

OBSAH

| | | |
|-------|-------------------------------|---|
| 1. | <i>Úvod</i> | 2 |
| 1.0.1 | Zobrazovací metody v medicíně | 2 |
| 1.0.2 | Rentgen | 2 |
| 1.0.3 | Výpočetní tomografie CT | 3 |

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 diagnózu a to často s využitím kombinace několika zobrazovacích metod.

1.0.1 Zobrazovací metody v medicíně

Zobrazovací metody jsou definovány 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 – simvastatin, hypolipidemikum ze skupiny statinů)[1]

1.0.2 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.

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

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.

1.0.3 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.

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

CT přístroje je možné rozdělit do několika generací:

1. generace - tato generace využívá tzv. Housfieldův 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 $10^\circ - 15^\circ$. Zpracování snímků a vytvoření rekonstrukce trvalo cca 300 sec.
2. generace - využívá stejný druh pohybu jako první generace, zmenšil se ovšem úhlopříčky mezi jednotlivými snímkami na cca $3^\circ - 10^\circ$ 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 zářici. Snímkování se provádí po méně jak 1° a probíhá kontinuálně po celou dobu otočky.³

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

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.



Fig. 1.1: EMI mark I sestrojený Godfrey Newbold Hounsfield v roce 1972

4. generace - Používá Rotující rentgenku, která opisuje celou kružnici záznam pak zajišťuje více než tisicovka stacionárních detekterů po obvodu. Problémem této generace je expozice okrajových detekterů, 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 vycylyjí 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 umístěni 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.

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.

Princip CT

Principem výpočetní tomografie, jak již bylo zmíněno výše je skládání celkového obrazu z mnoha jednotlivých snímků. U nejčastějšího typu CT přístrojů je rotuje rentgenka v gantře kolem pacienta a v pulzech trvajících 1-4ms vysílá vějířovitý rentgenový paprsek. Ten prochází snímkovaným objektem, kde je částečně absorbován. Po obvodu gántry 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 voxely³. 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:

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 * x_1 + \mu_2 * x_2 + \dots + \mu_y * x_y)} \quad (1.1)$$

Kde I_0 je počáteční intenzita záření před průchodem zkoumaným objektem. $\mu_1 * x$ je pak součin lineárního koeficientu zeslabení μ a tloušťky homogenní části prostředí x . Výpočet zeslabení I můžeme graficky znázornit následně: Nyní

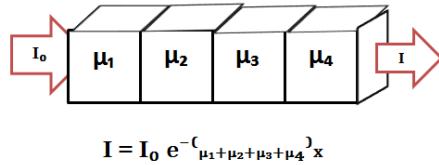


Fig. 1.2: Výpočet zeslabení intentizi záření po prochodu absorbérem.

na jednoduchém principu můžeme vysvětlit na jednoduchém příkladu princip jakým je dopočítána informace pro výsledný obraz CT. Předpokládejme čtverce rozdelený 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 ovšem neznámou. Změřit je tedy možné jen zeslabení intentivity vždy v dané rovině (hodnoty v červených a modrých obdélnících). Díky těmto hodnotám jsme ale schopni sestavit 4 rovnice o 4 neznámých:

$$\begin{aligned} x_1 + x_2 &= 4 \\ x_3 + x_4 &= 9 \\ x_1 + x_3 &= 7 \\ x_2 + x_4 &= 6 \end{aligned} \quad (1.2)$$

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

³ Voxel matrix element - analogie pixelu v planárním obrazu. Oproti dvojrozměrnému pixelu mají voxely ještě hloubku.

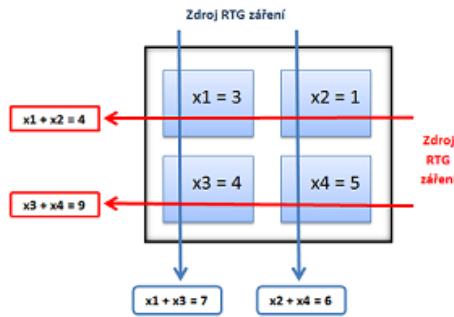


Fig. 1.3: Zjednodušený příklad principu výpočtu zeslabení jednotlivých voxelů

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

$$I(x) = I_0(x) e^{-(\int \mu(x,y) dy)} \quad (1.3)$$

Logaritmování tohoto vztahu dostaneme:

$$\begin{aligned} p(x) &= - \left[\frac{I(x)}{I_0(x)} \right] \\ p(x) &= \int \mu(x,y) dy \end{aligned} \quad (1.4)$$

V praxi se ovšem vychází při řešení úlohy přiřazení správné hodnoty absorbce jednotlivým voxelům z tzv. Radonova transformace⁵ a zpětná Radonova transformace, což je integrální transformace spočívající v integrování funkce přes přímky. Při výpočtu CT obrazu se používá následující tvar:

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy \quad (1.5)$$

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.

Hounsfieldovy jednotky

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

$$HU = \frac{\mu - \mu_\omega}{\mu_\omega} k \quad (1.6)$$

⁵ Autorem je Prof. Dr.phil. Johann Karl Gustav Radon narozen v Děčíne v roce 1887.

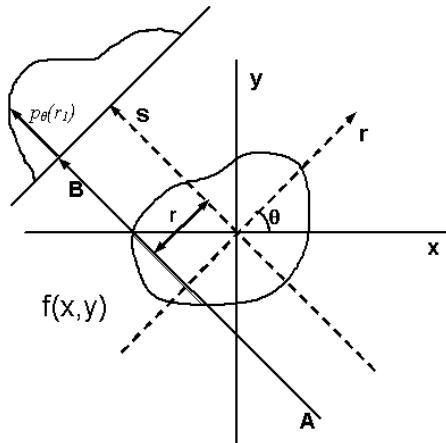


Fig. 1.4: Princip Radonovy transformace graficky

Kde $k = 10^3$ - je konstanta, μ - je koeficient zeslabení tkáně 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 snímku v odstínech šedi odpovídajících právě HU. Tímto je možné z naměřených dat analyzovat například pouze ty tkáně, na něž je vyšetření CT zaměřeno. Následující obrázek ukazuje vliv volby rozsahu na snímku plic: V

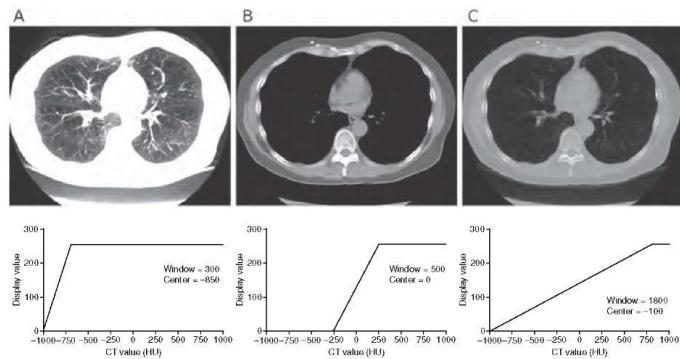


Fig. 1.5: Nasazení rozsahu zobrazeného HU pro CT snímek plic

následující tabulce jsou pak zapsány přibližné hodnoty HU pro typické tkáně a

| Tkáň | Densita HU |
|-----------|--------------------|
| orgány: | vzduch |
| | tuk |
| | voda |
| | likvor |
| | bílá hmota mozková |
| | šedá hmota mozková |
| | krev |
| | játra |
| | svaly |
| | vazivové tkáně |
| chrupavka | 60 - 90 |
| | 80 - 130 |
| kost | 1000 - 3000 |
| | |

Tab. 1.1: Orientační hodnoty HU

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. 1.6: Micro CT Xradia (MicroXCT-200)

SEZNAM OBRÁZKů

| | | |
|-----|--|---|
| 1.1 | EMI mark I | 4 |
| 1.2 | Výpočet absorbce | 5 |
| 1.3 | Princip výpočtu zeslabení voxelů | 6 |
| 1.4 | Radonova transformace | 7 |
| 1.5 | Nastavení rozsahu HU | 7 |
| 1.6 | Micro CT Xradia | 8 |

SEZNAM TABULEK

| | |
|-------------------------------------|---|
| 1.1 Orientační hodnoty HU | 8 |
|-------------------------------------|---|

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%8Detn%C3%A9_tomografie_a_Hounsfieldovy_jednotky
- [Wikipédie] Wikipédie: *Výpočetní tomografie*.
https://cs.wikipedia.org/wiki/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%A9_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-bit>