

**UNIVERZITA PARDUBICE**  
Fakulta elektrotechniky a informatiky

**METODY ANALÝZY VYBRANÝCH BIOMEDICÍNSKÝCH  
SIGNÁLŮ**

Michal Kočí

Bakalářská práce

2021

Univerzita Pardubice  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Akademický rok: 2020/2021

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Michal Kočí**  
Osobní číslo: **I18308**  
Studijní program: **B2612 Elektrotechnika a informatika**  
Studijní obor: **Řízení procesů**  
Téma práce: **Metody analýzy vybraných biomedicínských signálů**  
Zadávající katedra: **Katedra řízení procesů**

### Zásady pro vypracování

- 1) Vypracujte literární rešerši běžně používaných biomedicínských dat a jejich zpracování.
- 2) Zaměřte se na formát DICOM, vytvořte skripty pro nahrávání, zobrazování a základní analýzu těchto dat v MATLABU.
- 3) Vytvořte jednoducho GUI pro práci s těmito daty.
- 4) Výsledky zpracujte do formy závěrečné práce.

Rozsah pracovní zprávy:

Rozsah grafických prací:

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

#### Seznam doporučené literatury:

Boulic, R., Fua, P., Herda, L., Silaghi, M., Monzani, J.S., Nedel, L., Thalmann, D.: An anatomic human body for motion capture. In: Proc. EMMSEC. Volume 98. (1998)

Alicandri-Ciufelli, M., Piccinini, A., Grammatica, A., Salafia, F., Ciancimino, C., Cunsolo, E., Pingani, L., Rigatelli, M., Genovese, E., Monzani, D., et al.: A step backward: The rough facial nerve grading system. Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery 41(7) (2013) e175 – e179

Vedoucí bakalářské práce:

**doc. Ing. Jan Mareš, PhD.**

Katedra řízení procesů

Datum zadání bakalářské práce:

**27. listopadu 2020**

Termín odevzdání bakalářské práce:

**14. května 2021**

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze 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, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 13. 12. 2021

Michal Kočí

## **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat doc. Ing. Janu Marešovi, PhD za vedení mé bakalářské práce, cenné rady a odborný dohled. Děkuji také doc. Ing. Milanu Javůrkovi, CSc. za pomoc při formální kontrole práce.

V Pardubicích dne 13. 12. 2021

Michal Kočí

## **ANOTACE**

*Tato bakalářská práce se zabývá vytvořením aplikace na zobrazování CT. Aplikace podporuje základní analýzu dat. V práci jsou popsány principy různých biomedicínských signálů, jako je rentgen, magnetická rezonance, ultrazvuk a zejména výpočetní tomografie, na kterou je zaměřena praktická část. Dále je zde popsána práce s aplikací a její možné využití v praxi.*

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

*DICOM, rentgen, ultrazvuk, MRI, CT, MATLAB, biomedicínské signály, uživatelské rozhraní, zobrazení CT*

## **TITLE**

*METHODS OF ANALYSIS SELECTED BIOMEDICAL SIGNALS*

## **ANNOTATION**

*This bachelor thesis deals with the creation of an application for CT imaging. The application supports basic data analysis. The work describes the principles of various biomedical signals, such as X-rays, magnetic resonance, ultrasound and especially computed tomography, which is focused on the practical part. Furthermore, the work with the application and its possible use in practice is described here.*

## **KEYWORDS**

*DICOM, X-ray, ultrasound, MRI, CT, MATLAB, biomedical signals, user interface, CT imaging*

# OBSAH

	Seznam zkratk a značek .....	9
	Seznam symbolů veličin a funkcí .....	10
	Seznam ilustrací .....	11
	Seznam tabulek .....	12
	ÚVOD .....	13
1	TEORETICKÁ ČÁST .....	14
1.1	Rentgen (RTG) .....	14
1.1.1	Skioskopie .....	16
1.1.2	Skiografie .....	16
1.1.3	Kontrastní látky .....	17
1.2	Magnetická rezonance (MRI) .....	17
1.2.1	MR angiografie .....	19
1.2.2	MR spektroskopie .....	19
1.3	Ultrazvuk .....	20
1.3.1	Ultrasonografie .....	21
1.3.2	Denzitometrie .....	22
1.3.3	Klasické ultrazvukové zobrazovací metody .....	22
1.3.4	Dopplerovské ultrazvukové zobrazovací metody .....	23
1.4	Výpočetní tomografie (CT) .....	24
1.4.1	PET .....	26
1.4.2	SPECT .....	27
1.5	Hounsfieldovy jednotky .....	27
1.6	DICOM .....	28
1.6.1	Metadata .....	29
2	PRAKTICKÁ ČÁST .....	30
2.1	Práce s daty .....	30
2.1.1	Načtení dat .....	30
2.1.2	Informace o CT snímcích .....	30
2.2	Grafické uživatelské rozhraní (GUI) .....	31
2.2.1	Zobrazení CT .....	31
2.2.2	Slider (Posuvník) .....	33
2.2.3	Vzdálenost dvou bodů .....	34

2.2.4	ZOOM .....	34
2.2.5	Log .....	35
2.2.6	Režim porovnání dvou snímků .....	36
2.3	Využití aplikace v praxi .....	37
2.3.1	Sdílení aplikace .....	38
3	ZÁVĚR .....	39
	POUŽITÁ LITERATURA .....	40
	PŘÍLOHY .....	42



## SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

1D	jednorozměrný
2D	dvojměrný
3D	trojměrný
AgBr	bromid stříbrný
CCD	charge-coupled device
CT	výpočetní tomografie
CW	continous wave
DICOM	digital imaging and communications in medicine
DSA	digitální subtrakční angiografie
e	eulerovo číslo
EXE	spustitelný soubor
Fe	železo
HU	Hounsfieldova jednotka
Mo	molybden
MRI	magnetická rezonance
Ni	nikl
PET	pozitronová emisní tomografie
pH	vodíkový exponent
PW	pulse wave
Rh	rhodium
RTG	rentgen
SPECT	jednofotonová emisní tomografie
VR	value representation

## SEZNAM SYMBOLŮ VELIČIN A FUNKCÍ

$d$	tloušťka vrstvy absorbující látky, cm
$I$	intenzita rentgenového paprsku po průchodu prostředím, Cd
$I_0$	počáteční intenzita rentgenového paprsku, Cd
$\mu$	absorpční koeficient, $\text{cm}^{-1}$
$\mu_a$	koeficient zeslabení vzduchu, $\text{cm}^{-1}$
$\mu_t$	koeficient zeslabení vyšetřované tkáně, $\text{cm}^{-1}$
$\mu_w$	koeficient zeslabení vody (adsorpční koeficient) o velikosti 0,22, $\text{cm}^{-1}$

## SEZNAM ILUSTRACÍ

Obrázek 1 – Rentgen hrudníku (Králová, nedatováno) .....	16
Obrázek 2 – Magnetická rezonance plic (ŠMÍDOVÁ, 2019) .....	19
Obrázek 3 – Ultrazvuk (NsP Karviná Ráj, nedatováno) .....	21
Obrázek 4 – Okno po spuštění aplikace .....	31
Obrázek 5 – Režim Zobrazení CT s vyobrazeným snímkem plic .....	32
Obrázek 6 – Slider s rozsahem 90 snímků .....	33
Obrázek 7 – Výstup aplikace .....	35
Obrázek 8 – Porovnávání dvou snímků .....	37

## **SEZNAM TABULEK**

Tabulka 1 – Významné hodnoty CT čísel .....	28
Tabulka 2 – Stavové zprávy .....	35

# ÚVOD

V dnešní době je jedním z důležitých faktorů určení správné diagnózy pacienta rychlé a správné zobrazení biomedicínských dat. Vývoj informačních technologií nám právě toto umožňuje.

Pacienti jsou přítomni pouze u první části vyšetření, kdy dochází k odebrání dat. Jejich následné zpracování a vyhodnocení je přitom více časově náročné. K tomuto účelu byla vytvořena tato aplikace. Zjednodušená a urychlená manipulace s daty s využitím moderních technologických poznatků může zefektivnit práci vyšetřujícího lékaře, zároveň mu může při správném užívání funkcí aplikace ušetřit spoustu času. Snímky mohou být nahrány na jednom místě, zároveň je lze snadno procházet a zobrazit i dva obrázky najednou vedle sebe. Aplikace umožňuje funkci porovnávání dvou snímků. Jelikož funguje na bázi digitálního výpočtu, je výsledek přesný, a tím se snižuje pravděpodobnost možného pochybení ze strany personálu.

Bakalářská práce se zabývá vytvořením aplikace pro rychlé zobrazení CT snímků a základní prací s nimi. Pro splnění cíle této práce bylo potřeba vypracovat rešerši na téma běžně používaných biomedicínských dat a jejich zpracování. Majoritní část byla získána především v odborné lékařské literatuře, takže bylo potřeba nabyté informace převést do pochopitelnější podoby, občas bylo nutné problematiku mírně zjednodušit. Princip fungování většiny diagnostických metod užívaných v medicíně je velmi komplexní, jelikož jde o zdraví lidského jedince, musí být techniky co nejvíce bezpečné a co nejméně zatěžující.

Analýza dat probíhá pomocí aplikace vytvořené v prostředí MATLAB App Designer. S rostoucím trendem digitalizace nejen v medicíně se zvětšuje také pole možného využití podobných počítačových programů.

# 1 TEORETICKÁ ČÁST

V této části budou popsány běžně používaná biomedicínská data a jejich zpracování. Větší důraz pak bude kladen na popis výpočetní tomografie (CT), na kterou je zaměřena praktická část. Dále bude vysvětlen pojem Hounsfieldovy jednotky a standard DICOM.

## 1.1 RENTGEN (RTG)

Rentgenové vyšetření, označované také jako rentgen nebo RTG, je jednou z nejstarších zobrazovacích metod v medicíně. Jedná se o nejčastější zobrazovací techniku díky tomu, že je levná a snadno dostupná. Ve většině případů se rentgenové záření používá k vyšetření hrudníku, plic a kostí končetin při podezření z fraktury. Ze snímku hrudníku můžeme vyčíst stav plic, přítomnost zánětlivého onemocnění, nádorů, velikost srdce a vzhled přilehlých měkkých tkání (Navrátil, 2005).

Rentgenové záření nese název podle svého objevitele Wilhelma Conrada Röntgena, který tak učinil zcela náhodou. Již ve druhé polovině 19. století se fyzikové začali zabývat šířením elektrického proudu v plynech a ve vakuu. Postupně poznali elektromagnetickou indukci, zkoumali závislost mezi světelnými efekty a velikostí napětí, tlaku plynu uvnitř trubice a složení plynové náplně. Dne 8. 11. 1895 došlo k objevu neznámého záření nazvaného X záření během ověřování vlastností katodového záření. Toto nové záření bylo později označeno jako rentgenové a jeho využití se rychle rozšířilo po celém světě (Navrátil, 2005).

RTG záření je ionizující záření, jehož vlnová délka se pohybuje v rozmezí od  $10^{-8}$  do  $10^{-12}$  m. Vzniká v elektronovém obalu atomů vlivem vzájemné interakce letících elektronů. Šíření je přímočaré a zasahuje do všech směrů prostoru, avšak jeho intenzita s druhou mocninou vzdálenosti klesá. Pronikavost závisí na energii daného rentgenového záření a také na vlastnostech hmoty, kterou se šíří. Obecně platí, že s klesající vlnovou délkou roste energie záření a tím i jeho pronikavost. Pro diagnostiku je důležitá různá míra absorpce v různých materiálech. Čím větší je tloušťka vrstvy, hustota a protonové číslo zobrazované látky, tím větší je absorpce záření, což můžeme vyčíst ze vzorce pro absorpci

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d} \quad (1.1)$$

kde  $I$  – intenzita rentgenového paprsku po průchodu prostředím, Cd,

$I_0$  – počáteční intenzita rentgenového paprsku, Cd,

$\mu$  – absorpční koeficient,  $\text{cm}^{-1}$ ,

$d$  – tloušťka vrstvy absorbující látky, cm.

Na černobílém snímku se kosti, které mají vysokou hodnotu absorpce, jeví jako bílé, naopak plíce naplněné vzduchem s nízkou hodnotou absorpce jsou na snímku tmavé, protože na fotocitlivý papír skrz ně dopadá více paprsků (Navrátil, 2005).

X záření má schopnost luminiscence. Po interakci s luminiscenčními materiály tak vzniká záření v oblasti viditelného světla. Mezi další vlastnosti patří fotochemický účinek. Na citlivé vrstvě filmu dokáže vytvořit latentní obraz. Rentgenové záření vykazuje ionizující vlastnosti, což vyvolává nežádoucí biologické účinky, které se odvíjejí od dávky záření, doby působení a způsobu pochlčení tělem.

Zdrojem RTG záření je tzv. rentgenka (speciální elektronka určená k produkci rentgenového záření). Mezi základní součásti patří katoda, anoda a žhavicí transformátor umístěné ve skleněné trubici s hlubokým vakuem, tzv. Coolidgeova lampa. Katoda ve tvaru spirály je zhotovená z materiálu o vysokém protonovém čísle a teplotě tání, je napojená na žhavicí obvod. Termoemisí dochází k uvolňování elektronů a vzniká tzv. elektronový mrak. Elektrony jsou dále usměrňovány pomocí záporně nabitého Wehneltova válce, který je urychlí vysokým anodovým napětím. Přepálení katody zpětnou emisí je zabráněno tím, že napětí Wehneltova válce je usměrněné. Anoda je vyrobena z materiálu s případnou příměsí na určitém nosiči, např. u mamografu s Mo nebo Rh. Na anodu dopadají elektrony s velkou rychlostí, a tudíž s velkou kinetickou energií. 99 % kinetické energie se přemění na teplo, energie elektronů je využita k excitaci dalších elektronů, což způsobí deexcitaci vyzářením fotonu, který předá energii mřížce wolframu ve formě tepla. 1 % kinetické energie je přeměněno na RTG záření. Brzdné RTG záření vzniká tím, že se elektron zastaví vlivem jaderných sil. Charakteristické RTG záření je způsobeno excitací nebo ionizací elektronu z atomové vrstvy poblíž jádra (Navrátil, 2005).



Obrázek 1 – Rentgen hrudníku (Králová, nedatováno)

### 1.1.1 Skiaskopie

Radiodiagnostická metoda založená na prosvěcování pacienta RTG zářením, vzniklý obraz je pozorován na fluorescenčním štítu nebo monitoru počítače. Prosvěcovací fluorescenční štít obsahuje fluorescenční látku (např. sulfid zinečnatokademnatý, wolframan vápenatý, kyanid platnatobarnatý), která vyvolává fluorescenci nejčastěji v zelené barvě. Vyšetřující lékař je chráněn olovnatým sklem, které spolehlivě pohltí RTG paprsky. Vyšetření se provádí v zatemněné místnosti, protože rentgen má nízký jas, dnes se však tento způsob takřka nepoužívá. Při použití prosvěcovacího štítu se zesilovačem má RTG záření vyšší jas a lze ho tak pozorovat i očima bez nutnosti zatemnění. V případě přenosu obrazu na monitor počítače se používá specializovaná CCD kamera. Skiaskopie umožňuje prostorovou představivost, lze také sledovat dynamické děje jako je peristaltika žaludku a střev, činnost srdce nebo dýchací pohyby. Nevýhodou je vyšší dávka ionizujícího záření než při skiagrafii a nižší rozlišovací schopnost (Navrátil, 2005; Skiaskopie, 2019).

### 1.1.2 Skiografie

Radiodiagnostická metoda je založená na prosvěcování pacienta RTG zářením. Prošlé záření je pomocí fotochemické reakce zachyceno na rentgenovém filmu, který obsahuje krystalky AgBr. Po expozici krystalků záření se stříbro z vazby uvolňuje a vznikají elementární částice stříbra, které vytvoří latentní obraz v šedé barvě. Následně je film ponořen do roztoku vývojky, vlivem redukčního činidla se atomy stříbra, které byly zářením exponovány,



vyredukuje a na papíře vznikají různě tmavé skvrny. Pomocí ustalovače se poté zbytky iontů stříbra vymyjí, obraz je zafixován a nechá se uschnout. Pro rychlejší reakci lze využít zesilovací fólii, která se skládá ze dvou vrstev fluoreskující látky, mezi nimiž je vložen film. Fluorescence zesiluje účinek RTG záření a tím urychluje reakci. Zobrazení závisí na hustotě tkáně, míra zčernání filmu je úměrná množství prošlého rentgenového záření. Kosti o vysoké hustotě absorbují hodně X záření a na snímku se jeví jako bílé. Plíce se vzduchem o nízké hustotě naopak absorbují málo záření a na filmu se zobrazí jako tmavé. Ostrost snímku závisí na ohnisku rentgenky, ideální je co nejmenší a větší vzdálenost od pacienta, a na pohybu – pacient se nesmí hýbat ani dýchat, ale činnost srdce nelze zastavit. Dnes je běžné elektronické snímání a digitalizace RTG snímků. Mezi výhody skiografie patří trvalost snímků a vysoká zobrazovací schopnost, nevýhodou je statická povaha snímků (Navrátil, 2005; Skiografie, 2018).

### **1.1.3 Kontrastní látky**

Využívají se pro jejich schopnost zvýšit kontrast oproti okolnímu prostředí, protože mají jinou míru absorpce než okolní tkáně, umožňují lepší zviditelnění požadovaného orgánu. Podle velikosti absorpce RTG záření se dělí na pozitivní a negativní. Pozitivní kontrastní látky pohlcují více záření než vyšetřovaný orgán, jejich protonové číslo je vysoké. Řadíme mezi ně síran barnatý, užívaný pro vyšetření trávicího traktu, a jod, určený pro vyšetření cév, močových a žlučových cest. Negativní kontrastní látky pohlcují méně záření než vyšetřovaný orgán, jsou to nejčastěji plyny (vzduch, O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O) určené k vyšetření mozkových komor a peritoneální dutiny (Navrátil, 2005).

## **1.2 MAGNETICKÁ REZONANCE (MRI)**

Magnetická rezonance, zvaná také jako MR nebo MRI (z anglického „magnetic resonance imaging“) je zobrazovací metoda založená na sledování odezvy jader s nenulovým magnetickým momentem, která jsou umístěná v silném magnetickém poli a interagují s vysokofrekvenčním elektromagnetickým vlněním. Technikou MRI lze získat řezy určité oblasti těla, které je možno složit do 3D obrazu (Navrátil, 2005).

MRI jakožto nukleární magnetická rezonance byla vyvíjena již od roku 1973 americko-anglickou dvojicí Paul C. Lauterbur a Peter Mansfield, kteří za svou práci získali roku 2003 Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství. V Česku se tato zobrazovací metoda používá od roku 1988 (Navrátil, 2005).

Důležitou vlastností atomového jádra je jaderný spin ( $I$ ), jehož hodnota se rovná celočíselnému násobku  $\frac{1}{2}$ . Zjednodušeně ho lze chápat jako moment hybnosti jádra, který určuje rotaci kolem osy. Magnetická rezonance dokáže zobrazit pouze jádra s nenulovým magnetickým momentem, proto jádra charakterizovaná jaderným spinem  $I = 0$  nelze v MR zobrazit, počet protonů a neutronů je zde sudý, čímž vzniká výsledný nulový magnetický moment. Nejčastěji jsou využívána jádra  $^1\text{H}$  – mají velké zastoupení v těle (např. voda, sacharidy, proteiny, tuky) a vytvářejí silný magnetický moment (Navrátil, 2005).

Nabitá jádra s nenulovým spinem rotují kolem své osy a vytvářejí tím kolem sebe magnetické pole. Za normálních podmínek se jaderné magnetické momenty vzájemně vyruší. Pokud ale jádra umístíme do silného stacionárního magnetického pole, rotační osy jader se ve směru magnetického pole uspořádají paralelně (méně energeticky náročné) nebo antiparalelně (více energeticky náročné) a dochází k precesnímu pohybu vektoru magnetického momentu (Navrátil, 2005).

Vektorovým součtem magnetizace jednotlivých jader vzniká vektor tkáňové magnetizace  $M_0$ , pokud leží ve směru vnějšího magnetického pole (na ose  $z$ ), nazývá se vektor podélné magnetizace, kterou ovšem nejsme schopni měřit. pro zviditelnění musíme vychýlit vektor tkáňové magnetizace do roviny  $xy$  pomocí dodání energie ve formě vysokofrekvenčního elektromagnetického pulzu na úrovni rádiových vln. Pokud jádro absorbuje energii, přejde na vyšší energetickou hladinu. Když se počet jader na obou rovinách vyrovná, zaniká vektor podélné magnetizace. Po dodání další energie se precesní pohyby jader ustálí a vzniká vektor příčné magnetické rezonance, který lze měřit pomocí přijímací cívky, protože se indukuje elektrický proud (Navrátil, 2005).

Pokud příčná magnetická rezonance rychle mizí, cívka nepřijímá žádný elektrický proud a na snímku se zobrazí černá barva. V opačném případě se příčná magnetizace udržuje dlouho, cívka přijímá maximální míru elektrického proudu a na snímku vzniká bílé pole.

Hlavní součástí MRI zařízení je magnet, který vytvoří homogenní stacionární magnetické pole. Nejčastěji jsou využívány supravodivé magnety, které jsou drahé, ale také velmi silné a poskytnou přesné zobrazení. Další součástí jsou gradientní cívky, které rozeznávají směr, odkud přišel signál, a poskytují tak prostorovou informaci ve všech třech směrech (osy  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). Radiofrekvenční cívky vysílají a přijímají elektromagnetické pulsy v řádech desítek MHz. Celé vyšetření je řízeno výkonným počítačem, který zároveň zpracovává získaná data v analytických programech (Navrátil, 2005).

Magnetická rezonance se využívá v diagnostice degenerativních onemocnění a nádorů centrální nervové soustavy, vrozených vad, pohybového ústrojí, kostní dřeně

a kardiovaskulárních onemocnění. Výhodou je neinvazivní podstata vyšetření bez použití ionizujícího záření, výsledkem je snímek s výborným kontrastem měkkých tkání. Nevýhodami je využití silného elektromagnetického pole, takže vyšetření nelze použít u všech pacientů, je také drahé a časově náročné (doba vyšetření až 60 minut) (Navrátil, 2005).



Obrázek 2 – Magnetická rezonance plic (ŠMÍDOVÁ, 2019)

### 1.2.1 MR angiografie

Angiografie, celým názvem digitální subtrakční angiografie (DSA), je metoda umožňující zobrazení cév v těle s využitím magnetické rezonance. MR obraz je ovlivněn pohybem tkání, který je zpravidla způsobem proudem tekutin (krve). pro lepší zobrazení lze podat kontrastní látky, které způsobí, že cévy obsahující kontrastní látku budou na snímku lépe a detailněji viditelné (Navrátil, 2005).

### 1.2.2 MR spektroskopie

Nukleární magnetická rezonanční spektroskopie, častěji známá jako MR spektroskopie, je výzkumná technika založená na principu nukleární magnetické rezonance, která poskytuje informace o fyzikálních a chemických vlastnostech molekul, v nichž jsou jádra různě vázána. MR spektroskopie umožňuje neinvazivní analýzu složení molekul, biologických procesů a průběhu biochemických reakcí v mnoha orgánech. Někdy bývá označována také jako in vivo MR biopsie, protože získává informace o zastoupení různých metabolitů přímo ve tkáních (Navrátil, 2005).

### 1.3 ULTRAZVUK

Jako ultrazvuk se označují zvuky tvořené mechanickým kmitáním částic látkového prostředí kolem rovnovážné klidové polohy, jejichž frekvence je vyšší než 20 000 Hz, nacházejí se tedy nad horní hranicí slyšitelnosti a lidské ucho je není schopno zachytit. Využívá se pro vyšetření měkkých tkání, výsledkem jsou příčné řezy tkáněmi, které poskytují důležité informace o funkci a patologii vyšetřované oblasti. Tvrdými tkáněmi, například kostmi, ultrazvuk nedokáže proniknout (Navrátil, 2005).

Ultrazvukové vlny jsou v medicíně vytvořeny magnetostrikčními nebo piezoelektrickými generátory, které převádějí mechanickou energii vlny ultrazvuku na energii elektrickou. Magnetostrikční generátory jsou založeny na magnetostrikčním jevu, jehož podstatou je změna objemu feromagnetické látky (např. Fe, Ni) vlivem magnetického pole. Pokud je tyčinka, která je zhotovena z feromagnetického materiálu, umístěna do střídavého magnetického pole kolem elektromagnetu, začne konat pravidelné pružné kmity, jejichž výsledkem je ultrazvukové vlnění. Tento typ generátoru má vysoký výkon, ale dokáže vyvolat ultrazvuk pouze s frekvencí nižší než 6 000 Hz, proto je využíván v zubním lékařství pro odstranění kazu a zubního kamene. Piezoelektrický generátor funguje na principu nepřímého piezoelektrického jevu, kdy v elektrickém poli dochází k mechanické deformaci piezoelektrických krystalů, které vlivem střídavého napětí pružně kmitají ve shodném rytmu se změnami napětí, čímž vznikají ultrazvukové vlny. Vhodnými látkami pro použití jako piezoelektrický krystal jsou turmalín, křemen nebo Siegenettova sůl (Navrátil, 2005).

Ultrazvukové vlny jsou detekovány na základě přímého piezoelektrického jevu. Při deformaci piezoelektrického krystalu dochází k posunu kladně a záporně nabitých iontů, jejich pohybem je generováno elektrické napětí. Piezoelektrické krystaly mají charakteristiku anizotropních látek, jejich vlastnosti se odvíjejí od směru, ve kterém na ně působí síly. V praxi se nejčastěji používá ultrazvukový měnič, který je schopen vysílat a zároveň přijímat ultrazvukové vlnění, které mění na elektrický signál nebo naopak (Navrátil, 2005).

Při průchodu ultrazvukových vln tkáněmi je zvuková energie absorbována a přeměněna zejména na energii mechanickou a tepelnou, má tak mnoho různých biologických účinků. Míra absorpce je závislá na skupenství látky, kterou vlna prochází. V plynech je vlna pohlcována mnohem více než v ostatních skupenstvích. Absorpce také roste s rostoucí frekvencí vlnění, tedy s klesající vlnovou délkou. V neposlední řadě záleží také na velikosti plochy, kam ultrazvuk dopadá, a na době (Navrátil, 2005).

Mezi účinky ultrazvuku patří zejména mechanické. Změna hustoty prostředí, ve kterém se ultrazvuk šíří, vyvolává změny tlaku. Pokud jsou výkyvy tlaku příliš rychlé, může dojít k mechanickému poškození tkáně. Příkladem může být kavitace, vznik dutin s vakuem, které se následně vyplňují plyny a po zahřátí mohou prasknout. Při nižších hodnotách intenzity ultrazvuku se v roztocích uvolňují plyny ve formě bublinek, jejichž velikost se liší podle velikosti tlaku, tento jev se nazývá pseudokavitace. Pohybem kmitajících částic a jejich vzájemným třením se vytváří tepelná energie, teplo se uvolňuje na rozhraní tkání s různou akustickou impedancí, která ovlivňuje míru absorpce energie. Ultrazukové vlnění má také vliv na rychlost chemických reakcí, depolymerizaci vysokomolekulárních látek nebo vznik škodlivých volných radikálů (Navrátil, 2005).

Konkrétní projevy v organismu závisí na frekvenci vlnění, intenzitě a době expozice. Může dojít k rozpadu červených krvinek a koagulaci bílkovin, porušení vodivosti nervových vláken a tím k útlumu přenosu vzruchů mezi neurony, změnám pH a ke zvýšení permeability biologických membrán. Ultrazvuk vykazuje analgetické a spasmolytické účinky, je proto hojně využíván nejen v diagnostice, ale i terapii (Navrátil, 2005).



Obrázek 3 – Ultrazvuk (NsP Karviná Ráj, nedatováno)

### 1.3.1 Ultrasonografie

Ultrasonografie je diagnostická zobrazovací metoda, jejímž principem je registrace ultrazvuku odraženého od tkání, na akustických rozhraních nehomogenních tkání se totiž

z části odráží, čímž dané rozhraní zviditelní. Pro diagnostiku je využíváno podélné vlnění, jehož frekvence leží mezi 2 000 až 18 000 Hz. Při vyšetření se musí na kůži nanést gel, který zamezí odrazům již na prvním rozhraní vzduch-kůže. Pro zvýšení odrazivosti pozorovaných struktur lze aplikovat ultrazvukové kontrastní prostředky, které jsou injektovány do tělních dutin v průběhu vyšetření. V homogenním prostředí je ultrazvuk postupně absorbován (Navrátil, 2005).

### **1.3.2 Denzitometrie**

Jedná se o diagnostickou ultrazvukovou metodu, která se využívá pro měření hustoty kostí a obsahu minerálů. Ze všech ultrazvukových vln vysílaných do vyšetřované oblasti jen některé projdou skrz, protože na povrchu kostních trámčů se většina z nich rozptýlí. Zachycené vlny tak podávají informace o hustotě a složení kostí, což je důležité zejména u pacientů s osteoporózou (Navrátil, 2005).

### **1.3.3 Klasické ultrazvukové zobrazovací metody**

Amplitudová modulace signálu neboli zobrazení A vyhodnocuje informace pouze na přímce vlny v 1D. Zachycená echa se zobrazují na monitoru jako impulsy na ose s jednotkami vzdálenosti, přičemž amplituda impulsů odpovídá intenzitě signálu. Toto zobrazení se využívá v ultrazvukové defektoskopii, dříve také k měření vzdáleností optických rozhraní v oku (Navrátil, 2005).

Jasová modulace signálu, nazývaná zobrazení B, zobrazí přijaté informace ve 2D. Echa přijatá zařízením jsou na monitoru zobrazena jako pixely s různým jasem, který se odvíjí od intenzity signálu. Echogenní struktury jsou ve výsledku pixely s vysokým jasem, naopak anechogenní struktury se jeví jako pixely s nízkou úrovní jasu. Zároveň platí, že poloha pixelů odpovídá poloze rozhraní ve tkáni. Zobrazení B se dodnes používá v ultrasonografii měkkých tkání (Navrátil, 2005).

M zobrazení umožňuje pozorování struktur, které se pohybují. V závislosti na čase sleduje stále jeden bod a jeho měnící se polohu. Tento typ zobrazení je velmi oblíbený v echokardiografii, kde sleduje pohyb srdeční stěny nebo srdečních chlopní (Navrátil, 2005).

Moderní technologie jsou schopné podat i trojrozměrný obraz struktur, pro tyto účely byla sestavena speciální sonda s vějířovitým polem, která generuje 3D ultrazvukové pole. Získané 2D řezy jsou odeslány do počítače, který je poskládá do výsledného 3D obrazu. Pro lepší kvalitu a ostrost snímku se zobrazovaný objekt nesmí hýbat (Navrátil, 2005).

### 1.3.4 Dopplerovské ultrazvukové zobrazovací metody

Základním principem všech dopplerovských zobrazení je Dopplerův jev, který zformuloval rakouský fyzik a matematik Ch. A. Doppler roku 1842. Tento fyzikální zákon stojí na podstatě změny frekvence vlnění buzeného nebo odráženého pohybujícím se objektem, a tedy i pohybujícím se akustickým rozhraním. Pokud je zdroj vlnění v klidu, je přijímaná frekvence shodná s vysílanou. Pokud se však zdroj vlnění dá do pohybu, jsou přijímané frekvence vyšší, jestliže se zdroj přibližuje, nebo naopak nižší, jestliže se zdroj vzdaluje. To samé platí, pokud je zdroj vlnění v klidu a pohybuje se zobrazovaná struktura.

Dopplerovská ultrasonografie, nazývaná také Dopplerovský ultrazvuk, je neinvazivní a bezbolestná zobrazovací metoda, která využívá princip ultrazvuku a Dopplerova jevu. Může nahradit jiné zobrazovací techniky založené na rentgenovém záření, jako například arteriografie nebo venografie. Díky Dopplerovu jevu lze zobrazit pouze pohybující se rozhraní, proto se v medicíně nejčastěji využívá pro detekci a měření toku krve v cévách a pohybu cévních stěn a srdečních chlopní (Dopplerovská zobrazení, 2018).

Veškeré měření zajišťuje Dopplerův ultrazvukový průtokoměr, který vyhodnocuje objemový průtok kapaliny trubicí na základě Dopplerova jevu při využití ultrazvuku, lze ho aplikovat pouze pro kapaliny obsahující bubliny nebo částice. Průtokoměr se skládá ze sondy a počítače. Sondy obsahují piezoelektrický krystal, při vyslání elektrického pulzu se krystal vlivem piezoelektrického jevu deformuje a vytvoří tak ultrazvuk, který prochází dál tělem pacienta, odráží se od pohybujících se krvinek s jinou frekvencí, než měla vlna při vyzáření, a vrací se zpět k sondě. Při opětovném průchodu změní konformaci krystalu, který tak generuje elektrické napětí, jež je následně zachyceno počítačem a porovnáno s počátečním impulzem. Výstupními veličinami vyšetření jsou rychlost pohybujících se částic, hloubka uložení a průměr cévy, ze kterého lze snadno zjistit také objem krve, kterou obsahuje (Dopplerovská zobrazení, 2018).

Spojité Dopplerovské zobrazení (CW, z anglického „Continuous Wave“) je využíváno k měření toku krve v povrchových cévách, avšak bez možnosti hloubkového rozlišení. Vysílač spojitě generuje ultrazvukové vlny, přijímač je oddělený a vhodně akusticky odstíněný. Naměřený frekvenční posun se nachází ve slyšitelné oblasti. Tato metoda zobrazuje rychlost toku krve v závislosti na čase. Mezi nevýhody patří neschopnost zobrazit uspořádání cév a úhel mezi nimi. Když se dvě cévy překrývají, nepoznáme, kterou z nich měříme, a proto se tento typ zobrazení používá relativně málo (Dopplerovská zobrazení, 2018).

Pulzní dopplerovské metody (PW, z anglického „Pulsed Wave“) v kombinaci s echografickými metodami umožňují měřit tok krve s přesnou hloubkovou lokalizací, avšak měření vyšších rychlostí je v hloubce omezené. Sonda má pouze jeden měřič, který funguje střídavě jako vysílač i přijímač ultrazvukového vlnění, vyhodnocuje časový i frekvenční posun a je schopna určit rychlost a lokalizaci zobrazovaného objektu. Veškeré informace poté zobrazuje v různém provedení na monitoru v závislosti na využití konkrétní techniky. U metody mapování průtoku barvou (tzv. „Color Doppler“) je ke každé rychlosti a směru toku krve přiřazena barva – odstíny červené značí tok krve směrem k sondě, odstíny modré naopak směr od sondy, při turbulentním proudění krve, kdy nelze určit rychlost, se této části přisuzuje barva zelená. Výsledkem spektrálního dopplerovského zobrazení je graf rozložení spektra rychlostí v závislosti na čase, kde se na osu  $x$  zapisuje čas a na osu  $y$  rychlost, tok krve směrem k sondě se projeví nad časovou osou, tok v opačném směru pod časovou osou. Při použití barevného dopplerovského zobrazení energie (anglicky „Power Doppler“) se sleduje rychlost a energie odražených vln, kdy velikost energie odpovídá počtu krvinek, vyšší hustota erytrocytů se standardně jeví jako světlejší odstín určité barvy, nejčastěji oranžové, nižší hustota odstínem tmavším (Dopplerovská zobrazení, 2018).

## 1.4 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (CT)

Výpočetní tomografie, častěji označována zkratkou CT (z anglického „Computed Tomography“), někdy také nesprávně počítačová tomografie, je radiodiagnostická metoda, která zobrazuje vnitřní tělní struktury s využitím rentgenového záření. Oproti skiografii je zobrazovaná struktura snímána z mnoha úhlů a je tak zaznamenáno velké množství snímků. Výsledný obraz je následně poskládán v počítači ze všech pořízených projekcí. Samotný název tomografie odkazuje na 2D zobrazení v řezech, ze kterých lze však v počítači vytvořit i trojrozměrný objekt. CT dokáže odhalit pouze patologické změny ve tkáni, které se svou denzitou liší od okolní zdravé tkáně. Mezi nejčastěji zobrazované orgány patří mozek, srdce, ledviny, žaludek a tlusté střevo, zobrazit však lze například i páteř nebo svalstvo (Navrátil, 2005).

Důležitým milníkem historie CT byl objev rentgenového záření, ze které technologie CT vychází. Za vynálezce samotné výpočetní tomografie se považuje Brit Godfrey Newbold Hounsfield, avšak nezávisle na něm byla sestrojena také Američanem Allanem McLeodem Cormackem v roce 1979. Oba za své velké přispění do moderní vědy získali Nobelovu cenu.



Do dnešní podoby bylo CT postupně vylepšeno a nejmarkantnějším rozdílem je doba snímkování, dříve trvalo kolem 20 minut, dnes jen několik sekund (Navrátil, 2005).

Zdrojem rentgenového záření je již zmiňovaná rentgenka. Vysílané paprsky jsou zachycovány scintilačními detektory, které jsou umístěny naproti rentgence. Buď jsou detektory pevně spojeny s rentgenkou a celý aparát se pohybuje společně, anebo detektory vytvářejí prstenec a pohybuje se pouze rentgenka.

Proces snímkování je zahájen pulzy vysílanými rentgenkou, jejichž délka je v rozmezí od 1 do 4 ms. RTG paprsek vstupuje do těla pacienta, při průchodu se část záření pohlcuje, následně scintilační detektory zaznamenají záření, které prošlo skrz tělo, a tuto informaci předají počítači, který ji zpracuje do podoby obrazu. Rentgenka s detektory se poté otočí o určitý úhel a celý proces se opakuje. Jeden řez je zhotoven průměrně za 6 sekund.

Pacient během vyšetření leží na posuvném lůžku, které se postupně posouvá skrz stojan s rentgenkou a detektory. Pacient je prosvěcován v určité rovině a výsledkem je mnoho snímků, na nichž jsou zachyceny transverzální řezy tělem (Navrátil, 2005).

Pro vyhodnocení signálu do vizuální podoby se zjišťuje míra absorpce RTG záření v jednotlivých voxelech. Voxely jsou velmi malé objemové elementy podobné pixelům v rovině. Jeden transverzální řez může být složen až z 250 000 voxelů. Při průchodu rentgenového paprsku tělem se jeho intenzita snižuje vlivem absorpčních koeficientů. Jednotlivé paprsky prošly skrz mnoho voxelů, přičemž každý z nich má odlišnou hodnotu absorpčního koeficientu. Počítač musí zjistit absorpční koeficient každého voxelu, a to s využitím Fourierovy transformace a většího množství snímků daného voxelu z více úhlů, následuje korekce, během které se odstraní většina artefaktů, a koeficienty se vyjádří pomocí Hounsfieldových jednotek (HU). Výsledné hodnoty jsou převedeny na odstíny šedi. Celkem existuje až 2 000 hodnot HU, přestože lidské oko je schopno odlišit pouze 250 odstínů šedé. Hodnota většiny měkkých tkání odpovídá 0 až +100 HU (Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky, 2018).

Výhodou výpočetní tomografie je bezpochyby citlivost scintilačních detektorů, jejich přesnost je mnohem vyšší než u RTG filmu, jejich rozlišovací schopnost je menší než 0,5 mm. Dalším benefitem je vysoká přesnost počítačového výpočtu absorpčních koeficientů a jejich převod na Hounsfieldovy jednotky. Pro zdůraznění rozdílu mezi zdravou a patologickou tkání se často užívají kontrastní látky podávané před nebo i během vyšetření (Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky, 2018).

### 1.4.1 PET

Pozitronová emisní tomografie, zkráceně PET (z anglického “Positron Emission Tomography”), je diagnostická zobrazovací metoda, díky které lze na tomografických řezech pozorovat rozšíření předem aplikovaného radiofarmaka v těle vyšetřovaného, čímž se významně liší od MRI či běžného CT, které podávají informace pouze o anatomické struktuře. PET patří mezi nejmladší radiologické metody a je nezaměnitelnou součástí diagnostiky zejména v onkologii, neurologii a kardiologii (Doležalová, 2014).

Před zahájením skenování je pacientovi do těla vpraven  $\beta^+$  zářič, jehož poločas rozpadu se pohybuje zpravidla do několika desítek minut. Během rozpadu látky se vytvářejí kladně nabitě pozitrony, které ihned reagují s elektrony a zároveň vyzáří dva fotony o vlnové délce příslušného gama záření. Vzniklé fotony odlétají se shodnou energií, ale v opačném směru. Tento jev se užívá k detekci fotonů, protože zachytit lze pouze pár foton-foton. Výsledný snímek je zhotoven z mnoha detekovaných fotonových párů.

Detektory svou podstatou odpovídají scintilátorům, jejichž součástí jsou krystaly s vyšším atomovým číslem a s větší hustotou než u běžných scintilátorů (např. fluorid barnatý, germaniová sůl bismutu). V PET přístroji se používají dva typy zapojení detektorů. Mohou být zabudovány do rotačního prstence, který se otáčí kolem těla pacienta, a jejich počet je sudý. V odlišném případě má stroj hned několik prstenců s rotačními schopnostmi, které obsahují několik set až několik tisíc pevných detektorů. Dvojice protilehlých detektorů ležících ve stejném prstenci je spojena, takže zaznamenány jsou jen dvojice fotonů, které zároveň aktivují oba spojené detektory.

PET je metoda s vysokou přesností zobrazení, jelikož krajní mez vlivu pozitronů ve tkáních je asi 2 mm. Mezi obvykle používané zářiče patří izotop  $^{18}\text{F}$ , jehož poločas rozpadu je roven 110 minutám a přeměňuje se na neškodný kyslík. Aplikuje se ve sloučenině s deoxyglukózou, ze které se stává tělem snadno využitelná glukóza. Dalšími izotopy využívajícími se jako radiofarmaka jsou biologicky významné prvky  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$  a  $^{15}\text{O}$ .

Velkou výhodou PET přístroje je jeho vysoká rozlišovací schopnost a přesnost, díky které lze snadno sestavit 2D i 3D snímek. Na druhou stranu se jedná o velmi drahý přístroj a jeho technická náročnost klade velké nároky na obsluhu, která tak musí být k těmto účelům řádně proškolená (PET, 2021).

## 1.4.2 SPECT

Jednofotonová emisní výpočetní tomografie, označovaná také jako tomografická scintigrafie nebo SPECT (z anglického “Single-Photon Emission Computed Tomography”), se řadí mezi zobrazovací metody umožňující zachytit funkční stav částí těla, je užívána především k diagnostice v nukleární medicíně. Obraz je složen z mnoha snímků pořízených scintilačními kamerami, které sledují rozložení aplikovaného radiofarmaka v těle vyšetřovaného pacienta. Podobně jako PET zobrazuje fyziologickou a metabolickou aktivitu určité oblasti těla, proto je využíván především v onkologii, neurologii a kardiologii, významný je také pro schopnost lokalizace zánětů či onemocnění kloubů (SPECT, 2015).

Před vyšetřením je pacientovi aplikováno radiofarmakum vyvolávající  $\gamma$  záření, nejčastěji je k tomu užito izomer technecium-99m s poločasem rozpadu 6 hodin. Pacient je během skenování v poloze vleže na nehybném lůžku, kolem něhož se v malých úhlových rozdílech pohybují scintilační kamery v počtu od jedné do tří. Kamery zachycují gama záření a tím také rozložení radiofarmaka hned v několika směrech v rovině tomografického řezu, díky tomu lze získat 3D zobrazení snímané části těla. Výsledný obraz je z pořízených snímků matematicky rekonstruován pomocí zpětné filtrované projekce, dnes však častěji pomocí iterativní algebraické rekonstrukce (Marusič, 2014).

Výhodou SPECT je vysoký kontrast snímků, a hlavně menší radiační zátěž než u CT vyšetření. Nevýhodou mohou být někdy nepřesné hodnoty určení množství radiofarmaka, vlivem Comptonova či fotoelektrického jevu může být intenzita gama paprsků snížena, čímž nemusejí podávat tak přesné informace. Vyšetření je mimo jiné cenově i časově náročné (SPECT, 2015).

## 1.5 HOUNSFIELDOVY JEDNOTKY

Hounsfieldovy jednotky jsou bezrozměrné a univerzálně používané při skenování počítačovou tomografií k vyjádření čísel CT ve standardizované formě. Tyto jednotky se získají z lineární transformace naměřených koeficientů útlumu. Tato transformace je založena na libovolně přiřazených hustotách vzduchu a čisté vody (Greenway, 2015).

Změna o jednu Hounsfieldovu jednotku představuje změnu 0,1 % koeficientu útlumu vody, protože koeficient útlumu vzduchu je téměř nulový. Hounsfieldovy jednotky se počítají podle vzorce

$$HU = \frac{\mu_t - \mu_\omega}{\mu_\omega - \mu_a} \cdot k \quad (1.2)$$

kde  $k$  – smluvená konstanta o velikosti 1000,

$\mu_t$  – koeficient zeslabení vyšetřované tkáně,  $\text{cm}^{-1}$ ,

$\mu_\omega$  – koeficient zeslabení vody (adsorpční koeficient) o velikosti  $0,22 \text{ cm}^{-1}$ ,

$\mu_a$  – koeficient zeslabení vzduchu,  $\text{cm}^{-1}$ .

Výsledkem je rozsah od  $-1000 \text{ HU}$  pro vzduch do  $+2000 \text{ HU}$  pro velmi hustou kost a přes 3000 pro kovy (Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky, 2018).

Tabulka 1 – Významné hodnoty CT čísel

Tkáň	CT číslo, densita HU
vzduch	-1000
tuk	od -100 do -50
voda	0
likvor	5
bílá hmota mozková	30
šedá hmota mozková	34
krev	47
játra	od 40 do 60
svaly	od 35 do 75
vazivové tkáně	od 60 do 90
chrupavka	od 80 do 130
kost	od 1000 do 3000

## 1.6 DICOM

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) je mezinárodní standard pro lékařské snímky a související informace. Definuje formáty lékařských obrazů, které lze vyměňovat s daty a kvalitou nezbytnou pro klinické použití. Mezinárodní organizací pro normalizaci je uznáván jako standard ISO 12052.

DICOM je implementován téměř v každém radiologickém, kardiologickém zobrazovacím a radioterapeutickém zařízení (rentgenové, CT, MRI, ultrazvuk atd.) a stále více v zařízeních v jiných lékařských oblastech, jako je oftalmologie a stomatologie. Se stovkami

tisíc používaných lékařských zobrazovacích přístrojů je DICOM jedním z nejrozšířenějších standardů pro zasílání zdravotnických zpráv na světě. V současné době se pro klinickou péči používají miliardy obrázků formátu DICOM.

První publikace obsahující DICOM byla vydána v roce 1993, čímž byla vyvolána revoluce v radiologické praxi. Od té doby je možné rentgenový film nahradit plně digitálním pracovním postupem. Vzhledem k tomu, že se internet stal platformou pro nové informační aplikace pro spotřebitele, umožnil DICOM pokročilé lékařské zobrazovací aplikace, které „změnily tvář klinické medicíny“. Od pohotovostního oddělení přes testování srdečního stresu až po detekci rakoviny prsu je DICOM standardem, který umožňuje lékařské zobrazování nejen pro lékaře, ale i pacienty (About DICOM: Overview, nedatováno).

### **1.6.1 Metadata**

Formát DICOM neobsahuje pouze obrazová data, ale navíc je v něm obsažena i hlavička s dodatečnými informacemi nejen o snímku samotném, ale i o pacientovi, tedy typ vyšetření, jméno pacienta a další.

Prvních 128 bytů souboru bývá prázdných, následující 4 byty obsahují DICOM prefix 'DICM'. Dále je obsažena hlavička právě s metadaty. Každá informace je dána dvojicí hexadecimálních čísel. Pokračují 2 byty VR (Value Representation), ty popisují typ a formát dat. Dále jsou 2 byty, které určují délku dat v bytech. Na konci jsou samotná data (DICOM, 2021).

## 2 PRAKTICKÁ ČÁST

V praktické části bude vysvětlen princip získání a zpracování dodaných medicínských dat ve formátu DICOM, metody jejich využití a zobrazení a také přesné postupy užívání aplikace ke konkrétním účelům. Dále bude popsán přínos programu v praxi a případná možnost jeho dalšího vylepšení.

### 2.1 PRÁCE S DATY

Před začátkem samotného programování aplikace bylo potřeba zjistit, jakým způsobem jsou data ve složkách interpretována, aby s nimi bylo možno dále pracovat.

#### 2.1.1 Načtení dat

Načtení snímků je možné hned několika způsoby. V tomto případě jsou data uložena v jedné složce, ve které může být i více CT sérií, proto byla k načtení použita funkce *dicomCollection*, která ze souboru DICOMDIR načte metadata jednotlivých sérií a uloží je do tabulky.

```
app.kolekce = dicomCollection(['DICOMDIR']);
```

V této tabulce nás nejvíce zajímá velikost tabulky, tedy počet CT sérií ve složce. Dále pak Filenames, které udává umístění jednotlivých CT snímků dané série.

#### 2.1.2 Informace o CT snímcích

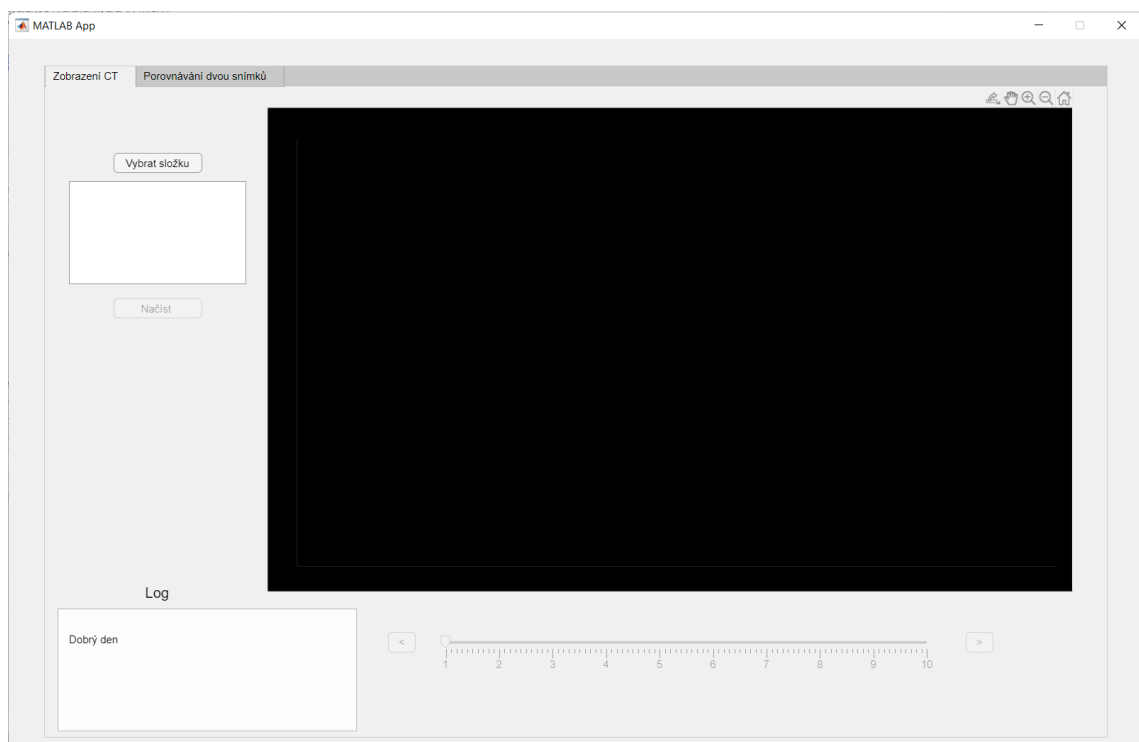
Funkce *dicomCollection* obsahuje informace pouze o celých sériích. Ke zjištění metadat snímků jsme použili funkci *dicominfo*.

```
info=dicominfo(soubory(1), 'UseDictionaryVR',true);
```

Pomocí této funkce jsme zjistili spoustu důležitých informací, například PixelSpacing či Rows a Columns. PixelSpacing v sobě nese informaci o vzdálenosti středů pixelů v milimetrech. Skládá se ze dvou hodnot, z vertikální a horizontální vzdálenosti. Rows a Columns udává počet řádků a sloupců jednotlivých sérií, tedy počet pixelů ve vertikální a horizontální ose.

## 2.2 GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ (GUI)

Grafické rozhraní bylo vytvořeno v prostředí MATLAB App Designer. V tomto prostředí je možné vizuální rozvržení komponent grafického rozhraní a následné programování funkcí aplikace. Dříve bylo k tomuto účelu využíváno rozhraní GUIDE, to je dnes ale zastaralé, a proto jej v nových verzích MATLABu nahrazuje právě MATLAB App Designer. Rozhraní má dva režimy – Zobrazení CT a Porovnání dvou snímků, funkce těchto režimů bude vysvětlena v kapitolách 2.2.1 a 2.2.6 (MATLAB APP Designer, 1994-2021).



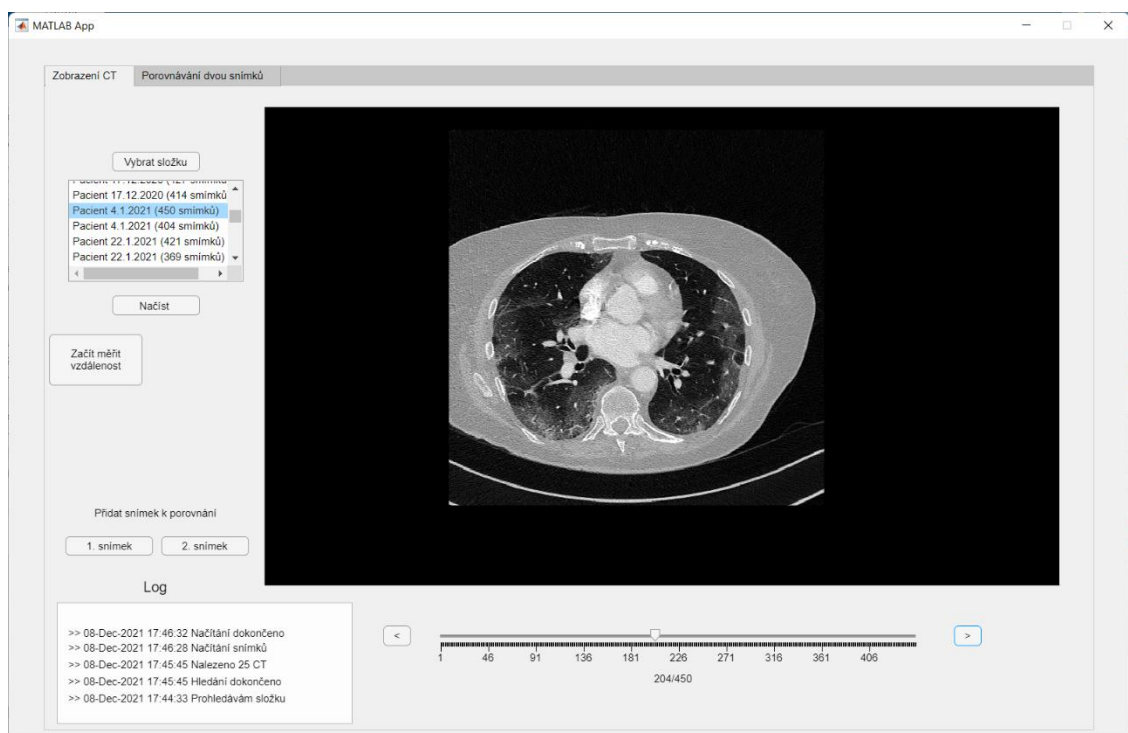
Obrázek 4 – Okno po spuštění aplikace

### 2.2.1 Zobrazení CT

Tento režim lze považovat za výchozí, protože je aktivní při spuštění aplikace. Slouží k nahrání, zobrazení a analýze jednotlivých CT sérií s využitím několika nástrojů.

Pro další práci v tomto režimu je nutné v počítači nejprve najít a vybrat složku, ve které se nachází soubor DICOMDIR a CT snímky, které chceme zobrazit, rozdělené do sérií. K tomu slouží tlačítko *Vybrat složku* umístěné v levém horním rohu. V případě nenalezení souboru DICOMDIR vypíše sekce Log informující zprávu, v opačném případě, tedy při úspěchu, je aktivováno tlačítko *Načíst* a sekce Log informuje o počtu CT sérií v zadané složce. Aplikace dokáže nahrát složku obsahující neomezené množství snímků, zobrazit tak lze jeden obyčejný snímek, například rentgenový, ale i komplexní soubory v řádu tisíců skenů. Dále se v okně

pod tlačítkem *Vybrat složku* zobrazí seznam všech nalezených CT sérií s patřičným označením. Označení CT série je z důvodu zachování anonymity pacientů prováděno automaticky jako *Pacient*, následuje datum pořízení snímků a celkový počet obsahujících snímků uvedený v závorkách. Při praktickém využití lze označení *Pacient* snadno nahradit jménem a příjmením konkrétního vyšetřovaného. Ze seznamu nalezených CT sérií je možno vybrat tu, jejíž zobrazení je v danou chvíli požadováno. Po úspěšném načtení série lze procházet pomocí posuvníku jednotlivé snímky v pořadí, v jakém byly do složky nahrány. Více o posuvníku v kapitole 2.2.2 Slider (posuvník). Dále je možné provést změření vzdálenosti dvou bodů, či přiblížení (ZOOM) obrázků.



Obrázek 5 – Režim Zobrazení CT s vyobrazeným snímkem plic

K samotnému vykreslení CT snímků byl použit následující kód.

```
imshow(imadjust(app.ct(:,:,app.index_slider(1))), 'Parent', app.ImageAxes);
```

*Imshow* zobrazí obrázek ve stupních šedi. *Imadjust* mapuje hodnoty intenzity v obrázku a zvyšuje kontrast výstupního obrazu.

Snímky jsou vykreslovány v okně primárně černé barvy, které zaujímá většinu plochy aplikace. Pozadí tohoto okna je černé z důvodu, aby bílé struktury na černobílém obrázku lépe vynikly. Tato skutečnost je zanesena v následujícím kódu.

```
app.ImageAxes = uiaxes(app.ZobrazenCTTab);  
app.ImageAxes.PlotBoxAspectRatio = [1.77533783783784 1 1];
```



```

app.ImageAxes.XTick = [];
app.ImageAxes.YTick = [];
app.ImageAxes.Color = [0 0 0];
app.ImageAxes.Position = [281 178 866 513];

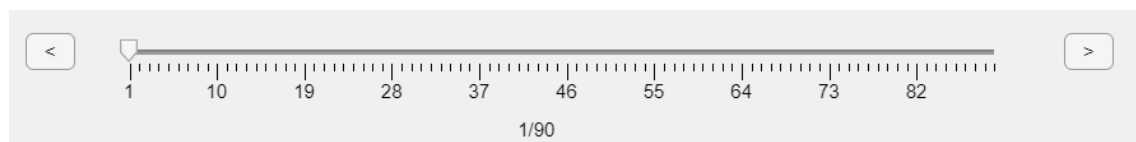
```

App.ImageAxes.Color popisuje barvu okna, která je v tomto případě nastavena na hodnotu [0 0 0], tedy na černou barvu.

## 2.2.2 Slider (Posuvník)

Posuvníky jsou součástí uživatelského rozhraní, které uživateli umožňují vybrat hodnotu podél vybraného pásma. V této aplikaci je využit k procházení vybrané CT série.

Posuvník je možné ovládat několika možnostmi. První je posouvat symbol u aktuálního snímku a tím zobrazovat následující či předchozí obrázky v pořadí. Druhá možnost je kliknout kdekoli v rozmezí posuvníku, jiný způsob je použít šipky po stranách posuvníku, a tím posunout vždy přesně o jeden snímek vpřed či vzad. Tyto šipky je možné ovládat přímo z klávesnice stisknutím levé nebo pravé šipky na klávesnici. Pořadí aktuálně zobrazovaného snímku lze vyčíst z polohy ukazatele na ose posuvníku, kde každý vyznačený bod symbolizuje jednotlivý snímek. Pro lepší přehlednost jsou s odstupem shodné vzdálenosti body na ose zvětšeny a náležitě očíslovány. Pod osou posuvníku je vprostřed umístěno číselné označení aktuálního snímku před lomítkem a počet všech snímků za lomítkem.



Obrázek 6 – Slider s rozsahem 90 snímků

V MATLAB App Designer existují pouze souvislé posuvníky, tedy posuvníky s nekonečně malým krokem. V tomto případě tedy bylo nutné posuvník upravit, aby se posouval jen po celých číslech, tedy aby se přichytil ke konkrétnímu snímku. V kódu bylo nutné napsat následující řádky.

1.  $[\sim, \text{minIdx}] = \text{min}(\text{abs}(\text{hodnota} - \text{event.Source.MinorTicks}(:)));$
2.  $\text{event.Source.Value} = \text{event.Source.MinorTicks}(\text{minIdx});$
3.  $\text{hodnota} = \text{event.Source.MinorTicks}(\text{minIdx});$

První řádek určuje, které diskrétní možnosti je aktuální hodnota posuvníku nejbližší. Druhý řádek upraví hodnotu posuvníku na tuto možnost a třetí řádek přepíše vybranou hodnotu a je možné ji následně použít dále ve funkci (App Designer: Create a Discrete Slider, 2020).

Vlastnosti a grafické rozložení slideru jsou při spuštění aplikace dány tímto kódem.

```
app.Slider = uislider(app.ZobrazenCTTab);
app.Slider.Limits = [1 10];
app.Slider.MajorTicks = [1 2 3 4 5 6 7 8 9 10];
app.Slider.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app, @SliderValueChanging,
true);
app.Slider.ValueChangingFcn = createCallbackFcn(app, @SliderValueChanging,
true);
app.Slider.Enable = 'off';
app.Slider.Position = [453 106 543 3];
app.Slider.Value = 1;
```

Při používání aplikace jsou vlastnosti dále automaticky upravovány na základě uživatelské aktivity. Z těchto vlastností jsou to například *app.Slider.Limits* a *app.Slider.Value*. *App.Slider.Limits* poskytuje informaci o spodní a vrchní hranici posuvníku a *app.Slider.Value* udává aktuální pozici ukazatele na ose.

### 2.2.3 Vzdálenost dvou bodů

U zobrazovaných struktur je důležité znát jejich reálnou velikost. Standardně obsahuje každý snímek měřítko, podle kterého lze velikost odhadnout, v praxi je však potřeba větší přesnost, a k tomu zde slouží funkce měření vzdálenosti dvou bodů. Program ze dvou zadaných bodů automaticky vytvoří úsečku, kterou lze ještě přetažením jejích konců modifikovat na požadovaný úsek. Výsledek měření je primárně v pixelech, které jsou pro praktické účely převedeny na milimetry. Aplikace je schopna získat hodnoty s rozlišením na desetinná místa, které jsou následně zaokrouhleny na celá.

Pro použití této funkce je nejprve nutné kliknout na tlačítko *Začít měřit vzdálenost*, tím se na snímku objeví výchozí úsečka. Její konce lze uchopit a přesunout na libovolné místo, čímž se vybere požadovaná část měřeného objektu. Dalším krokem je tlačítko *Aktualizovat vzdálenost*. Po jeho stisknutí se aktualizují souřadnice nově zvolených bodů a v okně umístěném níže se zobrazí vzdálenost v pixelech i v milimetrech.

### 2.2.4 ZOOM

Přiblížení, umožňující detailnější pohled a lepší vizualizaci i drobných objektů, je nedílnou součástí všech programů, které pracují s obrázky. Zde tomu není jinak. Možnost zvětšení poskytuje větší šanci diagnostikování deformity a případné patologické změny v dřívější fázi jejího výskytu, což výrazně zlepšuje prognózu pacienta.

V této aplikaci je přiblížení snímku možné použitím panelu nástrojů, který je umístěný v pravé horní části obrázku, nebo rolováním s kolečkem na myši, kdy rotací směrem nahoru dochází ke zvětšení, směrem dolů k oddálení. Maximální přiblížení skenu je teoreticky neomezené, v praxi je ale určující kvalita snímku, zoom na úrovni jednotlivých pixelů je nevyužitelný, stejně tak oddálení.

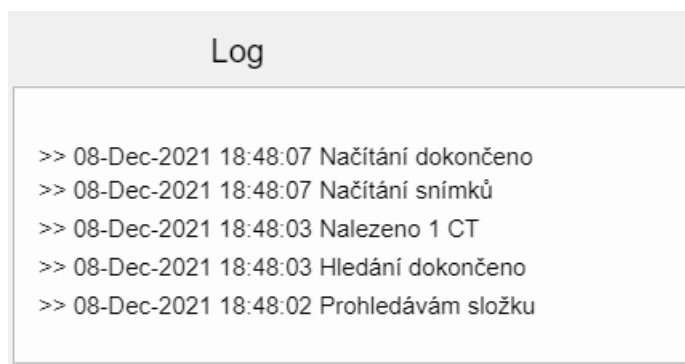
## 2.2.5 Log

Tato část slouží k informování uživatele o aktuálně prováděné operaci. Příslušné okno se nachází v levém dolním rohu, kde se automaticky zapisuje činnost programu vyjádřená stavovými zprávami. Jejich výčet je uveden v tabulce 2. Informace jsou zaznamenávány i s časovým údajem. Na novém řádku se nejprve nacházejí symboly >>, které opticky oddělují novou zprávu od předešlých, následuje datum a čas ve formátu DD-MMM-YYYY HH:MM:SS a nakonec samotná zpráva. Maximální počet vypsaných zpráv je pět.

Tabulka 2 – Stavové zprávy

Prohledávám složku
Hledání dokončeno
Nalezeno x CT
Soubor DICOMDIR nenalezen
Načítání snímků
Načítání dokončeno
Snímek přidán k porovnání

Vzhled okna Log můžete vidět na obrázku 7.



Obrázek 7 – Vzhled sekce Log

Vlastnosti a grafické rozložení sekce Log jsou při spuštění aplikace dány tímto kódem.

```

app.Log = uitextarea(app.ZobrazenCTTab);
app.Log.Editable = 'off';
app.Log.Position = [15 7 338 139];
app.LogLabel = uilabel(app.ZobrazenCTTab);
app.LogLabel.HorizontalAlignment = 'center';
app.LogLabel.FontSize = 16;
app.LogLabel.Position = [39 145 177 37];
app.LogLabel.Text = 'Log';

```

První tři řádky vytvářejí oblast pro stavové zprávy a zbylých pět řádků určuje vzhled samotného nápisu Log. Více si přiblížíme *app.Log.Editable* a *app.LogLabel.Position*. *App.Log.Editable* říká, že uživatel není oprávněn zapisovat text do pole. Tuto pravomoc má pouze aplikace. *App.LogLabel.Position* popisuje, kde se v rámci aplikace nachází vybraný objekt.

## 2.2.6 Režim porovnání dvou snímků

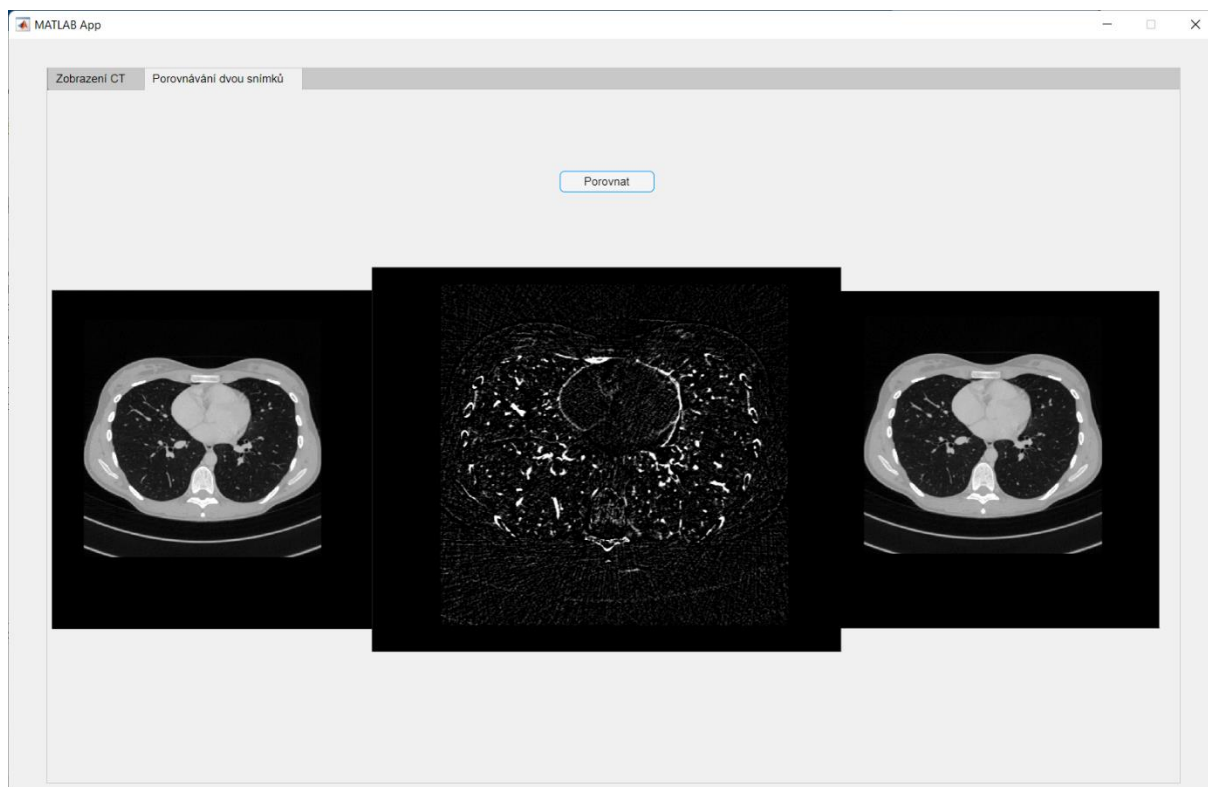
Pro sledování vývoje stavu pacienta se indikují stejná vyšetření s určitým časovým rozestupem. Oba výsledky se porovnávají a zhodnocuje se viditelný rozdíl, který svědčí o zlepšení nebo zhoršení. K tomuto účelu slouží režim porovnávání dvou snímků. Uživatel nejprve vybere první snímek a s použitím tlačítka *1. snímek* v sekci *Přidat snímek k porovnání* ho nahraje. Stejný postup je i u druhého obrázku. Poté je nutno přejít do záložky *Režim porovnávání dvou snímků*, kde se na pravé a levé straně nacházejí vybrané snímky. Po stisknutí tlačítka *Porovnat* se v prostoru mezi nimi objeví výsledek porovnání, kde lze snadno vidět rozdíly. Ukázka komparace je na obrázku 8 (Grajciarová, 2013).

Uvedená funkce zatím pracuje na základě výpočtu

$$abs(app.p\_s\_1 - app.p\_s\_2);$$

kde *abs* – absolutní hodnota,  
*app.p\_s\_1* – první snímek,  
*app.p\_s\_2* – druhý snímek.

Do budoucna by se pro tento problém hodil sofistikovanější algoritmus.



Obrázek 8 – Porovnávání dvou snímků

### 2.3 VYUŽITÍ APLIKACE V PRAXI

Diagnostické zobrazovací metody se standardně rozdělují na anatomické a funkční, podávají nám cenné informace o vzhledu a struktuře tkáně, ale také o její funkci, metabolických procesech a průběhu řady dalších statických nebo dynamických dějů. Používají se v humánní i veterinární diagnostice mnoha onemocnění a poruch. S přibývajícimi fyzikálními objevy a poznatky nejen z oblasti optiky, akustiky, elektromagnetismu nebo radioaktivitě došlo k velkému objevu mnoha zobrazovacích technik, které dodnes nepochybně zlepšují kvalitu lidských životů. Nejsou určeny pouze ke hledání příčin zdravotních problémů, důležité jsou také během operací a menších zákroků, kde zvyšují přesnost a účinnost prováděné procedury při současném snížení stresu a zatížení organismu. Nesmíme opomenout ani prevenci, která se tak stává levnější a dostupnější. Zdokonalením původních přístrojů dnes máme k dispozici účinnější, bezpečnější a méně invazivní postupy, díky kterým lze snadno a rychle rozpoznat nespočet onemocnění již v zárodku, což je pro zahájení léčby a dobré prognóze pacienta často rozhodujícím faktorem. S dalším vývojem vědy a medicíny se možnosti rozšiřují a většinu onemocnění, která jsou pro nás dnes fatální a neléčitelná, budeme v budoucnu určitě schopni léčit.

Tato aplikace je přehledná, a i pro laického uživatele snadno ovladatelná. Na trhu jsou samozřejmě dostupné podobné programy, ty jsou ale často přeplněné aditivními funkcemi, které sice vypadají zajímavě, v praxi se ale používají minimálně. Náročnost řízení mnoha aplikací tak převažuje nad výhodami, které poskytují, čímž řadu případných uživatelů odradí. Díky základním funkcím a jejich téměř intuitivnímu ovládání by tato aplikace mohla být určena pro lékařské profese, které se jinak oborem radiodiagnostiky nezabývají. Program dokáže vyhodnotit základní parametry snímku, které jsou při diagnostice využívány, současně obsahuje funkce porovnávání nebo měření vzdálenosti, jež usnadní lékaři běžné posouzení vzhledu a stavu zobrazené struktury. Mohl by se stát běžnou součástí rutinního vyšetření například u praktických lékařů, kteří dbají na prevenci, a případnou vadu by tak mohli odhalit dříve.

### **2.3.1 Sdílení aplikace**

Aplikaci lze sdílet pomocí MATLAB Compiler se všemi uživateli vytvořením instalačního balíčku, nebo pro uživatele MATLABu je možné sdílet aplikaci přes MATLAB Desktop, MATLAB Online (MATLAB Compiler, 1994-2021; Getting Started: Standalone Applications Using MATLAB Compiler – Video, 1994-2021).

MATLAB Compiler vytvoří instalátor, který mohou instalovat i uživatelé bez přístupu k MATLABu. Takto vytvořené balíčky lze sdílet s uživateli volně, tedy bez licenčních poplatků. MATLAB Web App Server také umožňuje přístup k aplikacím MATLAB přímo z prohlížeče a koncoví uživatelé je mohou používat bez instalace dalšího softwaru.

Pro sdílení přes MATLAB Desktop a MATLAB Online je nutné aplikaci zabalit, tedy vytvořit jeden instalační soubor s koncovkou mlappinstall. Instalační soubor umožňuje ostatním nainstalovat aplikaci a přistupovat k ní jediným kliknutím z galerie aplikací (MATLAB Web App Server, 1994-2021).

### 3 ZÁVĚR

Cílem práce bylo vytvořit funkční grafické rozhraní pro zobrazení CT snímků a základní manipulací s nimi. V tom se osvědčilo prostředí MATLAB App Designer.

Pro práci s daty bylo potřeba zjistit, jak je přečíst a vložit do MATLABu, v tom dobře zafungovaly funkce *dicomCollection*, která ze složky načte všechny série přehledně do tabulky, a *dicominfo*, pomocí které jsem zjistil všechna potřebná metadata.

Po načtení sérií bylo nutné vymyslet, jak je zobrazit. To bylo provedeno pomocí funkcí *imshow*, která zobrazila snímky ve stupních šedi, a *imadjust*, ta mapuje hodnoty intenzity v obrázku a zvyšuje kontrast výstupního obrazu.

Aplikace má implementovaných několik uživatelských funkcí, se kterými lze provést základní analýzu snímků. ZOOM umožňuje kolečkem myši přibližovat a oddalovat snímek. Implementována je i funkce měření vzdálenosti dvou bodů, která udává vzdálenost v milimetrech i v pixelech.

Díky tomu, že další biomedicínské signály používají pro zpracování také standard DICOM, lze v budoucnosti tuto aplikaci jen s drobnými úpravami rozšířit o další funkce.

## POUŽITÁ LITERATURA

- About DICOM: Overview. DICOM [online]. [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://www.dicomstandard.org/about-home>.
- Adjust image intensity values or colormap – MATLAB imadjust. *The MathWorks, Inc.* [online]. [cit. 2021-12-08]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/adjust.html#d123e118281>.
- App Designer: Create a Discrete Slider. *The MathWorks* [online]. 2020 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/matlabcentral/answers/503673-app-designer-create-a-discrete-slider#answer\\_414023](https://www.mathworks.com/matlabcentral/answers/503673-app-designer-create-a-discrete-slider#answer_414023).
- DICOM. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2021 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/DICOM>.
- Display image – MATLAB imshow. *The MathWorks, Inc.* [online]. [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/imshow.html>.
- DOLEŽALOVÁ, Irena, Karol BOLČÁK a Robert KUBA. Využití pozitronové emisní tomografie (PET) v neurologii. *Neurologie pro praxi* [online]. 2014, 15(1), 6 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2014/01/04.pdf>.
- Dopplerovská zobrazení. In: *WikiSkripta* [online]. 2018 [cit. 2021-12-01]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Dopplerovsk%C3%A1\\_zobrazen%C3%AD](https://www.wikiskripta.eu/w/Dopplerovsk%C3%A1_zobrazen%C3%AD).
- Getting Started: Standalone Applications Using MATLAB Compiler – Video. The MathWorks, Inc. [online]. [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/videos/getting-started-standalone-applications-using-matlab-compiler-100088.html>.
- GRAJCIAROVÁ, Lucie et al. "Software for diagnosis of the GPA disease using CT image analysis," 2013 International Conference on Applied Electronics. 2013, pp. 1-4.
- GREENWAY, K., BELL, D. Hounsfield unit. *Radiopaedia* [online]. 2015 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/hounsfield-unit>.
- KRÁLOVÁ, Magda. Rentgenové záření. *Eduportál Techmania* [online]. [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <http://edu.techmania.cz/cs/encyklopedie/fyzika/kvanta/rentgenove-zareni>.
- MARUSIČ, Petr, Kateřina ZÁRUBOVÁ a Aleš TOMEK. Klinické využití SPECT v neurologii. *Neurologie pro praxi* [online]. 2014, 15(1), 47 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/neu/2014/01/05.pdf>.
- MATLAB App Designer. The MathWorks, Inc. [online]. [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html>.
- MATLAB Compiler* [online], 1994-2021. In: The MathWorks [cit. 2021-05-04]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/products/compiler.html>.
- MATLAB Web App Server. *HUMUSOFT* [online]. [cit. 2021-12-12]. Dostupné z: <https://www.humusoft.cz/matlab/matlab-web-app-server/>.
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1152-4.



- Sonografické pracoviště. *NsP Karviná-Ráj* [online]. [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <http://nspka.cz/cs/pacient/oddeleni/ostatni-oddeleni-karvina/radiodiagnosticke-oddeleni/sonograficke-pracoviste-ultrazvuk-sono.html>.
- PET. WikiSkripta [online]. 2021 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/PET>.
- Read metadata from DICOM message – MATLAB dicominfo. The MathWorks, Inc. [online]. [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/dicominfo.html>.
- Skiografie. In: WikiSkripta [online]. 2018 [cit. 2021-12-01]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Skiografie>.
- Skiaskopie. In: WikiSkripta [online]. 2019 [cit. 2021-12-01]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Skiaskopie>.
- SPECT. WikiSkripta [online]. 2015 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/SPECT>.
- ŠMÍDOVÁ, Vladimíra. Magnetická rezonance plic. *DOCPLAYER* [online]. 2019 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/145563612-Magneticka-rezonance-plic.html>.
- Tutorials Point. MATLAB numerical computing* [online]. 2014 [cit. 2021-12-01]. Dostupné z: [https://www.tutorialspoint.com/matlab/matlab\\_tutorial.pdf](https://www.tutorialspoint.com/matlab/matlab_tutorial.pdf).
- Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky. In: *WikiSkripta* [online]. 2018 [cit. 2021-12-01]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD\\_tomografie\\_a\\_Hounsfieldovy\\_jednotky](https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie_a_Hounsfieldovy_jednotky).

# **PŘÍLOHY**

Příloha A – CD

**Příloha k bakalářské práci**

Metody analýzy vybraných biomedicínských signálů

Michal Kočí

**CD**

## **Obsah**

1. Text bakalářské práce ve formátu PDF
2. Úplný zdrojový kód aplikace