

Univerzita Karlova v Praze
1. lékařská fakulta

Studijní obor:
Zdravotnická technika a informatika

VYHODNOCOVÁNÍ DENZIT MAMOGRAMŮ
(diplomová práce)

Autor: Bc. Vojtěch Hána

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Červen 2009

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat všem, kteří mi umožnili zpracování mé diplomové práce, především doc. Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D., za ochotu a odborné vedení této práce.

Abstrakt

Hustota parenchymu prsu je důležitým rizikovým faktorem pro rozvoj rakoviny prsu. Cílem této práce bylo vytvořit programový nástroj pro vyhodnocení mamografických snímků a umožnit tak lékařům následné zjištění vztahu mezi výskytem karcinomu prsu a denzity oblasti parenchymu prsu a také umožnit sledování vývoje léčby.

Byla vytvořena aplikace, která obsahuje funkce pro zobrazení mamografických obrazových dat, nástroje pro zpracování obrazu a statistický výstup změřených hodnot.

Aplikace bude využívána na radiodiagnostické klinice Všeobecné fakultní nemocnice v Praze, jako podpora diagnostiky u vyšetření určených k predikci nádorových onemocnění prsu

Klíčová slova: mamografie, měření denzity prsu, karcinom prsu, optická denzita

Abstract

Breast density has been identified as an important risk factor in the development of breast cancer. The purpose of this diploma work was to create software for evaluation mammography images and to allow doctors to study relationships between breast parenchymal density and breast cancer as well as enable monitoring the progress of treatment.

It was created application Mamodens, what contains functions for displaying image records of mammography, tools for image processing and statistical output of measured values.

This application will be used at the Department of Diagnostic Radiology at the General University Hospital in Prague to support diagnostic of the breast cancer.

Key words: mammography, measurement of breast density, breast cancer, optical density

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu literatury a souhlasím s případným použitím své práce pro potřeby školy.

.....

Místo a datum podpisu

.....

Podpis autora

Obsah

PODĚKOVÁNÍ	1
ABSTRAKT	2
ABSTRACT	2
ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ	3
OBSAH	4
1 ÚVOD	6
2 TEORETICKÁ ČÁST	7
2.1 METODY POŘÍZENÍ MAMOGRÁFICKÝCH SNÍMKŮ	7
2.1.1 Analogová skiografie	7
2.1.2 Sekundární digitalizace	7
2.1.3 Nepřímá digitalizace CR (Computed Radiography).....	8
2.1.3.1 Paměťové folie	8
2.1.3.2 Digitizér (scanner, čtečka) pro CR	9
2.1.3.3 Identifikační konzole.....	9
2.1.3.4 Ovládací konzole.....	9
2.1.3.5 Pracovní konzole.....	10
2.1.4 Přímá digitalizace DR (direct radiography) nebo DDR (direct digital radiography).....	10
2.1.4.1 Detektor s přímou konverzí (a-Se)	10
2.1.4.2 Detektor s nepřímou konverzí (a-Si)	11
2.2 VÝCHOZÍ FYZIKÁLNÍ VELIČINY	13
2.2.1 Transmittance	13
2.2.2 Opacita	13
2.2.3 Optická denzita.....	14
2.3 VSTUPNÍ PODMÍNKY	14
2.3.1 Senzitometr X-Rite model 394	16
2.3.2 Denzitometr X-Rite model 391.....	16
2.3.2.1 Senzitogram	17
3 IMPLEMENTACE PROGRAMU	21
3.1 DOPORUČENÉ SOFTWARE A HARDWAREVÉ NÁROKY	22
3.1.1 Hardware	22
3.1.2 Software	22
4 POPIS APLIKACE	23
4.1 STRUKTURA APLIKACE.....	24
4.1.1 Mamodens.....	24
4.1.2 Help	24
4.1.3 Saved findings.....	24
4.1.4 Mamodens.exe	24
4.1.5 Mamodens.ini	24
4.1.6 Sensitogram.txt.....	24
4.2 HLAVNÍ OKNO	25
4.3 HLAVNÍ OKNO – HORNÍ ČÁST	25
4.3.1 Soubor	26
4.3.1.1 Otevřít	26
4.3.1.2 Konec	26
4.3.2 Nastavení.....	26
4.3.2.1 Nastavit senzitogram	27
4.3.2.2 Nastavit výchozí adresář se snímky	27
4.3.2.3 Spouštěč maximalizovaně.....	27
4.3.2.4 Zvýraznit výběr	27
4.3.2.5 Schovat menu.....	27
4.3.3 Nástroje	27

4.3.3.1	Inverze.....	27
4.3.3.2	Výběr oblasti zájmu	28
4.3.3.3	Kontrast.....	28
4.3.3.4	Lupa	28
4.3.3.5	Původní.....	28
4.3.4	<i>O programu</i>	28
4.3.5	<i>Nápověda</i>	28
4.4	HLAVNÍ OKNO – PRAVÁ ČÁST.....	29
4.4.1	<i>Náhled snímku</i>	30
4.4.2	<i>Bod pod kurzorem</i>	30
4.4.2.1	Absol. pozice kurzoru	30
4.4.2.2	Relat. pozice kurzoru	30
4.4.2.3	Barva bodu	30
4.4.2.4	Hodnota denzity	30
4.4.3	<i>Informace o souboru a pacientovi</i>	31
4.4.3.1	Rodné číslo pacienta	31
4.4.3.2	Jméno pacienta.....	32
4.4.3.3	Příjmení pacienta.....	32
4.4.3.4	Název souboru.....	32
4.4.3.5	Počet pixelů na ose X.....	32
4.4.3.6	Počet pixelů na ose Y.....	32
4.4.4	<i>Vybraná oblast</i>	32
4.4.4.1	Referenční hodnota (RH)	32
4.4.4.2	Průměrná hodnota	32
4.4.4.3	Průměrná hodnota k RH.....	33
4.4.4.4	Medián	33
4.4.4.5	Medián k RH.....	33
4.4.4.6	Směrodatná odchylka	33
4.4.4.7	Směrodatná odchylka k RH.....	33
4.4.4.8	Vypočítat.....	33
4.4.4.9	Uložit.....	33
4.4.5	<i>Histogram</i>	34
4.5	HLAVNÍ OKNO – LEVÁ ČÁST	35
4.6	OKNO NASTAVENÍ SENZITOGAMU	36
4.6.1	<i>Okno nastavení senzitogramu – horní část</i>	36
4.6.1.1	Soubor	37
4.6.1.2	Nový.....	37
4.6.1.3	Otevřít	37
4.6.1.4	Uložit.....	38
4.6.1.5	Smazat.....	38
4.6.1.6	Nastavit výchozí.....	38
4.6.2	<i>Konec</i>	38
4.7	OKNO NASTAVENÍ SENZITOGAMU – STŘEDNÍ ČÁST	39
4.7.1	<i>Načtený senzitogram</i>	39
4.7.2	<i>Graf senzitogramu</i>	40
4.7.3	<i>Graf barvy zčernání</i>	41
4.7.4	<i>Graf denzita vs. barva</i>	41
4.7.5	<i>Okno nastavení senzitogramu – spodní část</i>	42
4.8	OKNO NÁPOVĚDY	43
5	ZÁVĚR	44
6	LITERATURA.....	45
	REJSTŘÍK OBRAZOVÉ DOKUMENTACE.....	47
	PŘÍLOHY	48

1 Úvod

Nádorové onemocnění prsu (C50 podle MKN-10) je v České republice nejčastější příčinou úmrtí žen ve věkové kategorii 20 – 54 let. Patří k nejčastějším nádorovým onemocněním ženské populace. V roce 2007 byl v České republice hlášen karcinom prsu u 105,5 případu na 100 tisíc žen.

Úmrtnost činila 26,2 na 100000 žen^[1]. I když se nádory prsu vyskytují v jakémkoliv věku, statisticky vykazují urychlení výskytu především ve vyšším věku.

Pro vyšetření prsu se používá diagnostická metoda využívající rentgenové záření o nízkých energiích - mamografie. Princip fungování mamografického screeningu vychází z předpokladu, že onemocnění zachycené v časně fázi je snáze léčitelné a vede k vyšší kvalitě a vyšší délce života pacientek^[2]. Jedná se o nejspolehlivější dosud známou metodu odhalování nádorů prsu i v počátečním stadiu. Spolehlivost metody (pokud je prováděna ve specializovaných centrech) je přibližně 96 %.

Jednou z důležitých vyhodnocovaných veličin na mamografickém snímku je optická denzita. Tato veličina vypovídá o míře pohlcení světla a její vysoké hodnoty jsou důležitým ukazatelem rizika výskytu karcinomu prsu^[3]. Jako základní veličina je používána v mamografickém rozboru snímku a pro radiofyzikální účely se využívá jako sledovaná veličina zkoušek provozní stálosti a dlouhodobé stability^[4]. Jejím sledováním lze určit výskyt a míru úspěšnosti léčby karcinomu prsu.

Zadání na vytvoření vhodné aplikace pro softwarové měření optické denzity vzešlo od přednosta radiodiagnostické kliniky, 1. lékařské fakulty a všeobecné fakultní nemocnice Univerzity Karlovy, prof. MUDr. Jana Daneše, CSc. Po rozboru byly stanoveny podmínky, které by měla aplikace splňovat.

- umožnit podporu diagnostiky (zobrazení a práci s mamografickými snímky)
- umožnit studium závislosti výskytu karcinomu na hodnotách denzity oblasti parenchymu . Ukládat hodnoty do souboru formátu Microsoft Office Excel
- umožnit sledovat vývoj statistických parametrů hodnot denzity u jednotlivých případů (toto je důležité během léčby a dnes se provádí pouze pohledem, což nepřináší některé důležité informace, jako jsou průměrné hodnoty denzity celé oblasti parenchymu, hodnoty denzity vůči referenční hodnotě, apod.)

2 Teoretická část

2.1 Metody pořízení mamografických snímků

2.1.1 Analogová skiografie

Detektorem obrazu je film a principem je fotochemická reakce. Fotografické (světlocitlivé) materiály jsou tvořeny drobnými krystaly halogenidu stříbra (nyní je to téměř vždy bromid stříbrný, velikost krystalků cca 1 μm , hustota cca $10^9/\text{cm}^2$), které jsou rozptýleny v želatinové vrstvě. Tato tzv. fotografická emulze je nanášena na povrchu plastové fólie - filmu; dříve se používaly i skleněné fotografické desky. V molekule bromidu stříbrného AgBr jsou atomy stříbra a bromu vázány iontovou vazbou - Ag⁺Br⁻, která je poměrně slabá; krystalová mřížka AgBr tvoří kubickou soustavu. Výsledkem je fotochemická reakce uvolňování atomů stříbra z jeho vazby ze sloučeniny AgBr a následný vznik latentního obrazu. Fyzikálně-chemická změna v krystalcích bromidu stříbrného je zviditelněna teprve při vyvolání. Vyvolávací proces je elektrochemická reakce, při níž primárně dochází k přenosu elektronů z vyvolávacího činidla na AgBr prostřednictvím atomů stříbra v latentním obraze.

Po expozici ionizujícím zářením je hustota zčernání vyvolaného fotografického materiálu úměrná hustotě ionizace v daném místě, a tedy množství energie ionizujícího záření, která byla v tomto místě pohlcena. Makroskopickým sledováním, měřením celkového zčernání fotografického materiálu nebo jeho jednotlivých míst, můžeme stanovovat intenzitu záření v dozimetrii a RTG diagnostice. Výsledkem je filmový materiál, pro softwarové zpracování je nutná jeho digitalizace.

2.1.2 Sekundární digitalizace

Jedná se o dodatečnou digitalizaci již zhotovených klasických filmových RTG snímků mokrou nebo suchou cestou. Nejjednodušší digitalizace je fotografování digitálním fotoaparátem rentgenového snímku na negatoskopu. Výsledkem je však velmi nízká kvalita, u rentgenových snímků pro nedestruktivní zkoušení je kvalita nedostatečná. Proto se provádí digitalizace ve scanneru. Jedná se o speciální scannery, které umožňují digitalizovat snímky do vysokých hodnot zčernání. Obraz je snímán bod

po bodu laserovým paprskem nebo prosvětlován intenzivním světelným zdrojem (400 W žárovka s optikou) a snímán řádkovým snímačem.

Do digitální podoby je možné převést všechny standardní formáty filmů až do šířky 35 cm, bez omezení délky. Rozlišení lze použít mezi 50 μm a 500 μm . Můžeme pracovat s dynamickým rozsahem (zčernáním) $D = 0$ až $D = 4,5$. Film 35 \times 43 cm může být převeden do digitální podoby za cca 7 sekund.

2.1.3 Nepřímá digitalizace CR (Computed Radiography)

Hlavní rozdíl mezi analogovou skiografií a nepřímou digitalizací spočívá v tom, že RTG film je nahrazen paměťovou folií. S kazetou s paměťovou folií lze pracovat stejně jako s filmovou kazetou po stránce expozice. Kazeta se liší jen nepřítomností zesilovacích folií a je doplněna o paměťový čip pro vkládání údajů o pacientovi. Jednu čtečku paměťových kazet lze využít pro několik RTG vyšetřoven a tím výrazně snížit pořizovací náklady. U nepřímé digitalizace není nutno provádět žádné úpravy, které jsou nutné např. při instalaci plochého detektoru pro přímou digitalizaci. Pro CR lze použít veškeré nářadí využívané při pořizování snímků na rentgenový film.

2.1.3.1 Paměťové folie

Paměťové folie jsou někdy také nesprávně nazývané fosforovými foliemi. Neobsahují prvek fosfor, ale mikrokrystaly na bázi CsI. Při dopadu rentgenového záření jsou vybuzeny elektrony v krystalické struktuře folie a posouvají se do vyšších energetických vrstev, kde zůstávají v kvazistabilním stavu. Ve speciálním scanneru se pomocí laserového svazku tyto elektrony uvolňují a ve fluorescenční vrstvě vznikne viditelný obraz. Snímek je pak sejmut a digitalizován. Paměťové folie mají velkou dynamiku, což je zvláště vhodné při prozařování materiálů o různých tloušťkách (absorpce). Životnost folie je teoreticky nekonečná, v praxi však dochází k mechanickému poškození manipulací s foliemi.

2.1.3.2 Digitizér (scanner, čtečka) pro CR

Latentní obraz se z paměťové folie vyvolá osvitěm červeným nebo blíže infračerveným světlem na principu fotoluminiscence. Analogicky jako na zesilovacích foliích. Podle konstrukce paměťových folií lze takto vzniklý latentní obraz uchovávat až po několik dní. Chceme-li latentní obraz vyvolat – zviditelnit, používáme monochromatické světlo laseru. Viditelné světlo vyvolané osvitěm paměťové folie se zachytí ve fotonásobiči - detektoru, kde je převedeno na elektrický impuls. Pro každý pixel je v binární stupnici k dispozici jasová škála 0 – 4095 ($2^{12} = 4096$). Před detektor musí být vložen filtr, který odstíní světlo budícího laseru, neboť intenzita tohoto světla je vyšší než intenzita světla vznikajícího osvitěm paměťové folie. Po přečtení latentního obrazu je plocha folie vystavena krátkému působení velmi intenzivního světla, které převede veškerý latentní obraz ve viditelné světlo. Zaručí se tím, že žádná z předchozích informací nebude zdrojem šumu při následném použití. Dochází k takzvanému vyčištění (vybití) folie a kazeta je připravená pro další expozici.

2.1.3.3 Identifikační konzole

Identifikační konzole slouží k zadávání dat týkajících se pacientů a parametrů pro vyšetření pomocí klávesnice. Štítkem s čárovým kódem, čipem či magnetickým proužkem na kazetě jsou přiřazeny informace o pacientovi, popř. o typu vyšetření, a ty jsou dále předávány z konzole na pracovní stanici, odkud jsou tyto informace přidávány a pak i zobrazeny u výsledného snímku po zpracování v digitizéru. Rozsah zadávaných informací na identifikační konzoli a jejich přenos je dán softwarem.

2.1.3.4 Ovládací konzole

Přes ovládací konzoli lze rychle zadávat identifikační údaje pacienta přímým vstupem přes klávesnici a vlastní ovládání RTG přístroje

- jednoduché operace lze ovládat přes dotekovou obrazovku
- umožňuje výběr orgánových programů

2.1.3.5 Pracovní konzole

Umožňuje zobrazení, dodatečné opravy a úpravy dat pořízených snímků, jejich úpravu, odeslání již upravených snímků na archivační server (PACS), vypalovací server (DVD), případně na tisk, kde je možnost využití laserového tisku nebo inkoustového tisku na papír či poloprůsvitné folie nahrazující film. Rozsah postprocessingu (korekce jasů, kontrastu, přidávání pozičních značek...) je dán programovým vybavením systému a přístupovými právy jednotlivých uživatelů k provádění úprav.

2.1.4 Přímá digitalizace DR (direct radiography) nebo DDR (direct digital radiography)

Jedná se jednoznačně o nejperspektivnější zobrazovací systém do budoucna. Pro vlastní detekci RTG záření je použit speciální čip, tvořený maticí světlocitlivých polovodičových prvků, na jejichž počtu závisí rozlišovací schopnost snímače, doba přečtení a pořizovací cena. Tento detektor je umístěn pod/za bucky clonou.

Na rozdíl od CR, kde je používáno několik konzolí, je u DR vše sdruženo do jednoho pracovního počítače, který běží na běžném operačním systému (Windows, Linux, Apple)

Vyrábějí se dva systémy:

- 1) s přímou konverzí rentgenového záření
- 2) s nepřímou konverzí rentgenového záření

Tyto systémy jsou také označovány podle svého vzhledu jako ploché panelové detektory (Flat Panel Detector, FPD). Současnou nevýhodou detektorů je jejich poměrně vysoká cena a určitá náročnost na správné zacházení, především na okolní teplotu.

2.1.4.1 Detektor s přímou konverzí (a-Se)

Detektor s přímou konverzí využívá vnitřního fotoelektrického jevu ke generování dvojice nábojových nosičů elektron-díra. Principem je vznik náboje zářením bez pomocného scintilátoru ve fotovodivé selenové vrstvě, urychlení pomocí napětí vloženého na pomocnou elektrodu a sejmutí náboje tranzistorovým polem. Typickým polovodičovým materiálem je amorfní selen (a-Se detektor) používaný vzhledem k

jeho výborným detekčním vlastnostem a extrémně vysoké dosahované prostorové rozlišovací schopnosti. Před ozářením je přiloženo vysoké elektrostatické pole (jednotky kV) napříč amorfní Se vrstvy pomocí horní elektrody. Vlivem vysokého napětí jsou generované nábojové nosiče nasměrovány ke sběrným elektrodám. Vzájemná separace detekčních elementů je provedena pomocí tvarujícího elektrického pole uvnitř Se vrstvy. Detektor s přímou konverzí se pro jemnou rozlišovací schopnost užívá především při zobrazování v zubním lékařství.

2.1.4.2 Detektor s nepřímou konverzí (a-Si)

Tento typ detektoru využívá jevu luminiscence scintilačního krystalu. Tím se přetváří latentní RTG obraz na světelný „meziobraz“, který je následně převeden na elektrický signál. Principem je detekce viditelného světla pomocí polovodičových fotodiod nebo fototranzistorů.

Používají se dva typy scintilátorů:

1. amorfní, se standardní technologií luminiscenčního štítu (nevýhodou je značný rozptyl světla)
2. amorfní strukturovaný s uspořádanou krystalickou strukturou – CsI (podélné krystaly jsou uspořádány paralelně, což vede k významnému potlačení rozptylu světla)

Fyzikální mechanismus nepřímé konverze:

latentní RTG obraz → absorpce RTG záření v scintilačním krystalu → světelný meziobraz v scintilačním krystalu → snímání meziobrazu polem fotodiod (nebo fototranzistorů) a převod na el. signál → přenos el. signálu TFT polem (tenkovrstvé tranzistory vyrobené z hydrogenovaného amorfního křemíku) a zesílení → A / D převod

CCD (Charge Coupled Device)

Jedná se o polovodičové obrazové snímače^[18] ve tvaru matice elementárních obrazových detektorů citlivých na dopadající světlo. Podle způsobu "sběru" elektrického náboje z jednotlivých světlocitlivých buněk se dále dělí na progresivní a

prokládané. U progresivních CCD snímačů je elektrický náboj sbírán vysokou rychlostí ze všech buněk téměř najednou (FTD - Frame Transfer Device). U prokládaných CCD snímačů je elektrický náboj sbírán po částech. Proto se neobejdou bez mechanické závěrky, která určuje dobu, po kterou jsou všechny buňky osvětleny. Výhodou prokládaných CCD snímačů je jejich snadnější výroba a tím i nižší výrobní náklady. Přesto je technologie výroby CCD prvků velmi náročná a drahá. Každý snímač totiž potřebuje ke své funkci tři různá napájecí napětí, čímž rovněž roste spotřeba energie.

Výhody:

- vysoká kvalita a výtěžnost vlastních obrazových snímačů

Nevýhody:

- pomalejší přenos náboje
- tři různá napájecí napětí (a tím zvýšená spotřeba elektrické energie)
- není možné definovat oblast zájmu (ROI - Region Of Interest)

CMOS (Complementary Metal Oxid Semiconductor)

Tyto obrazové snímače využívají podstatu polovodičových součástek. Jsou řízené elektrickým polem a k provozu jim stačí jen jedno napájecí napětí, díky čemuž mají menší spotřebu energie. CMOS snímače^[17] se vyrábí podobně jako integrované obvody, díky tomu klesá jejich výrobní cena.

Snímače CMOS lze rozdělit na dvě skupiny:

1. pasivní CMOS (PPS - Passive Pixel Sensors) generují elektrický náboj úměrný energii dopadajícího svazku světelných paprsků. Náboj jde přes zesilovač do A/D převodníku, stejně jako u CCD. V praxi však pasivní CMOS dávají kvůli šumu špatný obraz.
2. aktivní CMOS (APS - Active Pixel Sensors). U těchto snímačů je každý světlocitlivý element doplněn analytickým obvodem. Ten měří šum a eliminuje ho. Právě tyto snímače mají velkou budoucnost.

Hlavní výhody CMOS snímače oproti CCD snímači:

- nižší spotřeba energie
- nižší zbytkové teplo (toto je problém u velkých CCD snímačů), čím více se snímač zahřeje, tím více produkuje digitálního šumu (lze kompenzovat chlazením, např. Peltierovými články)
- jednodušší výroba
- při výrobě je menší problém s chybovostí a nižší spotřeba drahého křemíku
- rychlejší přenos náboje ze snímače na A/D převodník
- je možné definovat oblast zájmu (ROI)
- je možné využít logaritmického průběhu citlivosti obrazových bodů

2.2 Výchozí fyzikální veličiny

2.2.1 Transmittance

Transmittance je veličina, která definuje poměr mezi světlem dopadajícím na určitý vzorek a světlem procházejícím.

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (1)$$

T transmittance

I intenzita světla, které prošlo vzorkem

I₀ intenzita světla, které do vzorku vstoupilo

2.2.2 Opacita

Opacita vyjadřuje míru neprůsvitnosti látky a určuje se podílem toku záření dopadajícího na vzorek a procházejícího látkou.

$$O = \frac{1}{T} \quad (2)$$

O opacita
T transmittance

2.2.3 Optická denzita

Optická denzita^[14] je definována jako absorbance světla při dané vlnové délce λ na jednotku vzdálenosti l :

$$OD = \frac{A_\lambda}{l} = -\frac{1}{l} \log_{10} T = \frac{1}{l} \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (3)$$

OD optická denzita
l tloušťka vzorku, resp. přesněji délka dráhy paprsku ve vzorku měřená v centimetrech
 A_λ absorbance změřená při vlnové délce λ
T transmittance
 I_0 intenzita dopadajícího světla
I intenzita prošlého světla

Při vyhodnocování radiologických snímků je tloušťka vzorku natolik malá, že lze bez výrazného zkreslení považovat optickou denzitu rovnou dekadickému logaritmu transmittance.

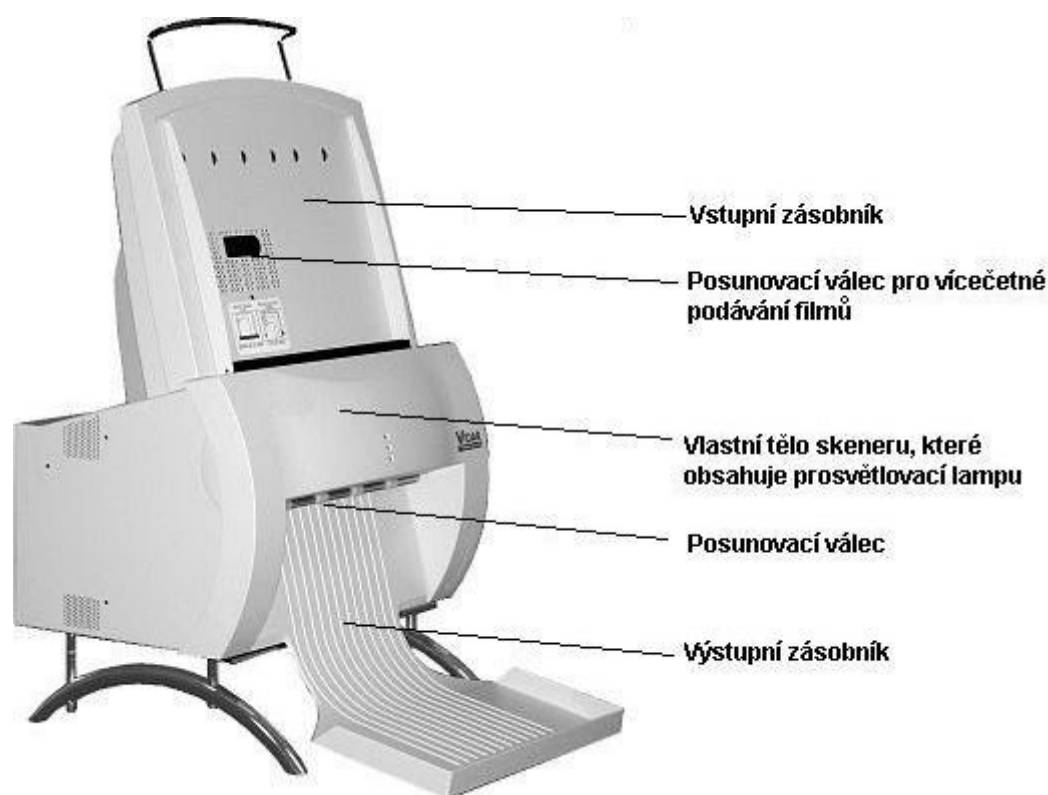
2.3 Vstupní podmínky

Mamografické snímky, se kterými jsem nadále pracoval, byly pořízeny v Centru diagnostiky chorob prsu V. Polaka. Jedná se o pracoviště Radiodiagnostické kliniky

Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy, kde jsou umístěny dva mamografické přístroje. Od firmy Instrumentarim Imaging (Diamond) a od firmy Philips (Mammodiagnost 3000). Vzhledem k tomu, že na pracovišti není dosud v provozu nepřímá ani přímá digitalizace, pracovníci mamografický obraz zachycují na filmové kazety. Poté je film vyvolán na speciálním zařízení pro vyvolávání mamografických snímků za denního světla (Agfa). Digitalizace probíhá na skeneru VIDAR's DiagnosticPRO® Advantage od společnosti VIDAR Systems Corporation (USA), kterou v České republice zastupuje společnost Aura (Praha).

Skener je připojený k počítači pomocí USB kabelu. Skenování je ovládáno pomocí aplikace TWAIN, která umožňuje ukládání naskenovaných snímků v nekomprimovaných grafických formátech TIFF a BMP a formátu JPG. TIFF a BMP umožňují velkou bitovou hloubku a bezztrátovou kompresi. Naopak nevýhodou je jejich velikost, proto se k práci a archivaci častěji využívá formát JPG.

Pro účely aplikace Mamodens jsem zvolil podporu formátu JPG a BMP.



Obr. 1: Skener radiologických filmů VIDAR's DiagnosticPRO® Advantage

2.3.1 Senzitometr X-Rite model 394

Na tomto přístroji jsou získávány filmové senzitogramy, které slouží k následné analýze na denzitometrech^[15]. Jedná se o jedno i oboustranně exponující senzitometr s volitelným spektrem osvětlení i nastavitelnou délkou expozice pro modrocitlivé i zelenocitlivé filmy (v Centru diagnostiky chorob prsu V. Polaka se používají právě zelenocitlivé filmy). Tento senzitometr je kompaktní, přenosný a disponuje vysokou přesností a stabilitou.



Obr. 2: Senzitometr X-Rite model 394

2.3.2 Denzitometr X-Rite model 391

Jedná se o denzitometr s motorickým posunem filmu a s automatickým odečtem všech 21 stupňů senzitogramu. Měří v rozsahu 0,00 – 4,50 OD. Z naměřených hodnot počítá hlavní parametry kvality zpracování filmů: minimální hustotu, index citlivosti, index kontrastu, průměrný gradient, maximální hustotu. Lze provádět i bodová měření na fantomech. Obsahuje LCD displej, možnost přenosu dat pomocí rozhraní RS-232. Je vybaven pamětí, kam lze ukládat až 32 senzitogramů pro každý z až 12 vyvolávacích automatů. Vhodný je pro větší radiodiagnostická centra s více monitorovanými pracovišti.



Obr. 3: Densitometr X-Rite model 391

2.3.2.1 Senzitogram

Senzitogram (někdy také nazývaný densitometrický klín) je filmový snímek s gradačním klínem denzity s různým počtem polí (v tomto případě s 21 poli). Pro pravidelné denní měření je používán test senzimetrie. Je využíván ke zkouškám provozní stálosti a jeho účelem je monitorování stability vyvolávacího procesu.

Četnost testu:

- denně

Pomůcky:

- senzitometr
- densitometr

Postup:

1. v temné komoře se senzitometrem osvítlí film, který je vybírán každý den z filmů, které slouží k běžnému snímkování. Každý den by měl být osvícen tentýž formát filmu. Na senzimetrii by měly být používány často užívané formáty filmů
2. senzitometrem osvícený film se standardním způsobem vyvolá ve vyvolávacím automatu

3. denzitometrem se odečtou hodnoty políček stanovených při výchozím testu a z nich se určí (viz obr. 4):

- a. **D_{min}**(denzity minimal) minimální hustota – optická denzita oblasti snímku na zpracovaném kontrolním filmu, která nebyla exponována světlem senzitometru
- b. **D_{max}**(denzity maximal) maximální hustota – optická denzita oblasti snímku na zpracovaném kontrolním filmu, která byla exponována nejvyšší intenzitou světla senzitometru
- c. **AvGrad** (average gradient) průměrný gradient – aritmetický průměr hodnot naměřených denzit
- d. **S_{ind}** (sensitivity index) index citlivosti – optická denzita senzitometrického kroku, který po optimalizaci vyvolávacího procesu měl optickou denzitu nejbližší vyšší než hodnotu $1,00 + D_{\min}$
- e. **C_{ind}** (contrast index) index kontrastu – rozdíl optické denzity senzitometrického kroku, který měl po optimalizaci vyvolávacího procesu optickou denzitu nejbližší vyšší než $2,00 + D_{\min}$ a optické denzity senzitometrického kroku, který měl po optimalizaci vyvolávacího procesu optické denzity nejbližší vyšší než $0,25 + D_{\min}$
- f. grafickým výstupem je senzitometrická křivka (viz obr. 5), kde na ose x jsou čísla měřených polí (1 – 21) a na ose y naměřené hodnoty optické denzity. Hodnotí se tvar, plynulost průběhu, patrné jsou i hodnoty závoje (minimální denzity snímku), zvýšené např. při nevhodném skladování filmů, strmost křivky (hodnoty denzity na snímku při optimální expozici by měly odpovídat lineární části křivky, kde je největší strmost, tedy i největší kontrast)

Před uvedením rentgenového přístroje do klinického provozu je nutné provést optimalizaci vyvolávacího provozu, při kterém se stanovují následující veličiny:

1. **S_{indref}** - S_{ind} stanovená při výchozím testu senzimetrie jako výchozí hodnota pro účely testů senzimetrie
2. **C_{indref}** - výchozí hodnota C_{ind} stanovená při výchozím testu senzimetrie pro účely testů senzimetrie

Požadavky při denní kontrole senzitogramu:

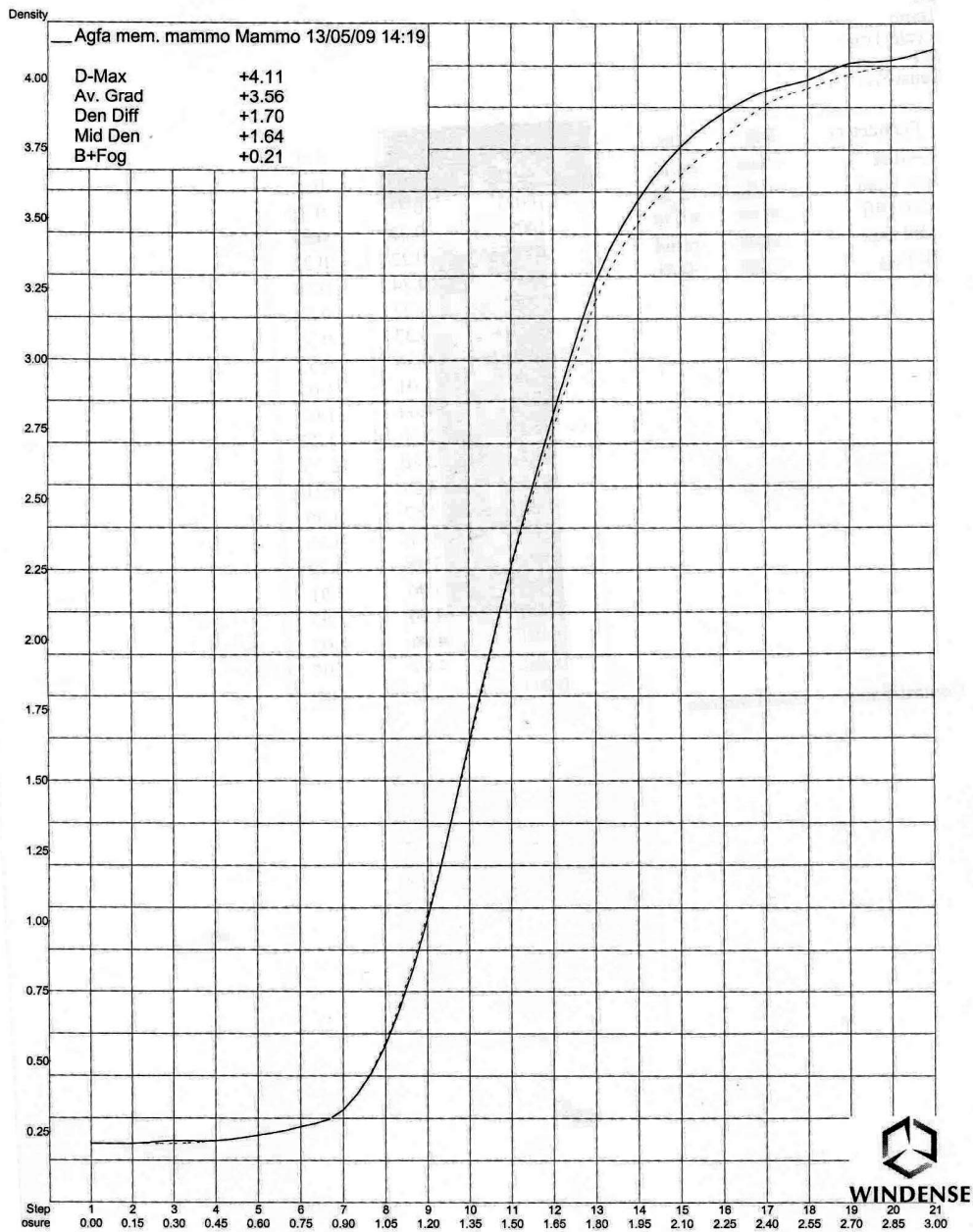
- $|S_{ind} - S_{indref}| \leq 0,20$
- $|C_{ind} - C_{indref}| \leq 0,20$

Doporučení při denní kontrole senzitogramu:

- $|S_{ind} - S_{indref}| \leq 0,15$
- $|C_{ind} - C_{indref}| \leq 0,15$



Obr. 4: Naskenovaný senzimetrický klín



Obr. 5: Senzitometrická křivka z denní zkoušky provozní stálosti

3 Implementace programu

K provedení zadaného úkolu jsem vycházel z výsledků předchozí diplomové práce na dané téma od Ing. Jana Stoklasy, absolventa ČVUT Fakulty elektrotechnické. Výsledkem této diplomové práce byla aplikace MAMO. Tento program bohužel nesplňoval nároky na něj kladené. Komplikací byla především nutnost instalace runtime podpory pro spustitelné programy vytvořené v prostředí Matlabu a dlouhá prodleva od načtení do zobrazení obrazového souboru. Nevýhodou bylo také zkreslení převodu hodnot optické denzity při práci se snímkem.

Po zvážení požadavků na aplikaci jsem se rozhodl použít programovací jazyk Delphi ^{[4][5][6][7][9][10]}. Jedná se o integrované grafické vývojové prostředí firmy Borland, určené pro tvorbu aplikací na platformě MS Windows v jazyce Object Pascal (objektové nástavbě Pascal). Obsahuje systém RAD (Rapid Application Development), který umožňuje vizuální návrh grafického uživatelského rozhraní, na jehož základě je automaticky vytvářena kostra zdrojového kódu, což výrazně urychluje vývojový cyklus. Programování v Delphi je z velké části založeno na použití komponent. Komponenta je malá část programu, která vykonává určitou činnost (například zobrazuje text nebo obrazové záznamy, přehrává multimédia, komunikuje s databází). Velkou předností Delphi proti některým konkurenčním produktům jsou knihovny komponent, které jsou jejich součástí (např. VCL, CLX, Indy ...). Dodávané komponenty významně usnadňují tvorbu aplikací.

Abych předešel komplikacím se zkreslením hodnot optické denzity vlivem grafických operací nad snímky, rozhodl jsem se použít dvě kopie bitmapy. První je načtená v paměti pro potřeby získávání hodnot barvy, která je převáděna na hodnoty denzity, druhá bitmapa je „viditelná“, zobrazená v hlavním okně. Na této druhé probíhají grafické operace (změny kontrastu, inverze, lupa). Hodnoty pozice kurzoru jsou pro obě bitmapy stejné.

Při rozhodování o bitové hloubce jsem se rozhodoval mezi 8 bitovými a 12 bitovými snímky. Po nastudování závěrů z diplomové práce Ing. Stoklasy a po ověření prakticky používaných nastavení na pracovišti mamografie jsem se rozhodl pracovat s 8 bitovými snímky, respektive aplikace převádí z odlišné bitové hloubky na 8 bitový šedotónový obraz (viz příloha č. 9).

Co se týče rozlišení snímku, vycházel jsem opět z používaných hodnot na pracovišti mamografie (75, 150, 300, 570 dpi). Nejčastěji je používaná hodnota 150 dpi. Aplikace Mamodens dokáže pracovat se všemi typy rozlišení nastavitelnými při skenování na skeneru Vidar. Možnou komplikací je, že se stoupající hodnotou rozlišení, a tedy i větším rozměrem snímku, roste nutná doba pro načtení snímku a pro grafické operace (u 570 dpi pod 1 minutu).

3.1 Doporučené softwarové a hardwarové nároky

Vzhledem k tomu, že aplikace využívá grafické operace s jednotlivými pixely, což je z hlediska výpočtu poměrně náročné, bylo nutné stanovit doporučené hardwarové a softwarové požadavky.

3.1.1 Hardware

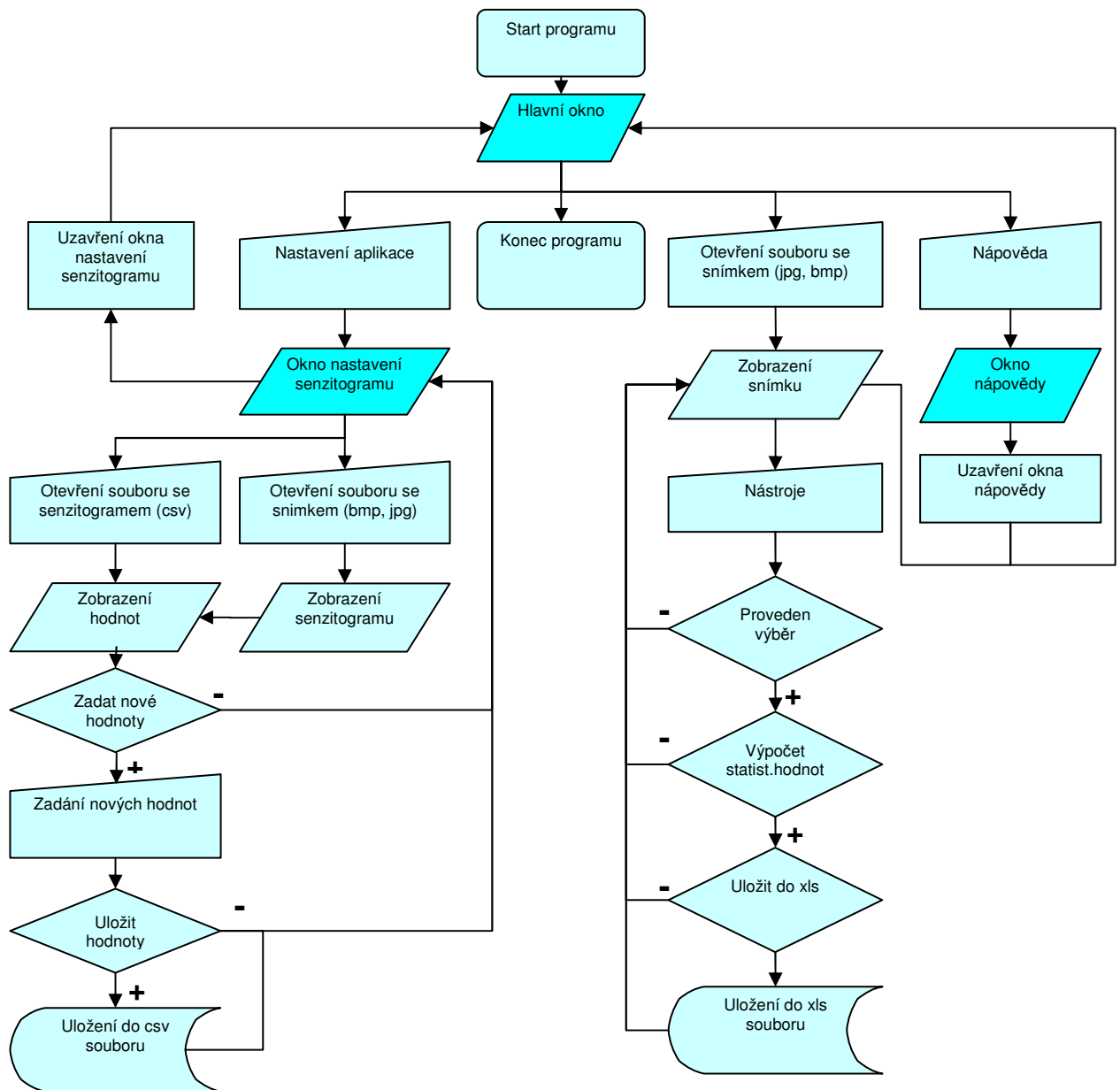
Processor:	Celeron / 800 MHz nebo vyšší
Paměť RAM:	min. 256 MB
Grafická karta:	stačí integrovaná na základní desce
Pevný disk:	minimální nároky, aplikace bez uložených snímků zabírá cca 3 MB prostoru . Podle počtu ukládaných snímků doporučuji min. 1 GB HDD

3.1.2 Software

Operační systém:	MS Windows 2000 / XP / Vista
Požadovaná knihovna:	Midas.dll (v případě, že v OS chybí)
Pro ukládání výstupů:	Microsoft Office Excel

4 Popis aplikace

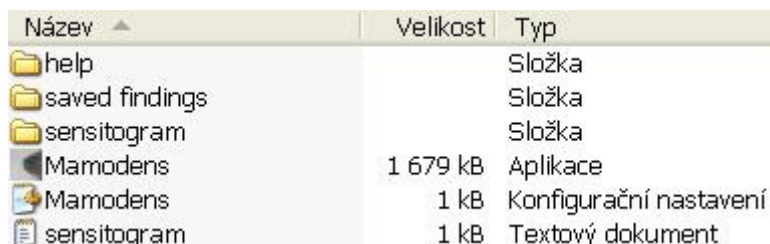
Aplikace Mamodens obsahuje několik oken: hlavní okno, okno nastavení senzitogramu a okno nápovědy. Na obr. 6 je vyobrazen vývojový diagram s uvedenými hlavními funkcemi, které jsou dostupné z jednotlivých oken aplikace.



Obr. 6: Vývojový diagram aplikace Mamodens

4.1 Struktura aplikace

Aplikace se skládá z několika souborů a předdefinovaných adresářů (viz obr. 7).



Název	Velikost	Typ
help		Složka
saved findings		Složka
sensitogram		Složka
Mamodens	1 679 kB	Aplikace
Mamodens	1 kB	Konfigurační nastavení
sensitogram	1 kB	Textový dokument

Obr. 7: Struktura aplikace mamodens

4.1.1 Mamodens

Výchozí adresář, který obsahuje další části aplikace.

4.1.2 Help

Adresář obsahující offline nápovědu ve formátu XHTML.

4.1.3 Saved findings

Adresář, kam se ukládají soubory typu xls. Do těchto souborů, nazvaných podle rodného čísla pacienta, se ukládají statistické hodnoty měření mamografických snímků.

4.1.4 Mamodens.exe

Vlastní spustitelný (v operačním systému Windows) soubor aplikace Mamodens.

4.1.5 Mamodens.ini

Konfigurační soubor (viz obr. 9), kam se ukládá nastavení podle požadavků uživatele a hodnoty zvoleného referenčního senzitogramu.

4.1.6 Sensitogram.txt

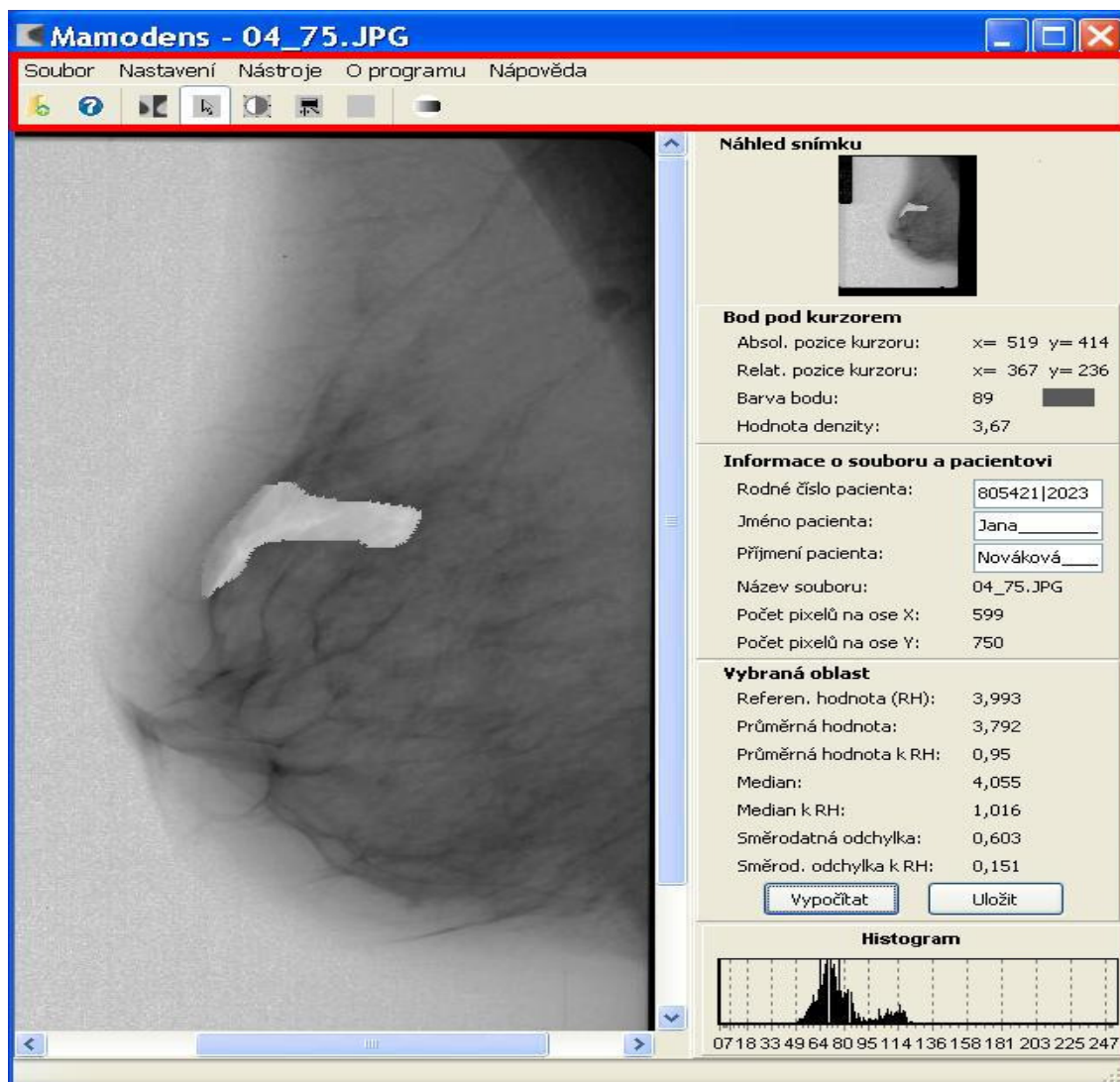
Textový soubor (viz obr. 15) obsahující uložené hodnoty denzit a data pořízení senzitogramu.

4.2 Hlavní okno

V horní části je menu s možností základních grafických operací. V levé části okna se zobrazují snímky. V pravé části se zobrazují informace ke zkoumanému snímku, oblasti zájmu, náhled snímku a histogram.

4.3 Hlavní okno – horní část

V horní části okna se nachází menu s možností práce se snímky, nastavení chování aplikace včetně odkazu na nastavení senzigramu, nástroje pro grafické operace a odkaz na spuštění nápovědy.



Obr. 8: Hlavní okno – horní část

4.3.1 Soubor

Tato nabídka obsahuje základní funkce pro práci se soubory.

4.3.1.1 Otevřít



Umožní načtení obrazového souboru snímku do hlavního okna. V současné verzi aplikace podporuje snímky ve formátu jpg a bmp (viz příloha č. 10).

4.3.1.2 Konec



Slouží k ukončení programu.

4.3.2 Nastavení

V menu nastavení lze upravit chování programu i pro příští spuštění aplikace. Všechna nastavení se ukládají do souboru *sensitogram.ini*, uloženého ve stejném adresáři jako je aplikace. Na obrázku č. 9 je uveden náhled souboru *sensitogram.ini*. Je zde patrná struktura, podle které dochází k ukládání a případnému následnému načtení konfiguračních hodnot.

```
[Bitmap]
FillSelection=1
[Menu]
HideMenu=0
[Form]
Maximized=1
[Dialog]
SelectedImgDir=C:\Mamodens\Snímky
[Sensitogram]
Date=13.5.2009
Dens01=0,21
Color01=242
Dens02=0,21
Color02=242
```

Obr. 9: Sensitogram.ini

4.3.2.1 Nastavit senzitogram



Slouží ke spuštění okna Nastavení senzitogramu viz kapitola Okno nastavení senzitogramu.

4.3.2.2 Nastavit výchozí adresář se snímky

V dialogovém okně lze nastavit výchozí adresář se snímky. Při dalším kliknutí na odkaz OTEVŘÍT se bude načítat obsah vybraného adresáře.

4.3.2.3 Spouštět maximalizovaně

Při zatržení možnosti se při dalším spuštění aplikace načte do maximalizovaného okna.

4.3.2.4 Zvýraznit výběr

Zatržení možnosti způsobí vyplnění výběru na snímku. Zvýraznění je provedeno logickou operací NOT, která způsobí inverzi barvy pixelů v ohraničené oblasti výběru.

4.3.2.5 Schovat menu

Při zatržení možnosti se při najetí kurzoru na snímek schová hlavní menu. Zvětší se tím plocha, kde se může zobrazit snímek, aniž by se musely zobrazit posuvníky příp. zoomovat. Menu se opět zobrazí při pohybu kurzoru na horní část aplikace (nad snímek).

4.3.3 Nástroje

Tato položka menu obsahuje nástroje, které umožňují základní grafické operace.

4.3.3.1 Inverze



Slouží k přepínání pozitiv / negativ snímku. Kliknutím na tlačítko se snímek přepne do inverzního stavu (viz příloha č. 8).

4.3.3.2 Výběr oblasti zájmu



Umožní ohraničit oblast zájmu. Pro použití na ně klikněte, najedte kurzorem myši na zobrazený snímek, stiskněte levé tlačítko a za stálého držení obkreslujte oblast zájmu. Při puštění levého tlačítka myši se oblast automaticky uzavře. Při zatrhnuté možnosti ZVÝRAZNIT VÝBĚR v NASTAVENÍ se oblast zvýrazní inverzně oproti podkladu.

4.3.3.3 Kontrast



Stisknutím tlačítka můžete upravovat hodnotu kontrastu snímku (viz příloha č.3). Pro použití na ně klikněte, najedte kurzorem na zobrazený snímek, stikněte levé tlačítko myši a za stálého držení pomalu posunujte nahoru (zvýšení kontrastu) nebo dolů (snížení kontrastu).

4.3.3.4 Lupa



Při kliknutí na ikonu lupy levým tlačítkem myši a jejím podržením nad snímkem se zobrazí čtvercový náhled zkoumané oblasti. Uprostřed zkoumané oblasti je vykreslen kurzor ve tvaru kříže. Odpovídající údaje hodnot souřadnic a denzity se zobrazí v oblasti BOD POD KURZOREM (viz příloha č. 4).

4.3.3.5 Původní



Stisknutím tlačítka se vymažou veškeré grafické operace, které jste se snímkem dosud udělali (kontrast, zoom ...) a načte se původní neupravovaný snímek.

4.3.4 O programu

Informace o verzi a autorovi programu.

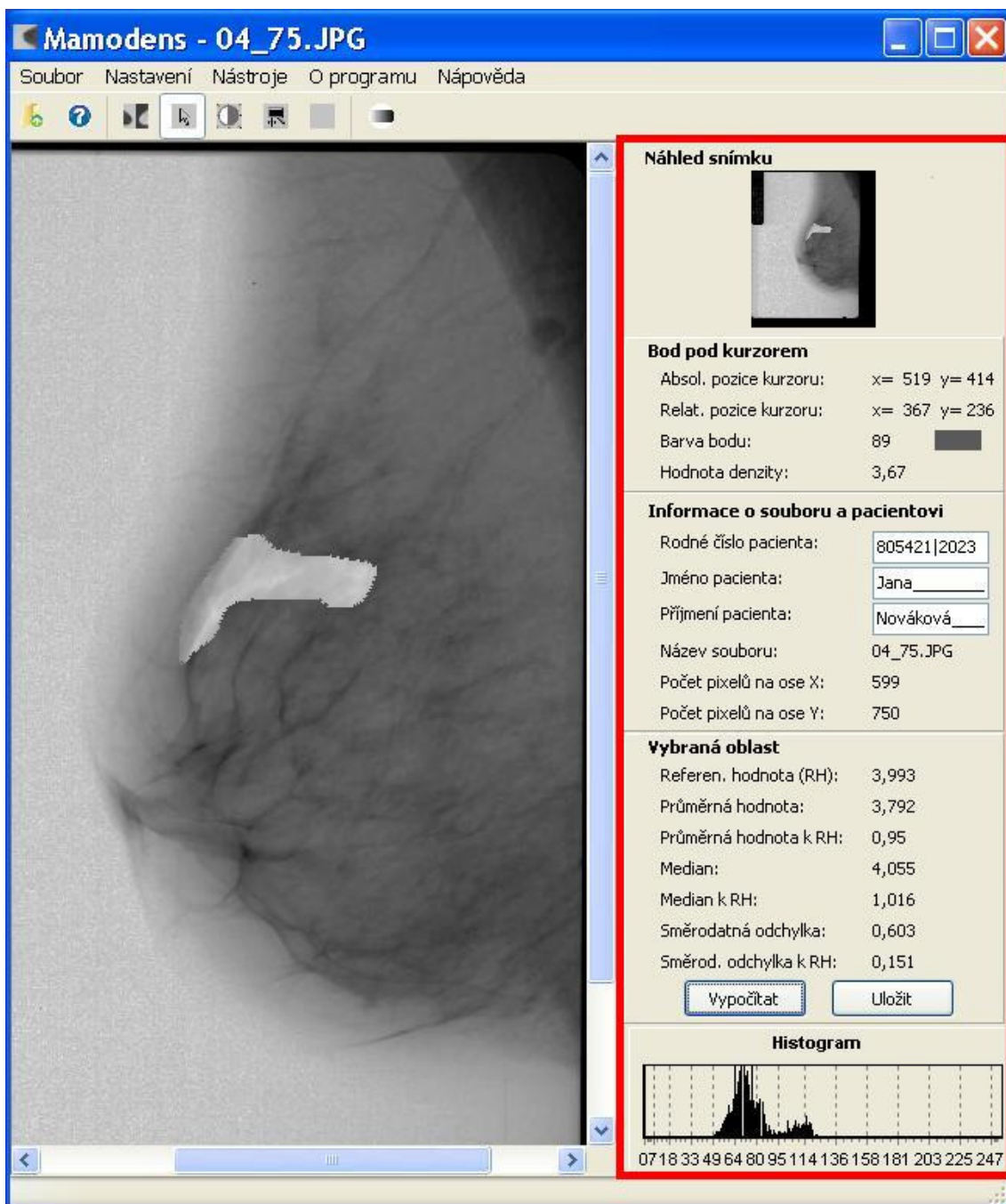
4.3.5 Náповěda



Náповěda k aplikaci MAMODENS ve formátu html

4.4 Hlavní okno – pravá část

V pravé části se zobrazují informace ke zkoumanému snímku, oblasti zájmu, náhled snímku a histogram.



Obr. 10: Pravá část hlavního okna

4.4.1 Náhled snímku

Zde se zobrazí po načtení snímku do levé části hlavního okna náhled snímku. Slouží k snadnější lokalizaci vybrané oblasti. Náhled je vždy obnoven po ukončení výběru.

4.4.2 Bod pod kurzorem

Obsahuje informace o aktuální pozici kurzoru na snímku, hodnotě barvy a odpovídající hodnoty optické denzity.

4.4.2.1 Absol. pozice kurzoru

Zobrazuje pozici kurzoru na snímku k výchozím hodnotám (levý horní roh obrazovky).

4.4.2.2 Relat. pozice kurzoru

Zobrazuje pozici kurzoru na snímku k výchozím hodnotám (levý horní roh snímku).

4.4.2.3 Barva bodu

Zobrazuje barvu pixelu snímku pod kurzorem myši.

4.4.2.4 Hodnota denzity

Zobrazuje hodnotu vypočtené optické denzity bodu pod kurzorem. Pro výpočet byla použita interpolační metoda, kdy ze známých hodnot barev a odpovídajících denzit, aplikace dopočítává chybějící denzitu pro hodnoty barvy (viz příloha č. 2).

4.4.3 Informace o souboru a pacientovi

Obsahuje informace o načteném obrazovém souboru a editační pole pro zadání informací o pacientovi.

4.4.3.1 Rodné číslo pacienta

Toto pole je nutné vyplnit, aby se daly vypočítané hodnoty uložit. V případě nevyplnění a pokusu o uložení bude uživatel vyzván k doplnění chybějících údajů. Povolené znaky jsou pouze čísla (uživatel tedy zadává rodné číslo bez lomítek).

Zadaná kontrola probíhá podle několika kritérií:

- rok narození (poslední dvojčíslí) - dvojčíslí může nabývat hodnot 00-99
- měsíc narození – rozdíl v hodnotách dvojčíslí je u mužů (01-12) a u žen, kde je zvýšeno o číslo 50 (51-62)
- den narození – dvojčíslí může nabývat následujících hodnot:
 - leden, březen, květen, červenec, srpen, říjen, prosinec: 01-31, duben, červen, září, listopad: 01-30
 - únor: 01-29 (přestupný rok), 0-28 (normální rok)
 - trojmístná nebo čtyřmístná koncovka 000-999
- kontrolní číslice - pro občany narozené do 31.12. 1953 kontrola není, pro občany narozené od 1.1. 1954 existuje kontrola. Její výpočet se provede, když vydělíme číslem 11 součet šestimístného čísla vytvořeného z datové části před lomítkem a trojmístné (čtyřmístné) koncovky. Celočíselný zbytek (MOD) tohoto podílu je kontrolní číslice. Je-li zbytek rozdílný od 0, pak došlo během zadání rodného čísla k chybě

4.4.3.2 Jméno pacienta

Pole pro zadání jména pacienta. Povolené znaky jsou pouze písmena. Tato položka se ukládá při kliknutí na tlačítko ULOŽIT.

4.4.3.3 Příjmení pacienta

Pole pro zadání příjmení pacienta. Povolené znaky jsou pouze písmena. Tato položka se ukládá při kliknutí na tlačítko ULOŽIT.

4.4.3.4 Název souboru

Údaj o názvu souboru se automaticky vyplní při načtení snímku. Tato položka se ukládá při kliknutí na tlačítko ULOŽIT.

4.4.3.5 Počet pixelů na ose X

Údaj o šířce snímku. Tato položka se ukládá při kliknutí na tlačítko ULOŽIT.

4.4.3.6 Počet pixelů na ose Y

Údaj o výšce snímku. Tato položka se ukládá při kliknutí na tlačítko ULOŽIT.

4.4.4 Vybraná oblast

Ukazuje vypočítaná statistická data z výběru na snímku. Pro jejich získání je nutné ohraničit cílovou oblast na snímku a zmáčknout tlačítko VYPOČÍTAT.

4.4.4.1 Referenční hodnota (RH)

Zobrazuje nastavenou referenční hodnotu. Ta slouží jako výchozí hodnota pro počítání statistických veličin. Nastaví se kliknutím pravým tlačítkem myši na požadovaný bod na snímku.

4.4.4.2 Průměrná hodnota

Údaj průměrné hodnoty (viz příloha č. 6) vypočítaný z ohraničené oblasti na snímku.

4.4.4.3 Průměrná hodnota k RH

Údaj průměrné hodnoty vypočítaný z ohraničené oblasti na snímku a vztažený k referenční hodnotě.

4.4.4.4 Medián

Údaj mediánu (viz příloha č. 7) vypočítaný z ohraničené oblasti na snímku.

4.4.4.5 Medián k RH

Údaj mediánu vypočítaný z ohraničené oblasti na snímku a vztažený k referenční hodnotě.

4.4.4.6 Směrodatná odchylka

Údaj směrodatné odchylky (viz příloha č. 6) vypočítaný z ohraničené oblasti na snímku.

4.4.4.7 Směrodatná odchylka k RH

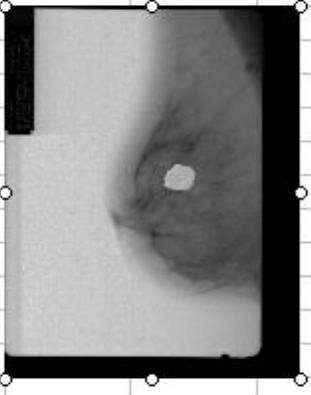
Údaj směrodatné odchylky vypočítaný z ohraničené oblasti na snímku a vztažený k referenční hodnotě.

4.4.4.8 Vypočítat

Stisknutím tlačítka dojde k výpočtu výše uvedených hodnot a jejich zobrazení.

4.4.4.9 Uložit

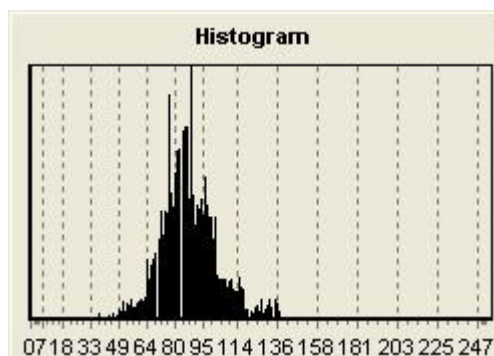
Obě tlačítka jsou neaktivní do doby, než uživatel provede výběr oblasti zájmu. Stisknutím tlačítka dojde k uložení údajů z vybrané oblasti do souboru aplikace Microsoft Excel ve formátu *xls*. Data jsou exportována pomocí technologie OLE. Kromě textových a číselných údajů se ukládá náhled snímku s vybranou oblastí zájmu. Pro získání a uložení náhledu byla použita funkce pro hladkou změnu velikosti (viz příloha č. 1). Na obrázku č. 1 je uveden příklad souboru *xls* s uloženými hodnotami náhodně vygenerovaného pacienta.

	A	B	C	D	E	F
1	Info o snímku					
2	Název souboru:	04_75.JPG				
3	Datum a čas	7.5.2009 8:56				
4	Info o pacientovi					
5	Rodné číslo	1111111111				
6	Jméno	Jana				
7	Příjmení	Nováková				
8	Vybraná oblast					
9	Průměrná hodnota	4,653				
10	Medián	4,638				
11	Směrodatná odchylka	0,053				
12	Referenční hodnota (RH)	4,569				
13	Vybraná oblast vůči referenční hodnotě					
14	Průměrná hodnota vůči RH	1,018				
15	Medián vůči RH	1,015				
16	Směrodatná odchylka vůči RH	0,012				
17						

Obr. 11: Vyexportovaný xls soubor

4.4.5 Histogram

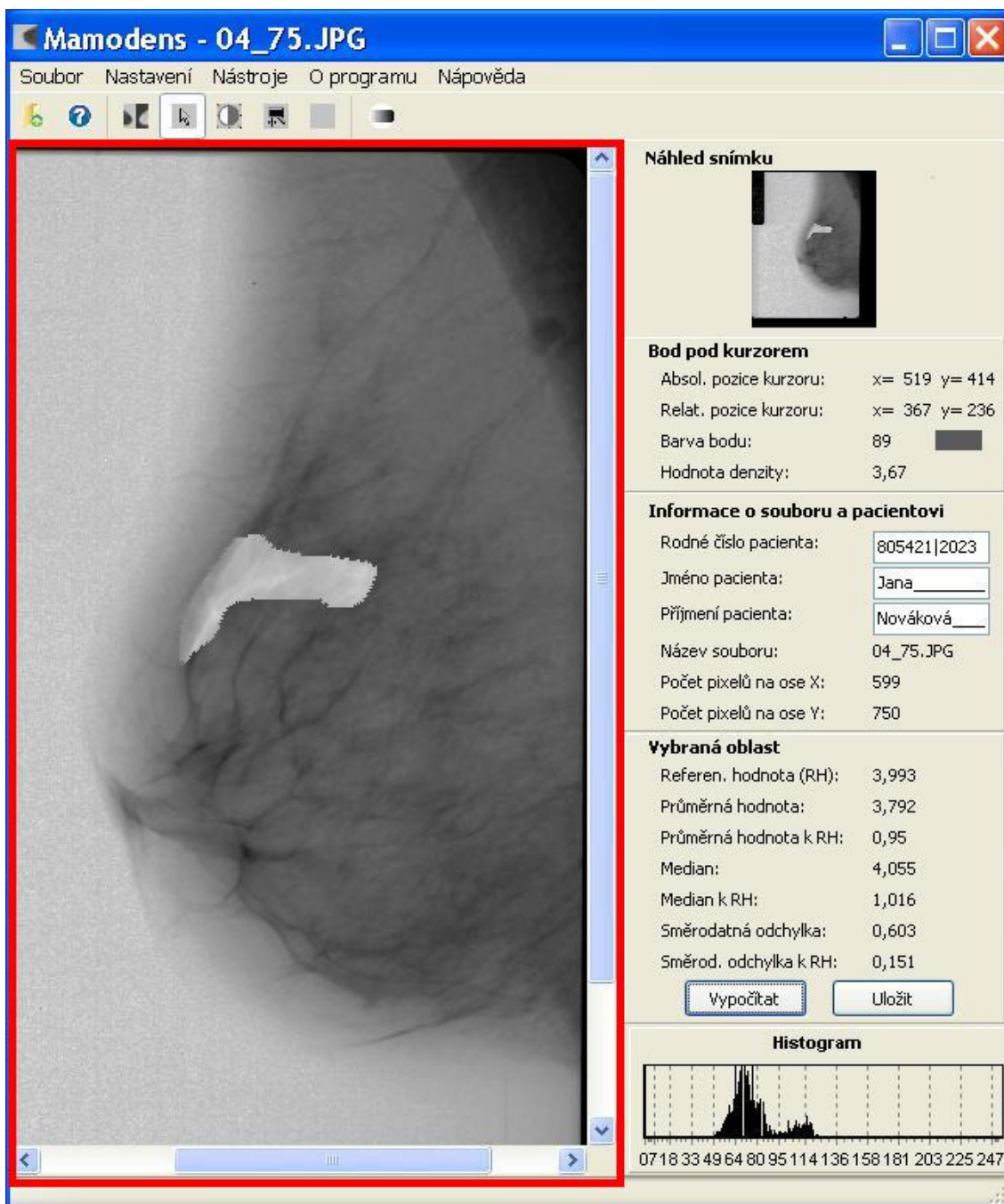
Při načtení snímku se v této oblasti zobrazuje histogram celého snímku, po výpočtu vybrané oblasti jen histogram ohraničené oblasti. Jedná se o sloupcový graf, kde jsou na ose x uvedena pole od 0 do 255, na ose y hodnoty četnosti odpovídajících barev. K zobrazení dojde po vypočtení hodnot získaných pomocí procedury pro výpočet histogramu (viz příloha č. 5). Procedura prochází jednotlivé pixely a podle jejich hodnoty barvy inkrementuje odpovídající četnost. Vzhledem k tomu, že procházení bod po bodu je náročné pro strojový čas počítače, zvolil jsem algoritmus *scanline*, kdy dochází k načtení řádky do paměti a tím výraznému urychlení výpočtu.



Obr. 12: Histogram

4.5 Hlavní okno – levá část

Do levé části se načte obrazový soubor se snímkem. V případě, že je snímek rozměrnější, dojde k zobrazení posuvníků.



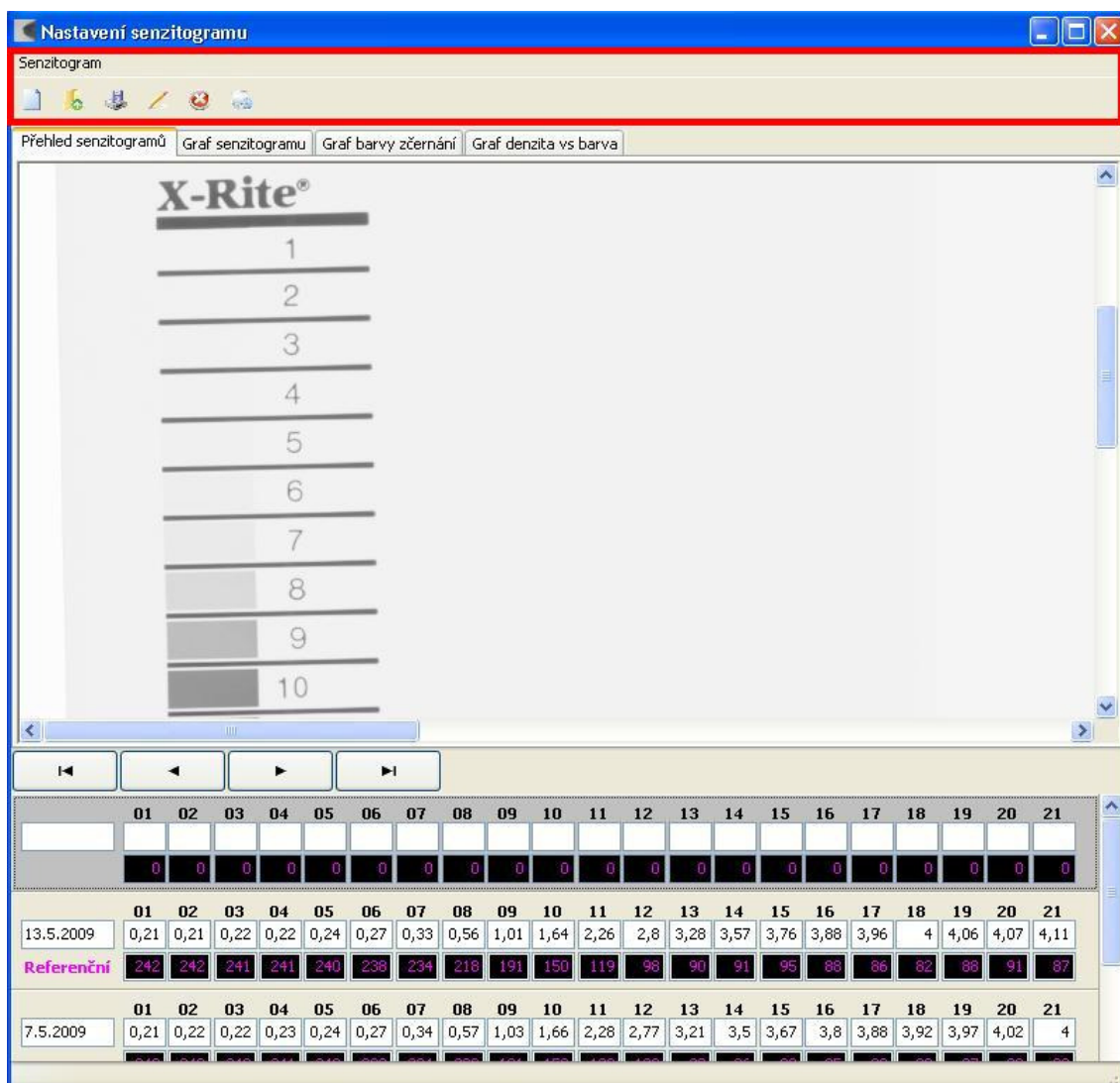
Obr. 13: Hlavní okno – levá část

4.6 Okno nastavení senzitogramu

V tomto okně se provádí základní nastavení vztahu mezi senzitogramem a dalšími načtenými snímky. Okno je rozděleno na tři části. V horní části je hlavní nabídka a lišta s nástroji. Uprostřed je výběr panelů, kde lze přepínat mezi zobrazením senzitogramu a grafy závislostí barvy, denzity a jejich vztahem. Ve spodní části jsou tabulky s přehledem dosud uložených senzitogramů.

4.6.1 Okno nastavení senzitogramu – horní část

V horní části okna se nachází menu s možností načtení souborů a lišta s nástroji pro práci s uloženými senzitogramy.



Obr. 14: Okno nastavení senzitogramu – horní část

4.6.1.1 Soubor

V nabídce menu jsou uvedeny možnosti pro práci jak s obrazovým souborem senzigramu, tak i textovým souborem, který uchovává hodnoty denzit a odpovídajících barev.

4.6.1.2 Nový



Stisknutím tlačítka se otevře dialogové okno pro výběr obrazového souboru se senzigramem (ve formátu jpg nebo bmp). Po vybrání a načtení obrazového souboru se načtou ze souboru *sensitogram.txt* hodnoty denzit a barev do přehledu v dolní části okna. Do přehledu se také přidá nový prázdný záznam.

Pro zadání nových hodnot senzigramu je nutné vyplnit do horních polí v přehledu hodnoty denzit změřené pomocí denzitometru. Odpovídající hodnoty barvy lze získat kliknutím na pole denzity, pak na odpovídající pole v obrazovém souboru (např. chceme-li barvu pole č. 1., klikneme na pole denzita č. 1, a pak na pole č. 1 na snímek senzigramu – hodnota barvy se doplní). Tuto činnost je nutné provést ke každému poli denzity.

4.6.1.3 Otevřít



Umožní otevření textového souboru *sensitogram.txt* a načtení dat z něj do tabulky přehledu senzigramů. Struktura textového souboru je ve formátu csv (viz příloha č. 11).

Na obrázku č. 15 je uveden náhled souboru *sensitogram.txt*. Je zde patrná struktura, kdy na začátku každého řádku v souboru je uvedeno datum uložení senzigramu, pak následují jednotlivé hodnoty barvy a odpovídajících denzit. Na prvním řádku je pro případnou lepší názornost uvedena struktura csv souboru.

```

date/datum|d01|c01|d02|c02|d03|c03|d04|c04|d05|c05|d06|c06|d07|c07|d08|c08|d09|c0
9|d10|c10|d11|c11|d12|c12|d13|c13|d14|c14|d15|c15|d16|c06|d17|c17|d18|c18|d19|c19
|d20|c20|d21|c21|
7.5.2009|0,21|242|0,22|242|0,22|242|0,23|241|0,24|240|0,27|239|0,34|234|0,57|220|
1,03|191|1,66|153|2,28|122|2,77|109|3,21|92|3,5|86|3,67|88|3,8|85|3,88|88|3,92|89
|3,97|87|4,02|88|4|88|
13.5.2009|0,21|242|0,21|242|0,22|241|0,22|241|0,24|240|0,27|238|0,33|234|0,56|218
|1,01|191|1,64|150|2,26|119|2,8|98|3,28|90|3,57|91|3,76|95|3,88|88|3,96|86|4|82|4
,06|88|4,07|91|4,11|87|
29.12.2008|0,22|242|0,22|242|0,22|241|0,23|241|0,25|240|0,28|238|0,35|233|0,6|219
|1,05|193|1,66|169|2,25|160|2,77|158|3,23|157|3,52|158|3,7|156|3,84|155|3,92|154|
3,98|154|4,01|155|4,05|153|4,05|152|
22.12.2008|0,22|241|0,22|241|0,22|241|0,23|241|0,25|240|0,28|238|0,35|233|0,6|219
|1,05|194|1,66|170|2,26|166|2,77|164|3,23|155|3,49|156|3,68|158|3,82|155|3,92|158
|3,93|155|3,98|156|4,03|153|4,03|152|

```

Obr. 15: Sensitogram.txt s uloženými hodnotami senzitogramů

4.6.1.4 Uložit



Uloží změny příp. nový záznam v přehledu senzitogramu do souboru *sensitogram.txt*. Pro určení senzitogramu, ke kterému se budou hodnoty optických denzit přepočítávat, je nutné nastavit tzv. výchozí (referenční) senzitogram (viz 9.6.1.6 Nastavit výchozí).

4.6.1.5 Smazat



Smaže vybraný záznam v přehledu senzitogramu.

4.6.1.6 Nastavit výchozí



Nastaví výchozí senzitogram, podle kterého jsou porovnávány hodnoty barev v načteném snímku. Hodnoty (datum, denzita, barva) jsou uloženy do konfiguračního souboru *mamodens.ini*. Nastavený výchozí senzitogramu lze poznat podle nápisu *Referenční* na záznamu pod datem v přehledu senzitogramů.

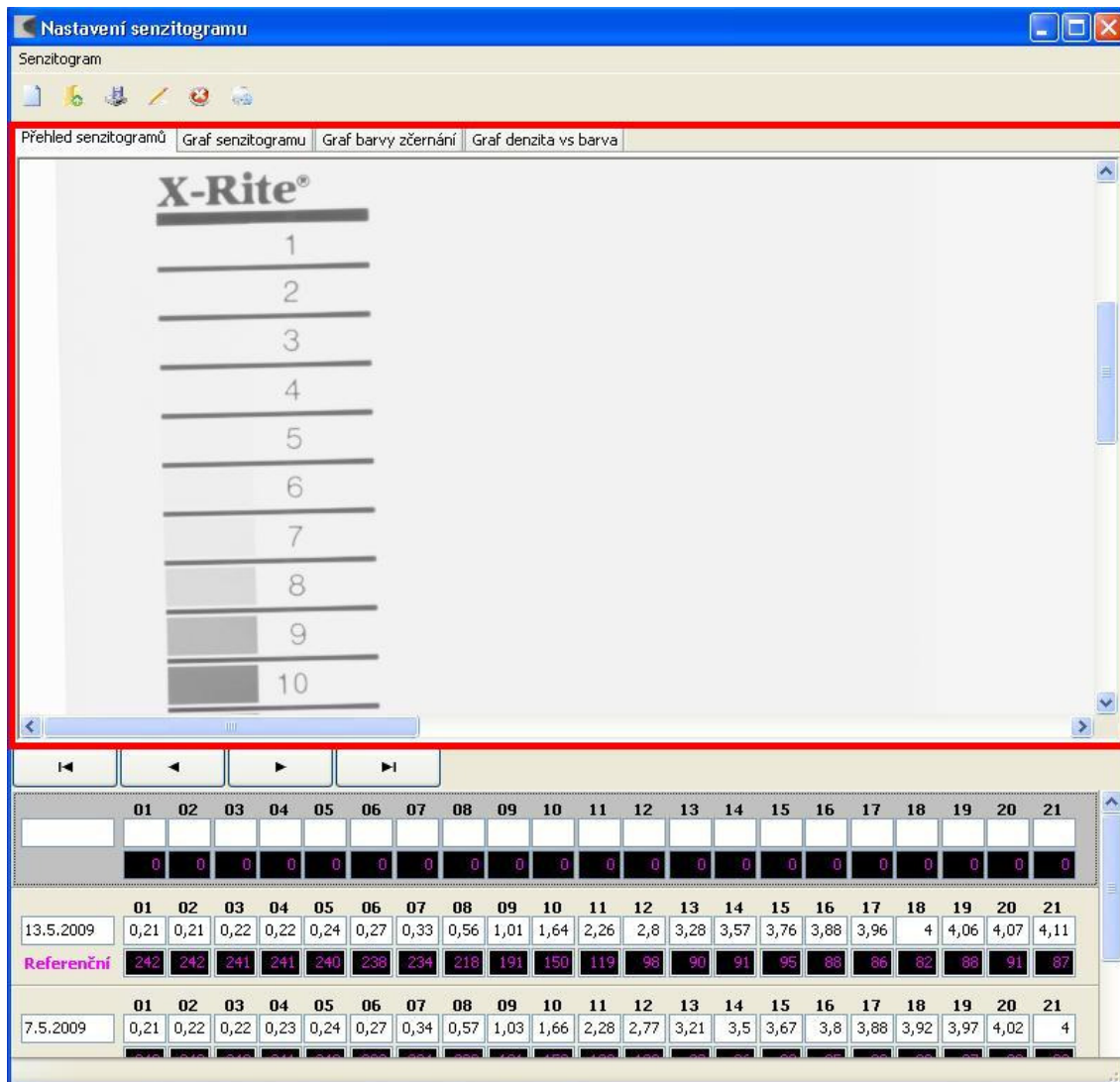
4.6.2 Konec



Uzavře okno nastavení senzitogramu.

4.7 Okno nastavení senzitogramu – střední část

V této části je možné přepínat panely mezi zobrazením snímku senzitogramu a jednotlivými grafy.



Obr. 16: Okno nastavení senzitogramu – střední část

4.7.1 Načtený senzitogram

Zobrazuje načtený obrazový soubor se senzitogramem. Zde jde také získávat hodnoty barvy pro odpovídající pole denzity do tabulky přehledu senzitogramů.



Obr. 17: Okno nastavení senzitivogramu – načtený senzitivogram

4.7.2 Graf senzitivogramu

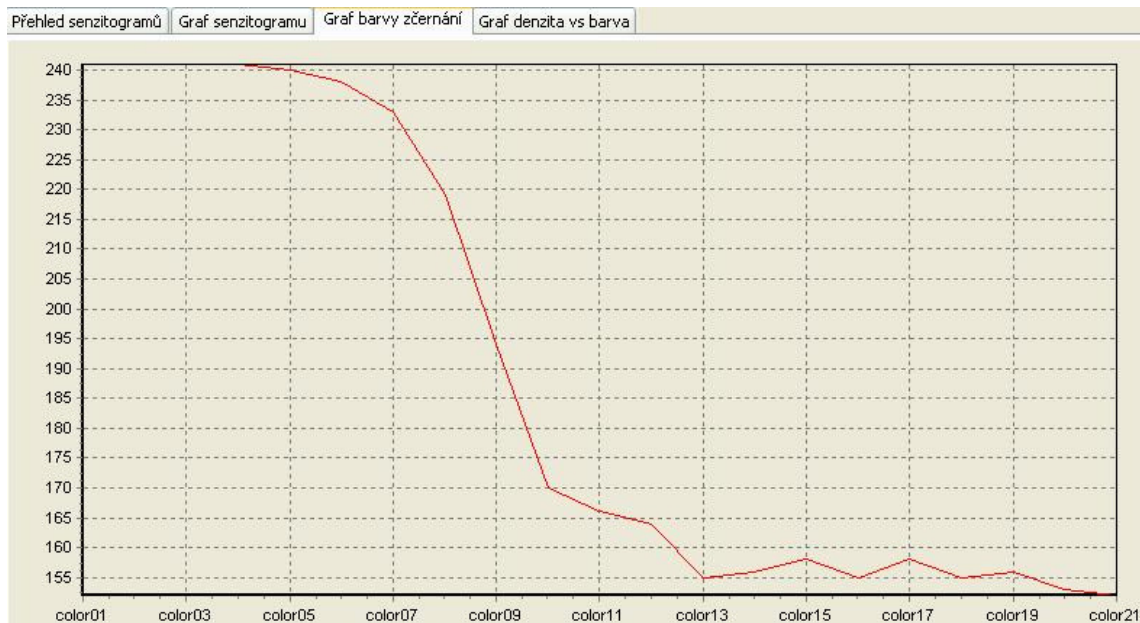
Zobrazuje vztah čísla pole denzity na ose X a hodnotu denzity na ose Y. Výsledkem by měla být typická senzitivometrická křivka ve tvaru písmene S.



Obr. 18: Okno nastavení senzitivogramu – graf senzitivogramu

4.7.3 Graf barvy zčernání

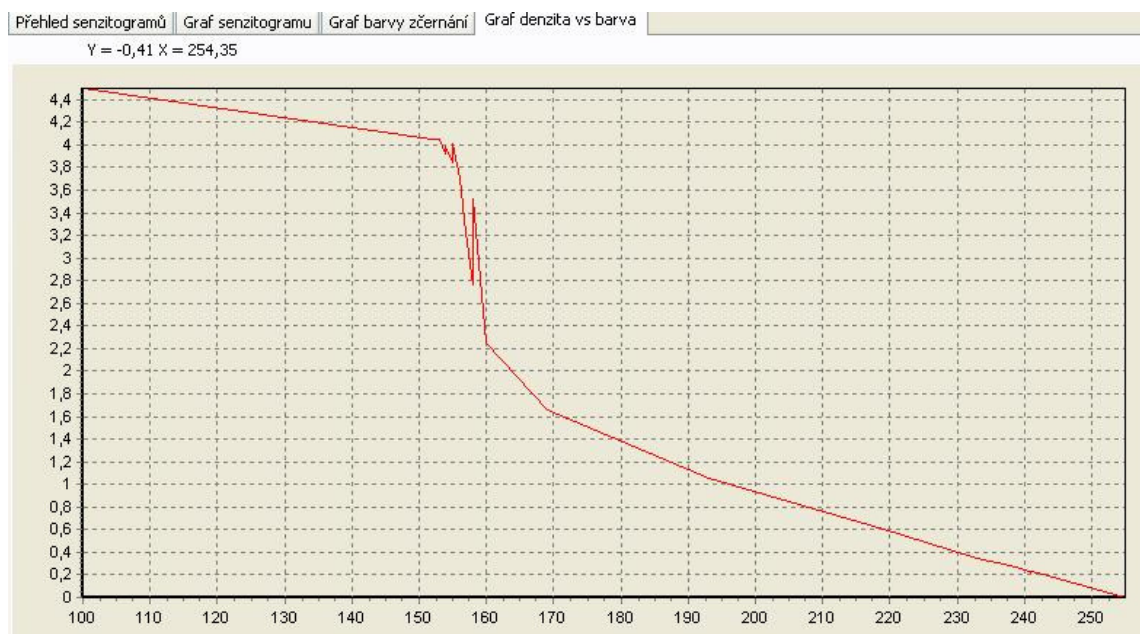
Zobrazuje vztah čísla pole barvy na ose X a hodnotu barvy na ose Y.



Obr. 19: Okno nastavení senzitogramu – graf barvy zčernání

4.7.4 Graf denzita vs. barva

Zobrazuje vztah hodnoty barvy na ose X a hodnotu denzity na ose Y.

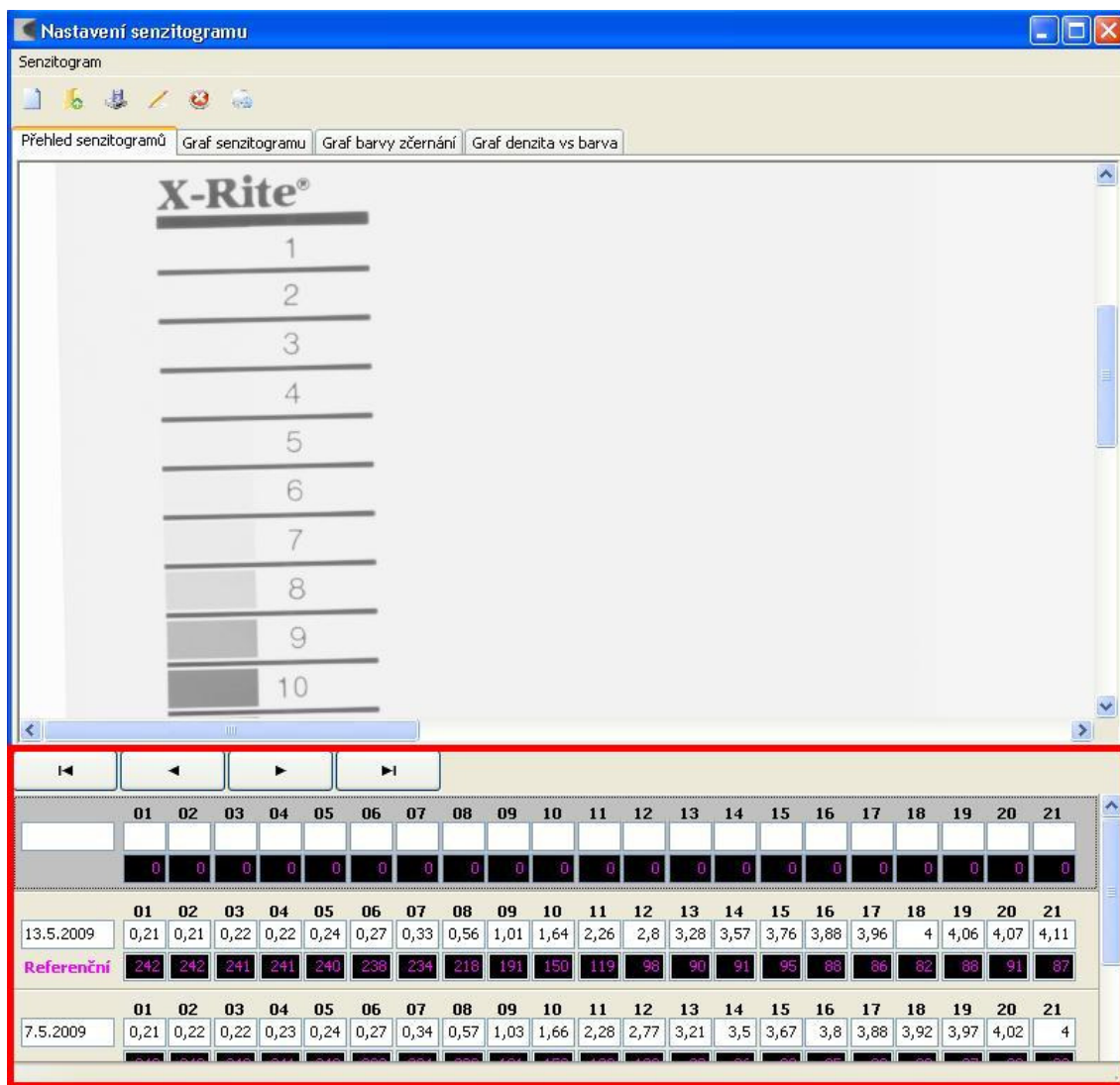


Obr. 20: Okno nastavení senzitogramu – graf denzita vs barvy

4.7.5 Okno nastavení senzitolgramu – spodní část

V této části je zobrazena tabulka s přehledem senzitolgramů. V každém záznamu je uvedeno datum pořízení, v horní řadě hodnoty denzit a ve spodní řadě hodnoty barev (podle této veličiny je pro lepší orientaci i upraveno zbarvení jednotlivých polí).

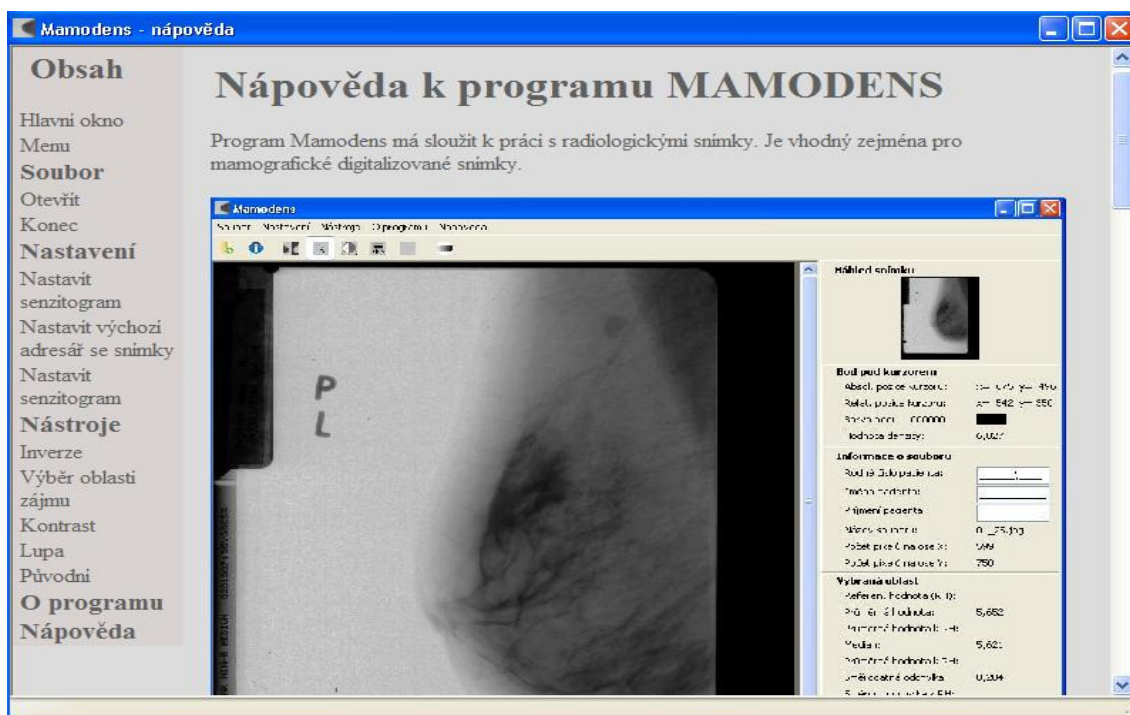
Výchozí senzitolgram, podle kterého jsou počítány denzity na snímku v hlavním okně, je vyznačen fialovým nápisem *referenční*



Obr. 21: Okno nastavení senzitolgramu – spodní část

4.8 Okno nápovědy

Nápověda zobrazená v tomto okně je ve formátu XHTML. Aplikace se primárně pokusí připojit na webovou adresu <http://www.mamodens.euweb.cz> pro aktuální verzi nápovědy. V případě selhání připojení se načte lokálně uložená nápověda.



Obr. 22: Okno nápovědy

Další možností pro ulehčení práce s aplikací je tzv. hint nápověda. Při najetí kurzoru myši na popisek na zvolený prvek aplikace dojde k zobrazení bubliny s popisem funkce daného prvku. Stejný text se zobrazuje i na spodní straně aplikace v dolní liště v tzv. statusbaru.

5 Závěr

Hlavní přínos práce spatřuji ve vytvoření aplikace, která umožňuje podporu diagnostiky (zobrazení a práci s mamografickými snímky), studium závislosti výskytu karcinomu na hodnotách denzity oblasti parenchymu a sledování vývoje statistických parametrů hodnot denzity

Aplikace je použitelná pro digitalizované snímky z mamografu i klasické skiografie. Vzhledem k jiným rozsahům optických denzit u obou typů snímků je pouze třeba provést kalibraci denzit podle odpovídajícího senzigramu. Vzhledem k probíhajícím trendům ve zdravotnictví lze do budoucna uvažovat o rozšíření možnosti programu Mamodens o podporu zdravotnického obrazového standardu DICOM.

Aplikace bude využívána na radiodiagnostické klinice 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze, jako podpora diagnostiky u vyšetření určených k predikci nádorových onemocnění prsu, takže lze očekávat požadavky na nové funkce vyplývající z potřeb praktického využití. Mám v plánu s daným pracovištěm dále spolupracovat a rozvíjet možnosti programu Mamodens.

6 Literatura

- [1] Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky. *Zdravotnická ročenka ČR 2007*. ÚZIS ČR, 2008, str. 52 – 53. ISBN 978-80-7280-736-9.
- [2] Faulkner K. *Mammographic screening: is the benefit worth the risk?*. Radiation protection dosimetry [online]. 2005, číslo 1-3 [cit. 2005-3-1]. Dostupné z WWW: <<http://rpd.oxfordjournals.org/cgi/content/full/117/1-3/318>>. ISSN 1742-3406.
- [3] Glide-Hurst CK, Duric N, Littrup P. *A new method for quantitative analysis of mammographic density*. Medical physics, rok: 2007 ročník: 34, strany: 4491 – 4498. ISSN: 0094-2405.
- [4] Wikipedia, The Free Encyclopedia [online]. Poslední revize 23. 12. 2008. Dostupné z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Delphi>>.
- [5] Písek, Slavoj. *Delphi: začínáme programovat*. 2. upr. a aktualiz. vyd. Praha: Grada Publishing, 2002, 325 s. ISBN 80-247-0547-8.
- [6] Slavoj, Písek. *Delphi: praktické příklady*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2002, 220 s. ISBN 80-247-0323-8.
- [7] Kadlec, Václav. *Delphi: hotová řešení*. 1. vyd. Brno: Computer Press, 2003, 312 s. ISBN 80-251-0017-0.
- [8] Kasal, Pavel; Svačina, Štěpán. *Lékařská informatika*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1998, 543 s. ISBN 80-7184-594-9.
- [9] Teixeira, Steve. *Borland Delphi - průvodce vývojáře*. 1. vyd. Brno: Unis publishing, 1999, 256 s. ISBN 80-86097-35-8.
- [10] Písek, Slavoj. *HTML a XHTML*. Praha: Grada Publishing, 2003, 255 s. ISBN 80-247-0571-0.
- [11] Stoklasa, Jan. *Vyhodnocování denzit mamogramů : diplomová práce*. Praha : ČVUT Fakulta elektrotechnická, 2006. 83 s.
- [12] Ullmann, Vojtěch. *Metodika detekce ionizujícího záření* [online]. AstroNuklFyzika 2007. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.sweb.cz/JadRadMetody.htm>>
- [13] Státní úřad pro jadernou bezpečnost. *Zkoušky provozní stálosti : skiagrafičká filmová pracoviště, skiaskopická pracoviště*. Praha : SÚJB, 2003 (revidováno 2009), 19 s. Dostupné z WWW: <http://www.sujb.cz/?c_id=88>

- [14] Zitzewitz, Paul W. *Glencoe physics*. New York, N.: Glencoe/McGraw-Hill, (1999), s. 395. ISBN 0028254732.
- [15] Davies, Adrian. *The Focal Digital Imaging A-Z*. Focal Press, 2005. ISBN 0240519809.
- [16] VIDAR Systems Corporation; Dostupné z WWW: <http://www.vidar.com/film/products.php?sid=10>
- [17] Weste, Neil H. E., Harris, David M. *CMOS VLSI Design: A Circuits and Systems Perspective*. 3. vydání , Boston: Pearson/Addison-Wesley, 2005. ISBN 0-321-26977-2
- [18] Zimmermann, Horst. *Integrated Silicon Optoelectronics*. Springer, 2000, 329 s. ISBN 354-06666-21.

Rejstřík obrazové dokumentace

OBR. 1: SKENER RADIOLOGICKÝCH FILMŮ VIDAR'S DIAGNOSTICPRO® <i>ADVANTAGE</i>	15
OBR. 2: SENZITOMETR X-RITE MODEL 394.....	16
OBR. 3: DENZITOMETR X-RITE MODEL 391	17
OBR. 4: NASKENOVANÝ SENZITOMETRICKÝ KLÍN	19
OBR. 5: SENZITOMETRICKÁ KŘIVKA Z DENNÍ ZKOUŠKY PROVOZNÍ STÁLOSTI	20
OBR. 6: VÝVOJOVÝ DIAGRAM APLIKACE MAMODENS	23
OBR. 7: STRUKTURA APLIKACE MAMODENS	24
OBR. 8: HLAVNÍ OKNO – HORNÍ ČÁST	25
OBR. 9: SENSITOGAM.INI.....	26
OBR. 10: PRAVÁ ČÁST HLAVNÍHO OKNA.....	29
OBR. 11: VYEXPORTOVANÝ XLS SOUBOR	34
OBR. 12: HISTOGRAM.....	34
OBR. 13: HLAVNÍ OKNO – LEVÁ ČÁST	35
OBR. 14: OKNO NASTAVENÍ SENZITOGAMU – HORNÍ ČÁST	36
OBR. 15: SENSITOGAM.TXT S ULOŽENÝMI HODNOTAMI SENZITOGAMŮ	38
OBR. 16: OKNO NASTAVENÍ SENZITOGAMU – STŘEDNÍ ČÁST	39
OBR. 17: OKNO NASTAVENÍ SENZITOGAMU – NAČTENÝ SENZITOGAM.....	40
OBR. 18: OKNO NASTAVENÍ SENZITOGAMU – GRAF SENZITOGAMU	40
OBR. 19: OKNO NASTAVENÍ SENZITOGAMU – GRAF BARVY ZČERNÁNÍ.....	41
OBR. 20: OKNO NASTAVENÍ SENZITOGAMU – GRAF DENZITA VS BARVY	41
OBR. 21: OKNO NASTAVENÍ SENZITOGAMU – SPODNÍ ČÁST.....	42
OBR. 22: OKNO NÁPOVĚDY	43

Přílohy

Příloha 1: Procedura pro změnu velikosti bitmapy

```
procedure SmoothResize(Src, Dst: TBitmap);  
var  
    x, y, xP, yP, xP2, yP2      : Integer;  
    SrcLine1, SrcLine2         : pRGBArray;  
    t3                          : Integer;  
    z, z2, iz2                 : Integer;  
    DstLine                     : pRGBArray;  
    DstGap                      : Integer;  
    w1, w2, w3, w4             : Integer;  
begin  
    Src.PixelFormat := pf24Bit;  
    Dst.PixelFormat := pf24Bit;  
  
    if (Src.Width = Dst.Width) and (Src.Height = Dst.Height) then  
        Dst.Assign(Src)  
    else  
        begin  
            DstLine := Dst.ScanLine[0];  
            DstGap := Integer(Dst.ScanLine[1]) - Integer(DstLine);  
            xP2 := MulDiv(pred(Src.Width), $10000, Dst.Width);  
            yP2 := MulDiv(pred(Src.Height), $10000, Dst.Height);  
            yP := 0;  
            for y := 0 to pred(Dst.Height) do  
                begin  
                    xP := 0;  
                    SrcLine1 := Src.ScanLine[yP shr 16];  
                    if (yP shr 16 < pred(Src.Height)) then  
                        SrcLine2 := Src.ScanLine[succ(yP shr 16)]  
                    else  
                        SrcLine2 := Src.ScanLine[yP shr 16];  
                    z2 := succ(yP and $FFFF);  
                    iz2 := succ((not yp) and $FFFF);  
                    for x := 0 to pred(Dst.Width) do  
                        begin  
                            t3 := xP shr 16;  
                            z := xP and $FFFF;  
                            w2 := MulDiv(z, iz2, $10000);  
                            w1 := iz2 - w2;  
                            w4 := MulDiv(z, z2, $10000);  
                            w3 := z2 - w4;  
                            DstLine[x].rgbtRed := (SrcLine1[t3].rgbtRed * w1  
                                + SrcLine1[t3 + 1].rgbtRed * w2 + SrcLine2[t3].rgbtRed  
                                * w3 + SrcLine2[t3 + 1].rgbtRed * w4) shr 16;  
                            DstLine[x].rgbtGreen := (SrcLine1[t3].rgbtGreen * w1  
                                + SrcLine1[t3 + 1].rgbtGreen * w2 +  
                                SrcLine2[t3].rgbtGreen * w3 + SrcLine2[t3 +  
                                1].rgbtGreen * w4) shr 16;  
                            DstLine[x].rgbtBlue := (SrcLine1[t3].rgbtBlue * w1 +  
                                SrcLine1[t3 + 1].rgbtBlue * w2 +  
                                SrcLine2[t3].rgbtBlue * w3 + SrcLine2[t3 +  
                                1].rgbtBlue * w4) shr 16;  
                            Inc(xP, xP2);  
                        end; {for}  
                    Inc(yP, yP2);  
                    DstLine := pRGBArray(Integer(DstLine) + DstGap);  
                end; {for}  
            end; {if}  
        end; {SmoothResize}
```

Příloha 2: Funkce pro interpolaci

```
function TFrm_Main.InterpolateLineSeries(Series: TChartSeries;  
FirstIndex, LastIndex: Integer; XValue: Double):Double;  
var  
    Index      : Integer;  
    dx,dy      : Double;  
begin  
    for Index:=FirstIndex to LastIndex do  
        if Series.XValues.Value[Index]>XValue then break;  
  
        //safeguard  
        if (Index < 1) then Index := 1  
        else if (Index >= Series.Count) then Index := Series.Count -  
1;  
  
        //  $y=(y_2-y_1)/(x_2-x_1)*(x-x_1)+y_1$   
        dx := Series.XValues.Value[Index]-Series.XValues.Value[Index-  
1];  
        dy := Series.YValues.Value[Index]-Series.YValues.Value[Index-  
1];  
  
        if (dx<>0) then  
            result := dy*(XValue - Series.XValues.Value[Index-1]) /  
dx + Series.YValues.Value[Index-1]  
        else result:=0;  
end; (* TFrm_Main.InterpolateLineSeries *)
```

Příloha 3: Procedura pro změnu kontrastu na bitmapě

```
procedure Contrast(var Bitmap:TBitmap; Amount: Integer);  
var  
    ByteWsk    : ^Byte;  
    H,V        : Integer;  
begin  
    for V := 0 to Bitmap.Height-1 do  
        begin  
            ByteWsk := Bitmap.ScanLine[V];  
            for H := 0 to Bitmap.Width -1 do  
                begin  
                    if ByteWsk^ > 127 then  
                        ByteWsk^ := IntToByte(ByteWsk^ + (Abs(127 - ByteWsk^)  
* Amount) div 255)  
                    else ByteWsk^ := IntToByte(ByteWsk^ - (Abs(127 -  
ByteWsk^) * Amount) div 255);  
                    Inc(ByteWsk);  
                end;  
            end;  
        end;  
end; (*Contrast*)
```

Příloha 4: Procedura pro zobrazení lupy

```
procedure TFrm_Main.ShowMagnifier (const X,Y: Integer); //input value of  
cursor coordinates  
var  
    AreaRadius      : Integer;  
    Magnification   : Integer;  
    ModifiedBitmap  : TBitmap;  
    xActual         : Integer;  
    yActual         : Integer;  
begin  
    xActual := X;  
    yActual := Y;  
    Magnification := 2; //Magnification.Value;  
  
    // Keep area of interest about the same size with changing  
    magnification  
    AreaRadius := ROUND(100 / Magnification);  
    // Copy original bitmap  
    ModifiedBitmap := TBitmap.Create;  
    try  
        with ModifiedBitmap do  
            begin  
                Assign(BackupBitmap); //Make a copy of the "base" img  
                Canvas.Brush.Color := clBlack;  
                Canvas.Pen.Color := clRed;  
                Canvas.Pen.Style := psSolid;  
                Canvas.Rectangle (xActual-AreaRadius*Magnification-1,  
                                yActual-AreaRadius*Magnification-1,  
                                xActual+AreaRadius*Magnification+1,  
                                yActual+AreaRadius*Magnification+1);  
                Canvas.CopyMode := cmSrcCopy;  
                Canvas.CopyRect (Rect (  
                                xActual-AreaRadius*Magnification,  
                                yActual-AreaRadius*Magnification,  
                                xActual+AreaRadius*Magnification,  
                                yActual+AreaRadius*Magnification),  
                                BackupBitmap.Canvas,  
                                Rect (  
                                xActual-AreaRadius,yActual-AreaRadius,  
                                xActual+AreaRadius,yActual+AreaRadius));  
  
                // Display newly modified image  
                Img_Main.Picture.Graphic := ModifiedBitmap  
            end;  
        finally  
            ModifiedBitmap.Free  
        end  
    end {ShowMagnifier};
```

Příloha 5: Procedura pro výpočet histogramu

```
procedure CountHistogram(var Bmp : TBitmap; var fHistcount : array of
integer);
var
    x, y, i, j : integer;
    pb : pbytearray;
begin
    for i := 0 to 255 do fHistCount[i] := 0;
    for y := 0 to Bmp.Height - 1 do
        begin
            pb := Bmp.Scanline[y]; //get the base address for this row
            for x := 0 to Bmp.Width - 1 do
                begin //scan byte by byte horizontally
                    j := pb[x]; {next Increment the pixel count in the
                        histogram for this pixel intensity, using j, the byte
                        value as the index into the array}
                    inc(fHistCount[j]);
                end;
            end;
        end;
    end; (*CountHistogram*)
```

Příloha 6: Procedura pro výpočet průměru a směrodatné odchylky

```
procedure MeanAndStandardDeviation(const x: array of DOUBLE; var Mean:
double; var StandardDeviation: double);
var
    i          : Integer;
    N          : Integer;
    xSum       : double;
    xSquaredSum : double;
begin
    xSum := 0.0;
    xSquaredSum := 0.0;

    for i := Low(x) to High(x) do
        begin
            xSum := xSum + x[i];
            xSquaredSum := xSquaredSum + SQR(x[i])
        end;
    N := High(x) - Low(x) + 1;
    try
        Mean := xSum / N;
    except
        on EInvalidOp do Mean := NAN; // 0.0 / 0
    end;
    try
        StandardDeviation := SQR( (xSquaredSum - xSum*xSum/N) / (N
- 1) )
    except
        on EZeroDivide do StandardDeviation := NAN; // N = 1
        on EInvalidOp do StandardDeviation := NAN // N = 0
    end
end; (*MeanAndStandardDeviation*)
```

Příloha 7: Funkce pro výpočet mediánu

```
function MedianDouble (x: array of Double): Double;
var
    i          : Integer;
    j          : Integer;
    Middle     : Double;
    Temporary  : Double;
begin
    // Use truncated selection sort to find median
    Middle := (High(x)+1) div 2;
    for i := 0 to CorrectRound(Middle) do
    begin
        for j := 1 to CorrectRound(High(x))-i do
        begin
            if x[j] > x[j-1] then
            begin
                Temporary := x[j];
                x[j] := x[j-1];
                x[j-1] := Temporary;
            end;
        end;
    end;
    if Odd(High(x)) then // range is 0 to High(x) ==> High(x) + 1
    elements
    begin
        // When High(x) is Odd, there are an even number of elements
        in array.
        // Define median as average of two middle values.
        RESULT := (x[CorrectRound(Middle)] + x[CorrectRound(Middle)-
        1]) / 2
    end
    else
    begin
        // When High(x) is Even, there are an odd number of elements
        in array.
        // Median is the middle value.
        RESULT := x[CorrectRound(Middle)];
    end
end; (*MedianDouble*)
```

Příloha 8: Procedura pro vykreslení negativu / pozitivu

```
procedure TFrm_Main.InvertClick(Sender: TObject);
var
    R : TRect;
begin
    //invert main img
    with Img_Main.Picture.Bitmap do
    begin
        R := Rect(0, 0, Width, Height);
        InvertRect(Canvas.Handle, R);
    end;
    //invert preview img
    RepaintImages(Img_Main,Img_Preview);
end;
```

Příloha 9: Procedura pro převedení snímku na 8bitový šedotónový

```
procedure Grayscale8bit (BmpFileName : String);  
var  
    Jpg      : TJPEGImage;  
    Bmp      : TBitmap;  
    JpgTempName : String;  
    GrayPal: TMaxLogPalette;  
    i: Integer;  
begin  
    Bmp := TBitmap.Create;  
    try  
        Bmp.LoadFromFile(BmpFileName);  
        Jpg := TJPEGImage.Create;  
        try  
            Jpg.Assign(Bmp);  
            Jpg.CompressionQuality := 100;  
            Jpg.Compress;  
            Jpg.Grayscale := True;  
            Jpg.PixelFormat := jf8bit;  
            JpgTempName := GetTempDir + 'jpgtmp.bmp';  
            Jpg.SaveToFile(JpgTempName);  
            Jpeg2Bmp(BmpFileName, JpgTempName);  
            Bmp.Assign(Jpg);  
            //ACCURATE Color -> GrayScale conversion (avoid reserved  
            Windows color)  
            for i := 0 to 255 do  
                with GrayPal.palPalEntry[i] do  
                    begin  
                        peRed    := i;  
                        peGreen  := i;  
                        peBlue   := i;  
                        peFlags  := PC_NOCOLLAPSE;  
                    end;  
            GrayPal.palVersion    := $0300; // "Magic Number" for  
            Windows LogPalette  
            GrayPal.palNumEntries := 256;  
  
            Bmp.Palette := CreatePalette( PLogPalette(@GrayPal)^ );  
            Bmp.SaveToFile(BmpFileName);  
        finally  
            Jpg.Free;  
        end;  
    finally  
        Bmp.Free;  
        SysUtils.DeleteFile(JpgTempName);  
    end;  
end;
```

Příloha 10: Procedura pro konvertování jpeg souboru na bmp

```
procedure Jpeg2Bmp(const BmpFileName, JpgFileName: string);
var
  Bmp : TBitmap;
  Jpg : TJPEGImage;
begin
  Bmp := TBitmap.Create;
  Jpg := TJPEGImage.Create;
  try
    Jpg.LoadFromFile(JpgFileName);
    Bmp.Assign(Jpg);
    Bmp.SaveToFile(BmpFileName);
  finally
    Jpg.Free;
    Bmp.Free;
  end;
end;
```

Příloha 11: Rejstřík pojmů

1. **CSV (Comma-separated values, hodnoty oddělené čárkami)** je jednoduchý souborový formát určený pro výměnu tabulkových dat. Soubor ve formátu CSV sestává z řádků, ve kterých jsou jednotlivé položky odděleny znakem čárka (.). Hodnoty položek mohou být uzavřeny do uvozovek ("), což umožňuje, aby text položky obsahoval čárku. Pokud text položky obsahuje uvozovky, jsou tyto zdvojeny. Jelikož se v některých jazycích včetně češtiny čárka používá v číslech jako oddělovač desetinných míst, existují varianty, které používají jiný znak pro oddělování položek než čárku, nejčastěji středník, případně tabulátor (taková varianta se pak někdy označuje jako TSV, Tab-separated values). Variantu se středníkem (ale stále pod názvem CSV [a]) používá např. Microsoft Excel v české verzi Microsoft Windows (řídí se oddělovačem zadaným v Místním a jazykovém nastavení)
2. **INI** je formát souboru, který je standardem pro konfigurační soubory. INI soubory jsou jednoduché textové soubory se základní strukturou. Častěji jsou používány v operačním systému Microsoft Windows, ale mohou být používány i na jiných systémech. V současnosti aplikace v Microsoft Windows spíše využívají registry. Název INI soubor pochází ze slova inicializace. Někdy

konfigurační soubory s ini formátem používají jinou koncovku např. ".CFG", ".CONF" nebo ".TXT"

3. **XLS** je přípona souborů specifikace Office Open XML vytvořených v aplikaci Microsoft Excel. Data jsou uložena v binárním formátu. Jedná se o předchůdce formátu xlsx a formátu xslb, který je specifický pro Microsoft Excel 2007.
4. **JPEG** je standardní metoda ztrátové komprese používaná pro ukládání počítačových obrázků ve fotorealistické kvalitě. Formát souboru, který tuto kompresi používá, se také běžně nazývá JPEG. Nejrozšířenější příponou tohoto formátu je .jpg, .jpeg, .jfif, .jpe, nebo tato jména psána velkými písmeny. Skutečným názvem typu souboru je JFIF, což znamená JPEG File Interchange Format. Zkratka JPEG znamená Joint Photographic Experts Group, což je vlastně konosorcium, které tuto kompresi navrhlo
5. **BMP (Microsoft Windows Bitmap)** nebo také **.DIB** (device-independent bitmap), Windows Bitmap, Windows DIB, je počítačový formát pro ukládání rastrové grafiky. Výhodou tohoto formátu je jeho extrémní jednoduchost. Další výhodou je jeho volné použití, které není znemožněno patentovou ochranou. Díky tomu jej dokáže snadno číst i zapisovat drtivá většina grafických editorů v mnoha různých operačních systémech. Obrázky BMP jsou ukládány po jednotlivých poclech, podle toho, kolik bitů je použito pro reprezentaci každého pixelu, je možno rozlišit různé množství barev (tzv. barevná hloubka): 2 barvy (1 bit na pixel), 16 (4 bity), 256 (8 bitů), 65 536 (16 bitů), nebo 16,7 miliónů barev (24 bitů). Osmibitové obrázky mohou místo barev používat šedou škálu (256 odstínů šedi). Soubory ve formátu BMP většinou nepoužívají žádnou kompresi (přestože existují i varianty používající kompresi RLE – run-length encoding). Z tohoto důvodu jsou obvykle BMP soubory mnohem větší než obrázky stejného rozměru uložené ve formátech, které kompresi používají
6. **OLE (Object Linking and Embedding)** je technologie, která umožňuje vložení a propojení dokumentů a dalších objektů. Je založena na původní technologii COM (Component Object Model). Pro vývojáře přinesl způsob, jak vyvinout vlastní prostředí. Jedná se o mechanismus přinášející schopnost vložit do aplikace objekt definovaný v jiné aplikaci
7. **XHTML (extensible hypertext markup)** je značkovací jazyk pro tvorbu hypertextových dokumentů v prostředí WWW vyvinutý W3C. Původně se

předpokládalo, že se stane nástupcem jazyka HTML, jehož vývoj byl verzí 4.01 ukončen. V roce 2007 však došlo k založení pracovní skupiny, která má za cíl vytvořit novou verzi HTML, která ponese označení HTML 5 a její XML variantu XHTML 5. Vedle toho paralelně pokračuje i vývoj XHTML 2.0

8. **USB (Universal Serial Bus)** je univerzální sériová sběrnice. Tato sběrnice je jen s jedním zařízením typu Master, tj. všechny aktivity vycházejí z PC. Veškerý přenos dat se uskutečňuje v tzv. rámcích (frame), které trvají přesně 1 milisekundu. Uvnitř jednoho rámce mohou být postupně zpracovávány pakety pro několik zařízení. Přitom se mohou spolu vyskytovat pomalé (low-speed) i rychlé (full-speed) pakety. Obrací-li se PC na více zařízení, zajišťuje jejich rozdělení jako rozdělovač sběrnice (hub). Zabraňuje také, aby signály s plnou rychlostí (full-speed) byly vedeny na pomalá zařízení. Pomalá zařízení pracují s přenosovou rychlostí 1,5 Mb/s. Rychlé přenosy pracují s rychlostí 12 Mb/s
9. **PACS (Picture Archiving and Communications Systems)** - je počítačový systém zajišťující akvizici, archivaci a distribuci obrazové informace (snímků) v rámci celé sítě, jejich získávání a zpracování pro účely diagnostiky. PACS je v současné době produktem velkých firem zabývajících se IT v medicíně, které vyvíjí a vyrábí jak hardwarovou, tak softwarovou část. Zkratka PACS byla poprvé použita v roce 1982 Dr. Andrem Duerinckxem, vedoucím radiologem na VA North Texas Healthcare University, který organizoval první PACS konferenci jako "First International Workshop and Conference of Picture Archiving and Communications Systems (PACS) and Medical Applications"
10. **DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)** - celosvětový standard pro digitální medicínská obrazová data používaný v systémech PACS. Zahrnuje většinu formátů digitálních obrazů v medicíně. Specifikuje komunikaci mezi zobrazujícími přístroji. Byl vyvinutý Národním sdružením elektrotechnických výrobců (National Electrical Manufacturers Association (NEMA)) ve spolupráci s American College of Radiology (ACR) v roce 1981