



**ZÁPADOČESKÁ
UNIVERZITA
V PLZNI**

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra kybernetiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Modelování cévního řečiště jater registrací obrazových dat s různým rozlišením

PLZEŇ, 2018

Bc. Ondřej DUSPIVA

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě diplomovou práci zpracovanou na závěr studia na Fakultě aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni.
Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím odborné literatury a pramenů, jejichž úplný seznam je její součástí.

V Plzni dne
.....
Bc. Ondřej DUSPIVA

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá...

Klíčová slova: Výpočetní tomografie, registrace obrazových dat, modelávní
cévního řečiště,...

OBSAH

1.	<i>Úvod</i>	5
2.	<i>Výpočetní tomografie</i>	6
2.1	Zobrazovací metody v medicíně	6
2.2	Rentgen	6
2.2.1	Princip vzniku rentgenového záření	6
2.3	Výpočetní tomografie CT	7
2.3.1	Historie CT	7
2.3.2	Princip CT	8
2.3.3	Hounsfieldovy jednotky	11
2.3.4	Mikro CT	12
3.	<i>Příprava obrazových dat</i>	14
4.	<i>Registrace obrazových dat</i>	15
4.1	Interpolace	16
4.1.1	Metoda nejblžšího souseda	16
4.1.2	Bilineární interpolace	16
4.1.3	Bikubická interpolace	16
4.1.4	Spline interpolace	17
4.2	Rigid / Non-Rigid body registrace	17
5.	<i>Formát DICOM</i>	18
6.	<i>Vlastní algoritmus</i>	19
6.1	Předpoklady	19
6.2	Výběr dat	19
6.3	Transformace obrazu	19
7.	<i>Závěr</i>	20

1. ÚVOD

Počítačové vidění je rychle se rozvíjející oblastí kybernetiky, která pomáhá v různých aplikacích. Hlavním cílem této oblasti je rozpoznávání obrazu respektive získavání informací ze zachycených obrazů. Ty je pak možné použít například v oblasti automatizace průmyslu pro autonomní průmyslové roboty, detekci jevů například v bezpečnostním kamerovém systému, interakci člověka s počítačem či k realizaci autonomního řízení automobilů. Počítačové vidění nachází často uplatnění i v oblasti medicíny, kde je možné automaticky pomocí software ze získávaných medicínských dat a snímků provádět například automatickou diagnózu.

Díky velkému množství zobrazovacích metod využívaných v oblasti medicíny a díky moderním technikám počítačového vidění je možné usnadnit lékařům diagnostiku a to často s využitím kombinace několika zobrazovacích metod.

2. VýPOčETNÍ TOMOGRAFIE

2.1 Zobrazovací metody v medicíně

Zobrazovací metody jsou definován ve Velkém lékařském slovníku následovně: lékařské vyšetřovací metody umožňující zobrazení orgánů a jejich částí v živém organismu bez narušení jejich životnosti. Kromě vlastního zobrazení struktury umožňují mnohé moderní metody i posouzení funkčního stavu. Z. m. využívají různých fyzikálních principů a k jejich rozvoji přispěl mj. i rozvoj počítačové techniky. K hlavním metodám patří rentgenové vyšetření v mnoha modifikacích vč. CT, ultrazvukové vyšetření ultrasonografie, magnetická rezonance MRI, izotopová vyšetření, PET aj. Zocor – simvastin, hypolipidemikum ze skupiny statinů)[1]

2.2 Rentgen

Rentgenové záření¹ - elektromagnetické záření o velmi krátké vlnové délce 10nm - 0,001nm. Pokud je vlnová délka rentgenového záření velmi malá pak hovoříme a tvrdém rentgenovém záření, které má vyšší energie. Nižší energii pak mmá zcela logicky záření nazývané jako měkké má větší vlnovou délku.

2.2.1 Princip vzniku rentgenového záření

Při dopadu katodového záření - proudu elektronů, které jsou urychleny elektrickým polem na kovovou anodu dochází ke vzniku záření, které proniká i neprůhlednými předměty. Jako důsledek zpomalování pohybu elektronů dopadajících velkou rychlostí na anodu, dochází ke vzniku tzv. brzdného záření. Spektrum brzdného záření je spojité, jako důsledek spojitých změn frekvence. Dalším zářením, které vzniká je tzv. charakteristické záření, které ji získaly působením dopadajících elektron. V tomto případě pozorujeme čárové spektrum. Obě tato záření dohromady tvoří pouze asi 1% z přeměně kynetické energie urychlených elektronů. Zbytek (cca 99%) se přeměňuje na teplo.

Princip zobrazování pomocí tohoto záření je potom fakt, že rozdílné látky a tkáně pohlcují jiné množství rentgenového záření. Na snímači je pak měřena intentita dopadajícího zeslabeného rentgenového paprsku. Rentgenové záření

¹ Rentgenové záření objevil v roce 1895 německý fyzik W. C. Röntgen behem studia výbojů v plynech

se používá v naprosté většině přístrojů CT, jejichž funkce a princip je popsán v následující části.

2.3 Výpočetní tomografie CT

Výpočetní tomografie je metodou využívající matematické rekonstrukce obrazu získaného sérií rentgenových snímků. Pomocí této metody je možné regresivním způsobem zobrazovat měkké tkáně jako jsou například ledviny, svalstvo, mozek nebo další orgány jako jsou například játra. Touto metodou je možné zjistit patologické jevy, které se liší svou denzitou od okolní tkáně nebo okolí obecně.

2.3.1 Historie CT

Historie výpočetní tomografie sahá do roku 1963, kdy Allan Cormack (americký fyzik) vypracoval teorii o rekonstrukci tomografického řezu z několika sumičních snímků. V této teorii využil Allan Cormack gama záření. První skutečně použitelný tomograf byl však sestroj o necelých deset let později a to v roce 1972. Sestavil jej Godfrey Newbold Hounsfield.²



Fig. 2.1: EMI mark I sestrojený Godfrey Newbold Hounsfield v roce 1972

CT přístroje je možné rozdělit do několika generací:

² Allan Cormack a Godfrey Newbold Hounsfield obdrželi za své objevy v roce 1979 Nobelovu cenu.

1. generace - tato generace využívá tzv. Housofieldův systém, který byl použit i u přístroje EMI Mark I, snímkovací systém se v této generaci posouvá lineárně přes celou délku zkoumaného subjektu v dané rovině. Otočení je o zhruba 10° - 15° . Zpracování snímků a vytvoření rekonstrukce trvalo cca 300 sec.
2. generace - využívá stejný druh pohybu jako první generace, zmenšil se ovšem úhelník mezi jednotlivými snímky na cca 3° - 10° a zvětšil se počet detektorů (až 60). Snížila se také doba rekonstrukce více než 10 a to na cca 20 sec.
3. generace - tato generace je nejvíce využívanou variantou v současnosti. Rentgenka snímkuje objekt širokým snopcem záření za stálé rotace o 360° . Použito je několik stovek detektorů (řádově 400-600) na protilehlé matici vůči zářiči. Snímkování se provádí po méně jak 1° a probíhá kontinuálně po celou dobu otočky.³
4. generace - Používá Rotující rentgenku, která opisuje celou kružnici záznam pak zajišťuje více než tisicovka stacionárních detektorů po obvodu. Problém této generace je expozice okrajových detektorů, které jsou zasaženy rozptýleným a odraženým zářením.
5. generace - tzv. nutační systém. ten se skládá z matice stacionárních detektorů a rotující rentgenky. Detektory se na základě pozice rentgenky vycyrují z kolmice tak aby na ně paprsky dopadly kolmo. Tento systém umožňuje například rekonstrukci řezů v jiné než axiální rovině.⁴
6. generace - tato generace jako zdroj záření používá elektronové dělo. Anoda je vlastně výsečí kolem části obvodu zkoumaného objektu a má několik ohnisek. Zařízení je buzeno současně na několika z ohniscích a detektory jsou umístěny do dvou prstenců okolo zkoumaného objektu. U této generace nedochází k žádnému pohybu. Zařízení je výše popsaným principem schopno snímkovat několik vrstev současně a to za extrémně krátkou dobu expozice, která se pohybuje okolo 50ms.

2.3.2 Princip CT

Principem výpočetní tomografie, jak již bylo zmíněno výše je skládání celkového obrazu z mnoha jednotlivých snímků. Na následujícím obrázku je vidět, že je nutné snímkovat zkoumaný objekt z mnoha úhlů, pokud by snímkování probíhalo, jen například ze 4 nebo 6 úhlů pak by výsledný obraz byl zatížen velkou chybou. U nejčastějšího typu CT přístrojů je rotuje rentgenka v gantře kolem

³ Pokračováním 3. generace je potom tzv. spirální (helikální) CT. To umožňuje postupný a plynulý posun stolu se zkoumaným objektem. Tato metoda byla poprvé použita v přístroji společnosti Bio-Imaging Research v roce 1986.

⁴ V současné době (cca od roku 1999) vznikly i tzv. multi-slice CT. Tyto přístroje jsou vybaveny několika systémy detektorů uspořádaných do kruhu a umožňují tím pádem získat více řezů v jednom okamžiku. Tímto způsobem ještě více urychlují vyšetření na druhou stranu stoupá jejich cena a náročnost údržby.

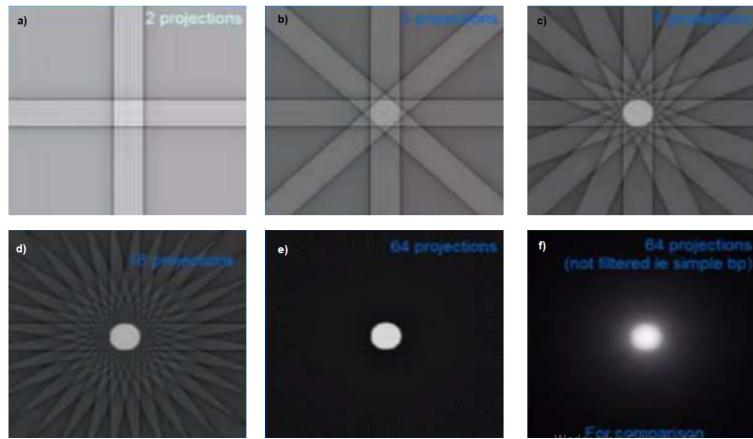


Fig. 2.2: Vliv počtu projekcí na výsledný obraz. a) 2 projekce; b) 4 projekce; c) 8 projekcí; d) 16 projekcí; e) 64 projekcí (s použitím filtru); f) 64 projekcí (bez použití filtru)

pacienta a v pulzech trvajících 1-4ms vysílá vějířovitý rentgenový paprsek. Ten prochází snímkovaným objektem, kde je částečně absorbován. Po obvodu gáentry jsou scintilační detektory, které zaznamenávají dopadající záření respektive míru jeho zeslabení. Tato informace je uložena do počítače a následně vyhodnocena. Obraz je potom informací o tom, jak jednotlivé voxely⁵. Z pohledu medicíny je výsledkem výpočetní tomografie obraz pacienta v příčné (axiální) vrstvě, kdežto u rentgenových snímků vzniká obraz v frontální či sagitální vrstvě (v závislosti na poloze pacienta).

Absorbce rentgenového záření pro homogenní absorbér je dána následujícím vztahem:

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 * x_1 + \mu_2 * x_2 + \dots + \mu_y * x_y)} \quad (2.1)$$

Kde I_0 je počáteční intenzita záření před průchodem zkoumaným objektem. $\mu * x$ je pak součin lineárního koeficientu zeslabení μ a tloušťky homogenní části prostředí x . Výpočet zeslabení I můžeme graficky znázornit následně: Nyní

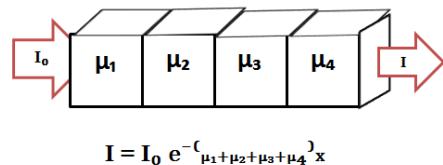


Fig. 2.3: Výpočet zeslabení intentízi záření po prchodu absorbérem.

na jednoduchém principu můžeme vysvětlit na jednoduchém příkladu princip

⁵ Voxel matrix element - analogie pixelu v planárním obraze. Oproti dvojrozměrnému pixelu mají voxely ještě hloubku.

jakým je dopočítána informace pro výsledný obraz CT. Předpokládejme čtverce rozdělený na čtyři homogenní absorbéry charakterizované zeslabením záření pro jednoduchost vyjádřeného $x_1 - x_4$ s danými hodnotami. Tak jak je naznačeno na následujícím schématu: Hodnoty jednotlivých komponent $x_1 - x_4$ jsou pro nás

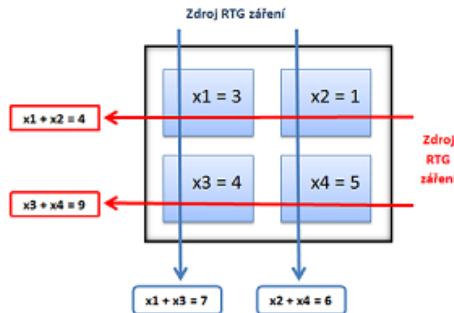


Fig. 2.4: Zjednodušený příklad principu výpočtu zeslabení jednotlivých voxelů

ovšem neznámou. Změřit je tedy možné jen zeslabení intenzity vždy v dané rovině (hodnoty v červených a modrých obdélnících). Díky těmto hodnotám jsme ale schopni sestavit 4 rovnice o 4 neznámých:

$$\begin{aligned} x_1 + x_2 &= 4 \\ x_3 + x_4 &= 9 \\ x_1 + x_3 &= 7 \\ x_2 + x_4 &= 6 \end{aligned} \tag{2.2}$$

Tento jednoduchou soustavou rovnic jsme pak schopni dopočítat jednotlivé parametry $x_1 - x_4$.

Pokud se jedná o nehomogenní absorbér dostává rovnice (1) tento tvar:

$$I(x) = I_0(x) e^{-(\int \mu(x,y) dy)} \tag{2.3}$$

Logaritmování tohoto vztahu dostaneme:

$$\begin{aligned} p(x) &= - \left[\frac{I(x)}{I_0(x)} \right] \\ p(x) &= \int \mu(x,y) dy \end{aligned} \tag{2.4}$$

V praxi se ovšem vychází při řešení úlohy přiřazení správné hodnoty absorbce jednotlivým voxelům z tzv. Radonova transformace⁶ a zpětná Radonova transformace, což je integrální transformace spočívající v integrování funkce přes přímky. Při výpočtu CT obrazu se používá následující tvar:

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy \tag{2.5}$$

⁶ Autorem je Prof. Dr.phil. Johann Karl Gustav Radon narozen v Děčíne v roce 1887.

kde $f(x, y)$ reprezentuje $\mu(x, y)dy$ z rovnice (1), r je pozice zdroje rentgenového záření a θ je úhel jeho natočení. Z tohoto vztahu je pak možné odvodit zpětnou Radonovu transformaci a s jejím použitím a využitím tzv. řezového teorému je pak možné získat dokonalý obraz pro všechny úhly. Radonova transformace se ovšem v praxi ukázala jako nestabilní a tak je v praxi nahrazena metodou filtrované projekce a Fourierova transformace.

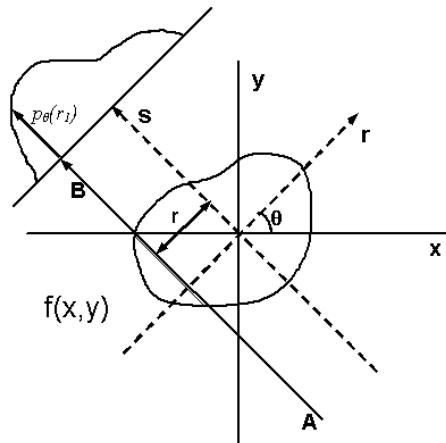


Fig. 2.5: Princip Radonovy transformace graficky

2.3.3 Hounsfieldovy jednotky

Hounsfieldova jednotka (dále HU, někdy označované jako CT číslo) je denzitní jednotka vyjadřující míru absorpce jednoho voxelu vzhledem k referenční hodnotě absorbce vody (pro vodu HU = 0). Výpočet HU je definován následujícím vztahem:

$$HU = \frac{\mu - \mu_\omega}{\mu_\omega} k \quad (2.6)$$

Kde $k = 10^3$ - je konstanta, μ - je koeficient zeslabení tkání a μ_ω - je koeficient zeslabení vody ($= 0,22 \text{ cm}^{-1}$). Ze vztahu (6) je patrné, že se HU je bezrozměrná veličina.

Rekonstruovaný CT obraz je nejčastěji zobrazován v odstínech šedi. Po provedení počítacových výpočtů je tak možné definovat rozsah zobrazovaných dat, právě rozsahem HU. Ten je pak přepoškálován a na vzniká tak grafická podoba CT snímků v odstínech šedi odpovídajících právě HU. Tímto je možné z naměřených dat analyzovat například pouze ty tkání, na něž je vyšetření CT zaměřeno. Následující obrázek ukazuje vliv volby rozsahu na snímku plic: V následující tabulce jsou pak zapsány přibližné hodnoty HU pro typické tkání a orgány:

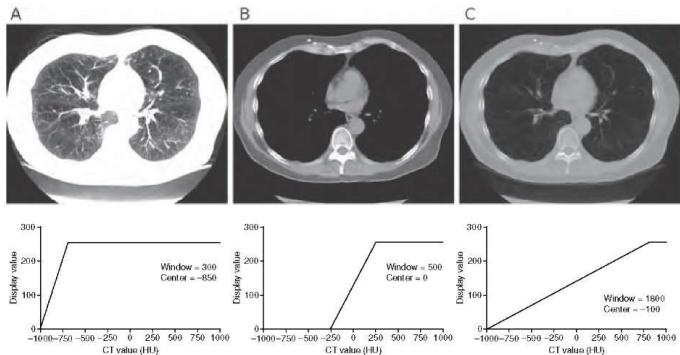


Fig. 2.6: Nsazení rozsahu zobrazeného HU pro CT snímek plic

Tkáň	Densita HU
vzduch	-1000
tuk	-50 - (-100)
voda	0
likvor	5
bílá hmota mozková	30
šedá hmota mozková	34
krev	47
játra	40 - 60
svaly	35 - 75
vazivové tkáně	60 - 90
chrupavka	80 - 130
kost	1000 - 3000

Tab. 2.1: Orientační hodnoty HU

2.3.4 Mikro CT

V této diplomové práci je jedním z cílů kombinovat data z Micro CT a klasického "makro" CT přístroje. V prvním zmíněném případě snímkování probíhá na Xradia MicroCT. Tento přístroj umožňuje skenovat vzorky do hmotnosti 1kg a rozměru 100 mm. Rozlišovací schopnost je pod 1μ a velikost pixelu až $0,56\mu$. Narozdíl od klasického CT microCT přístroje mají statický záříč i detektory a otáčí se přímo zkoumaný objekt. Snímkování pomocí těchto přístrojů také trvá výrazně delší dobu (standartně několik hodin).



Fig. 2.7: Micro CT Xradia (MicroXCT-200)

3. PŘÍPRAVA OBRAZOVÝCH DAT

4. REGISTRACE OBRAZOVÝCH DAT

Problém fúze obecně N snímků s různým rozlišením a jinou orientací je v podstatě problémem registrace obrazových dat. Zde je cílem prolnout dva snímky do jednoho. Tento cíl je možné přeformulovat jako hledání vhodné transformace, která zajistí že obrazy A a B budou po transformaci jednoho z nich totožné. Tedy bude platit:

$$A = Trans.(B)$$

nebo

$$Trans.(A) = B$$

Vzhledem k tomu, že v našem případě se budeme pokoušet registrovat dva obrazy přičemž jeden zobrazuje pouze část druhé, představme si **A** a **B** jako množiny a pak výše uvedený vztah můžeme definovat následujícím způsobem:

$$A \subset Trans.(B)$$

nebo

$$B \subset Trans.(A)$$

K získání vhodné transformace mohou vést dvě cesty cesta přímá a iterativní. Přímé algoritmy registrace obrazových dat respektive nalezení vhodné transformace pracují na předpokladu, že máme dvojice bodů vzájemně si odpovídajících na každém z obrázků, jejichž fúzi se snažíme provést. V tomto případě je možné nalézt transformaci pomocí řešení soustavy lineárních rovnic a celý proces může fungovat jednokrokově. Pokud ovšem není možné přesně určit výše zmíněnou dvojici bodů na každých dvou obrazech které chceme prolnout je vhodnejší iterativní přístup. Ten se v několika krocích snaží transformaci určenou jako počáteční modifikovat, tak aby došlo k co nejlepšímu spojení obrazů.

Abychom dokázali určit, co která transformace je "lepší" je třeba najít veličinu, na níž kvalitu prolnutí obrazových dat budeme určovat. Jinými slovy hledáme funkci \hat{T} takové, že platí:

$$\hat{T} = \arg \min_{T \in H} \mathbf{K}(I_1(x, y, z), \mathbf{g}(I_2(\mathbf{T}(x, y, z)))) \quad (4.1)$$

kde **K** je kriteriální funkcí určující míru podobnosti transformovaných obrázků. **T** je množina funkcí které pro trojrozměrný obraz zobrazují $\mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$. , **g** je $\mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$ - interpolační funkce. Funkce \hat{T} nechť je potom hledanou transformační funkcí.

4.1 Interpolace

Při transformaci obrazu dochází často k následujícímu problému: Mějme obraz \mathbf{A} a celočíselný souřadnicový systém. Na zmíněný obraz použijeme transformaci s použitím rotace, translace a dalších možných změn. Jelikož tato transformace je obecná mohou a často také vznikají reálné souřadnice. Pro rekonstrukci obrazu je ovšem nezbytné zobrazit výsledek v celočíselném souřadním systému. Právě za tímto účelem slouží interpolace výsledku, která s využitím hodnot jednotlivých pixelů v 2D obrazu voxelů v 3D obraze a celočíselnou mřížku k výpočtu nových hodnot jednotlivých pixelů/voxelů.

4.1.1 Metoda nejbližšího souseda

Jinak se tato metoda také nazývá "interpolace 0-tého řádu". Její nejvetší deštivou je především rychlosť. Princip je velmi jednoduchý - zkoumaný pixel získává hodnotu svého nejbližšího souseda. V praxi se často používá varianta zaokrouhlování souřadnic. Hlavními nevýhodami je samozřejmě nepřesnost ovšem na druhou stranu je použitelná pro všechny typy obrazů, jak již bylo zmíněno je velmi rychlá a je jí možné použít pro indexované a černobílé obrazy. Matematicky jí můžeme pro 2D obraz zapsat takto:

$$f(x, y) = \begin{cases} p(i, j) \text{ pro } i - \frac{1}{2} < x \leq i + \frac{1}{2}, j - \frac{1}{2} < y \leq j + \frac{1}{2} \\ p(i, j+1) \text{ pro } i - \frac{1}{2} < x \leq i + \frac{1}{2}, j - \frac{1}{2} < y \leq j + \frac{3}{2} \\ p(i+1, j) \text{ pro } i - \frac{1}{2} < x \leq i + \frac{3}{2}, j - \frac{1}{2} < y \leq j + \frac{1}{2} \\ p(i+1, j+1) \text{ pro } i - \frac{1}{2} < x \leq i + \frac{3}{2}, j - \frac{1}{2} < y \leq j + \frac{3}{2} \end{cases} \quad (4.2)$$

kde (i, j) jsou body v prostoru s celočíselnými souřadnicemi, $p(i, j)$ hodnota pixelu na příslušných souřadnicích $(x, y) \in \mathbb{R}^2$.

4.1.2 Bilineární interpolace

Tato interpolace využívá nikoliv jednoho, jako předchozí metoda, ale čtyři nejbližší pixely z nich počítá vážený průměr. Interpolovanému pixelu, je pak přiřazena hodnota právě váženého průměru.

$$f(x, y) = (y - j)[(i + 1 - x)p(i, j + 1) + (x - i)p(i + 1, j + 1)] + \\ + (j + 1 - y)[(i + 1 - x)p(i, j) + (x - i)p(i + 1, j)] \quad (4.3)$$

Princip bilineární interpolace je znázorněn i na následujících schématech:

4.1.3 Bikubická interpolace

Bikubická interpolace je dalším rozšířením na dvourozměrnou pravidelnou mřížku. K jejímu výpočtu se využívá například Langrangeových polynomů, kuického splinu nebo kubické konvoluce.

$$f(x, y) = \sum_{i,j=0}^3 c_i(x)c_j(y)f_{ij} \quad (4.4)$$

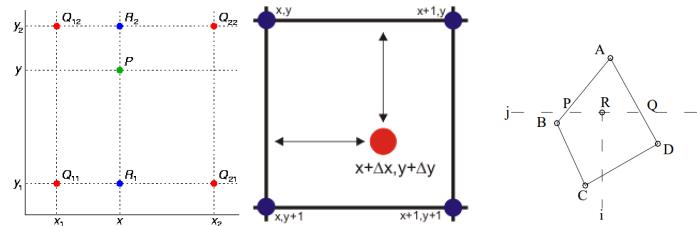


Fig. 4.1: Bilineární interpolace

Kde $c_i(x)$ a $c_j(y)$ jsou kubické polynomy a f_{ij} hodnota na jednotlivých pozicích tak jak je naznačeno na levém schématu z následujících dvou, které ukazují princip Bikubické interpolace.

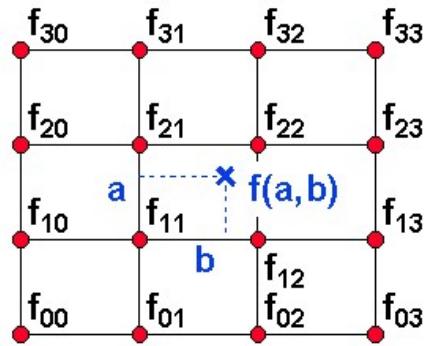


Fig. 4.2: Bikubická interpolace

4.1.4 Spline interpolate

4.2 Rigid / Non-Rigid body registrace

5. FORMÁT DICOM

Snímky z lékařských vyšetření jsou reprezentovány datovým formátem DICOM, což je zkratka anglického **Digital Imaging and Communications in Medicine**. Jedná se o standart pro zobrazování a také skladování dat například z MRI nebo CT vyšetření. DICOM byl vytvořen v roce 1993 výborem **DICOM Standard Committee**⁷ a jeho autorská práva vlastní asociace **NEMA** (National Electrical Manufacturers Association)⁸. Tento standart definuje způsob práce s daty a to například sdílení, mazání a jejich ukládání. Slouží také pro definici tisku, skenovaní a integraci do systému **PACS** (Picture Archiving and Communication System).

Pro tuto práci je ovšem důležité že data úkladaná standartem DICOM, neobsahují pouze vlastní obrazová data, ale mnoho metadat. Jsou to například informace o pacientovi, průběhu a typu vyšetření, datu, kdy bylo vyšetření provedeno a pro tuto práci podstatné informace o měřítku. Jednotlivé datové soubory obsahují informace o tom, jak každý pixel v jednotlivých směrech odpovídá skutečnému rozměru.

⁷ První verze ACR/NEMA 300 byla uvolněna 1985. Následovala ARC/NEMA 2.0. V současné době je platný DICOM 3.0 z roku 1993

⁸ NEMA se rozhodla po zavedení výpočetní tomografie v 70. letech vytvořit v roce 1983 výbor pro nalezení standartu na přenos snímků a přidružených informací.

6. VLASTNÍ ALGORITMUS

1. Vzít microCT snímky
2. Najít a identifikovat cévy
3. vybrat N nejlepších snímků = největší informace = největší počet cév větších než D
4. uložit je do vektoru s informacemi o jednotlivých objektech
5. všechny CT snímky a najít cévy
6. najít cévy
7. Projít CT snímky najít njelepší shodu a transformaci
8. použít transformaci na mikroCT a provést registraci

6.1 Předpoklady

1. RYCHLOST!
2. Přesnost
3. Robustnost
4. Nízká chybovost

6.2 Výběr dat

6.3 Transformace obrazu

7. ZÁVĚR

SEZNAM OBRÁZKů

2.1	EMI mark I	7
2.2	Vliv počtu projekcí na výsledný obraz	9
2.3	Výpočet absorbce	9
2.4	Princip výpočtu zeslabení voxelů	10
2.5	Radonova transformace	11
2.6	Nastavení rozsahu HU	12
2.7	Micro CT Xradia	13
4.1	Bilineární interpolace	17
4.2	Bikubická interpolace	17

SEZNAM TABULEK

2.1 Orientační hodnoty HU	12
-------------------------------------	----

BIBLIOGRAPHY

- [1] Jan Hugo: *Velký lékařský slovník*. Maxdorf, Praha, 2015. ISBN: 978-80-7345-456-2
 - [0] Jozef ROSINA, Leoš NAVRÁTIL: *Medicínská biofyzika*. Grada, Praha, 2005. ISBN: ISBN 80-247-1152-4
 - [0] Vojtěch MORNSTEIN, Ivo HRAZDIRA: *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Neptun, Brno, 2001. ISBN: 80-902896-1-4.
 - [0] Renáta Chylíková: *Výpočetní tomografie s vysokým rozlišením – jeho úloha a postavení v radiodiagnostice - Bakalářská práce*. Zdravotně sociální fakulta, Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, 2011.
- [WikiSkripta] WikiSkripta: *Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky*.
https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Dten%C3%A1_tomografie_a_Hounsfieldovy_jednotky
- [Wikipédie] Wikipédie: *Výpočetní tomografie*.
https://cs.wikipedia.org/wiki/V%C3%BDpo%C4%8Dten%C3%A1_tomografie
- [what-when-how] what-when-how In Depth Tutorials and Information: *Gray-Scale Image Visualization*.
<http://what-when-how.com/biomedical-image-analysis/gray-scale-image-visualization-bi>
- [SlideShare] Archana Koshy: *Ct physics - II, 2016*.
<https://www.slideshare.net/ArchanaKoshy/ct-physics-ii>