.

Následně jsem provedl literární rešerši nejčastěji používaných interpolací. Ve druhé kapitole jsem popsal matematický model, vzorce interpolačních algoritmů používaných v DICOMových prohlížečích a jiných grafických softwarech.

V praktické části práce jsem naprogramoval postupy se třemi algoritmy: metody nejbližšího souseda, bilineární interpolaci, bikubickou interpolaci. Programovací úlohu jsem vytvořil v programovacím prostředí Matlab 2020a. Pro lepší uživatelskou práci jsem zpracoval grafické rozhraní.

V další kapitole jsem popsal nejpoužívanější objektivní vyhodnocovací metody pro práci s obrazovou dokumentací. Pomocí metod MSE, SSIM, PSNR, SSIM, UQI jsem vyhodnotil kvalitu naprogramovaných interpolačních algoritmů. Vytvořené funkce jsem hodnotil zejména z hlediska výpočetní náročnosti a ztrátovosti informace.

Zpracovaný program byl odeslán do Fakultní nemocnice Motol v Praze a byl použit pro subjektivní hodnocení radiologických snímků různých modalit lékaři zabývajícími se radiodiagnostikou.

Účelem bakalářské práce bylo porovnání interpolačních metod z hlediska výpočetní náročnosti, objektivní kvality pomocí metod SSIM, PSNR, MSE, SNR, UQI jak i použitelnosti v radiologickém provozu. Z dosažených výsledků jednoznačně převládá dominace bilineární interpolace, která v technických objektivních testech dosáhla nejlepších výsledků. Pozitivním ohlasem u radiologů se můžou těšit dvě metody: bilineární a bikubická interpolace. Zatímco metoda nejbližšího souseda je z výpočetního hlediska sice nejryhlejší, ale podle profesionálů z nemocničního prostředí nevhodná kvůli častým zkreslením a šumům.

Literatura

- [1] ŽÁRA, Jiří, 2004. Moderní počítačová grafika. 2., přeprac. a rozš. vyd. Brno: Computer Press. ISBN 80-251-0454-0.
- [2] LEHMANN, T. M., GÖNNER, C., SPITZER, K. Survey: Interpolation Methods in Medical ImageProcessing. IEEE Transactions on Medical Imaging. 1999, vol. 18, p. 1049 - 1075.
- [3] SONKA, Milan, Vaclav HLAVAC a Robert BOYLE, 2008. Image Processing, Analysis, and Machine Vision. Third edition. Stanford, CT 06902: Centage Learning. ISBN 978-0-495-24438-7.
- [4] S. PIANYKH, Oleg, 2008. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). 1. Springer-Verlag Berlin Heidelberg: Springer. ISBN 9783540745709.
- [5] DREYER, Keith, David S.HIRSCHORN a James H.THRALL, MEHTA, Amit, ed., 2006. PACS A Guide to the Digital Revolution. Second Edition. New York, NY 10013, USA: Springer. ISBN 10: 0-387-26010-2.
- [6] S. PIANYKH, Oleg, S. TERNOVOY, V. E. SINITSYN a D. USTYUZHANIN, 2009. Efficiency of DICOM image compression algorithms for reducing file transfer time for teleradiology. European Society of Radiology, DOI: 10.1594/ecr2009/C-290.
- [7] Dicom library [online]. [cit. 2020-06-03].
Dostupné z: <https://www.dicomlibrary.com/>
- [8] DIGITAL IMAGE INTERPOLATION, 2005. Www.cambridgeincolour.com [online]. Cambridge: Cambridge in Colour [cit. 2019-11-10]. Dostupné z: <https://www.cambridgeincolour.com/tutorials/image-interpolation.htm>
- [9] DICOM LIBRARY, 2006. In: <https://www.dicomlibrary.com/> [online]. EU: SOFTNETA company [cit. 2019-12-25]. Dostupné z: <https://www.dicomlibrary.com/?manage=1b9baeb16d2aeba13bed71045df1bc65>
- [10] Current edition dicom, 2009. Dicomstandart [online]. 1300 North 17th Street, Suite 900, Arlington, Virginia 22209: NEMA [cit. 2019-12-27]. Dostupné z: <https://www.dicomstandard.org/current/>
- [11] PACS system, 2016. In: Orcz.cz [online]. Moravská Třebová: ORCZ [cit. 2019-12-31]. Dostupné z: <https://www.orcz.cz/cs/produkty/marie-pacs>

- [12] ZHOU WANG a A.C. BOVIK, 2002. A universal image quality index. IEEE Signal Processing Letters. 9(3), 81-84. DOI: 10.1109/97.995823. ISSN 1070-9908.
- [13] The Evolution of Video Quality Measurement: From PSNR to Hybrid Metrics, 2008. IEEE Transactions on Broadcasting [online]. 2008, 8 [cit. 2020-06-02]. DOI: 10.1109/TBC.2008.2000733. ISSN 1557-9611. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4550731>
- [14] VAIPOULOS, Aristidis D., 2001. ImageQualityindex. Www.mathworks.com [online]. The University of Texas at Austin, Austin, TX: Department of Electrical and Computer Engineering [cit. 2020-04-18]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/41464-image-quality-index-analysis-gui>
- [15] Radiopaedia.org, 2005. Radiopaedia.org [online]. Radiopaedia Australia Pty Ltd, PO Box 274, Kew VIC 3101: Radiopaedia [cit. 2020-05-08]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org>
- [16] Dicom.nema.org [online], 2006. Arlington, VA 22209, USA: dicom NEMA [cit. 2020-05-08]. Dostupné z: http://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/chtml/part03/sect_C.8.15.3.10.html
- [17] KNIGHT, Keith, 1999. Mathematical Statistics. 1. University of Toronto, Ontario, Canada: CRP Press. ISBN 9781584881780.
- [18] Zhou Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh and E. P. Simoncelli, "Image quality assessment: from error visibility to structural similarity,"IEEE Transactions on Image Processing, vol. 13, no. 4, pp. 600-612, April 2004, doi: 10.1109/TIP.2003.819861.

Seznam symbolů, veličin a zkratk

AE	Application Entity – Aplikační entita
CT	computed tomography – výpočtová tomografie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
IOD	Information Object Definition – Informační objekt
JPEG	Joint Photographic Experts Group – kompresní mechanismus
LOCO-I	Low Complexity Lossless Compression for Images
MRI	Magnetic resonance – magnetická rezonance
MIP	maximal intensity projection - projekce maximální intenzity
MSE	Mean square error - střední kvadratická chyba
NUI	Network Unit Interface
NM	Nuclear medicine imaging – Zobrazování v nukleární medicíně
OB	Other Byte String – datová reprezentace
OW	Other Word String – datová reprezentace
PACS	Picture archiving and communication system - systém datové a obrazové dokumentace a komunikace
PSNR	Peak to signal ratio - poměr špička šum
SNR	Signal noise ratio - poměr signál šum
SOP	Service Pair Object - servisní párový object
TCP/IP	Transmission Control Protocol / Internet Protocol – sada síťových komunikačních protokolů
UQI	Image quality index - index kvality obrazu
US	ultrasound - ultrazvuk
WG	Working Group – pracovní skupiny
VR	Value Representation - Reprezentace hodnot
VL	Value Length - Délka hodnot
VF	Value Field - Pole hodnot
ZIP	typ komprese

Seznam příloh

A Obsah přiloženého CD

69

A Obsah přiloženého CD

- Matlab aplikace
- Bakalářská_práce.pdf
- snímky_dicom