GRANT journal
ISSN 1805-062X, 1805-0638 (online), ETTN 072-11-00002-09-4

EUROPEAN GRANT PROJECTS | RESULTS | RESEARCH & DEVELOPMENT | SCIENCE

Zpracování medicínských B-obrazů pomocí expertního systému s implementací na platformě ARM

Jiří Blahuta[1]
Tomáš Soukup[2]
Petr Čermák[3]

[1] Slezská univerzita v Opavě, FPF SLU, Ústav informatiky; Bezručovo nám. 13, 74601 Opava; jiriblahuta@seznam.cz
[2] Slezská univerzita v Opavě, FPF SLU, Ústav informatiky; Bezručovo nám. 13, 74601 Opava; tsoukup@centrum.cz
[3] Slezská univerzita v Opavě, FPF SLU, Ústav informatiky; Bezručovo nám. 13, 74601 Opava; petr.cermak@fpf.slu.cz

Grant: SGS/8/2014
Název grantu: Expertní zpracování obrazové informace a rozhodování v medicíně a v oblasti polo/automaticky řízených leteckých prostředcích
Oborové zaměření: IN Informatika

© GRANT Journal, MAGNANIMITAS Assn.

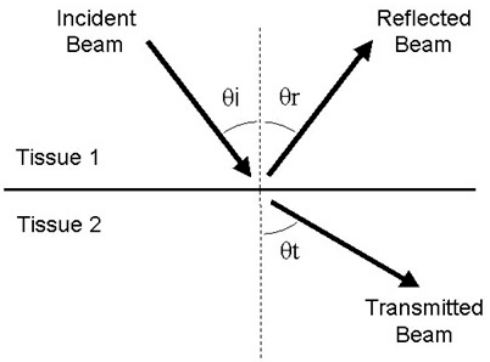
Abstrakt Článek je zaměřen na počítačovou analýzu a zpracování ultrazvukových B-obrazů v medicínské praxi. V první části popisuje charakteristiku a roli B-obrazu v klinické praxi a možnosti detekcí patologií v závislosti na zobrazení echogenity. V další části je vysvětlen popis detekce patologií na konkrétních příkladech v neurosonologii včetně praktické softwarové aplikace a hodnocení této analýzy pro dosažení reproducibility navrženého algoritmu, která je stěžejní k nasazení do klinické praxe. Autoři vysvětlují, jak detekovat hyperechogenitu v substantia nigra pro hodnocení M. Parkinson. Další kapitola je zaměřena na možnosti aplikovatelnosti algoritmu k detekování aterosklerotických plátů v cévním řečišti a jejich možná klasifikace a rizikovost. Poslední část je zaměřena na experimentální implementaci na platformě ARM, pro hardwarovou nezávislost řešení a přenositelnost.

Klíčová slova ultrazvuk, B-obraz, analýza B-obrazu, ultrazvuk ARM, parkinson b-obraz, b-mode ultrazvuk, aterosklerotické pláty b-obraz

1. B-OBRAZ, JEHO PRINCIP A ROLE V DIAGNOSTICE

Zobrazovací metody mají v moderní medicínské diagnostice nezastupitelné místo, jak při včasné diagnostice, tak například při operačních navigacích. Jednou z nejvíce univerzálních metod je ultrazvuk neboli sonografie. Jako jediná ze zobrazovacích metod nemá žádné prokázané škodlivé účinky (radiace) a tudíž je ultrazvuk opakovatelný a aplikovatelný v mnoha odvětvích. Namátkou zmiňme například prenatální sonografii, kardiovaskulární sonografie, neurosonologii [9] a spoustu dalších použití. Moderní ultrazvuk má velice přesné rozlišení a používá se i 3D, resp. 4D zobrazení v reálném čase (video prenatálního UZ). Dále v textu budeme ultrazvuk označovat zkratkou UZ.

B-obraz, resp. B-MODE je jedním ze způsobů zobrazení UZ obrazu. B-obraz je tedy digitalizovaný obraz, který vychází z analogového signálu. Principem B-obrazu je zobrazení echogenity v každém pixelu. To znamená, že každý pixel je zobrazen určitou intenzitou šedi (8bitový obraz), kde úroveň šedi představuje echogenitu dané tkáně, tedy míru odrazivosti UZ paprsku od rozhraní.
Z fyzikálního pohledu je ultrazvuk zvukové vlnění s frekvencí nad 20 kHZ, tedy nad slyšitelnou frekvenci lidského ucha. V medicíně k zobrazování se používá obvykle rozsah cca od 1 do 8 MHz a různé typy multifrekvenčních sond, u nichž se dá nastavit frekvence dle potřeby (podle penetrace, sklonu, atd.). Následující obrázek znázorňuje princip ultrazvuku a šíření paprsku a jeho odraz na rozhraní 2 tkáních odlišné denzity[1].

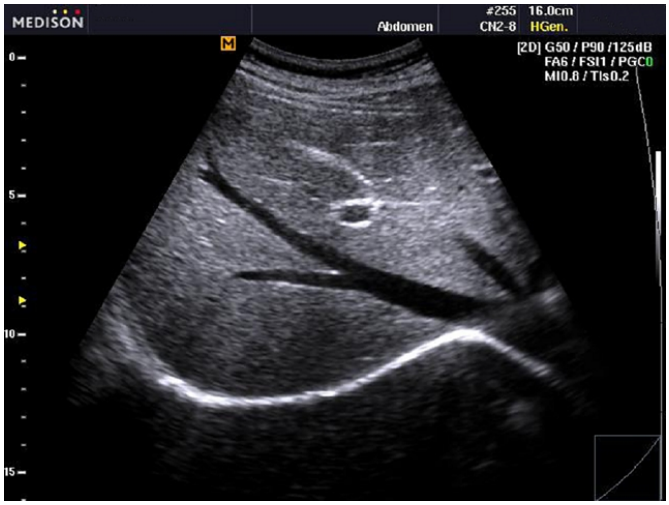


Obr. 1: Princip ultrazvuku šířením a reflexe UZ paprsku v rozhraní tkání

Míru odrazivosti zobrazuje v B-obraze právě echogenita dle stupně šedi. V praxi to znamená, že černou barvou je vzduch, téměř bílou pak například kosti. UZ však není vhodný pro zobrazování kostí, je určen zejména pro měkké tkáně, kde se dají dobře rozlišovat denzity právě mírou echogenity.

V praxi tak B-obraz zobrazuje echogenitu v každém místě. Rozlišení B-obrazu je dáno laterálně a axiálně. Laterální rozlišení je lepší než axiální a závisí především na velikosti a tvaru sondy. Jedná se tedy o 2D obraz, který je digitálně reprezentován obrazovou maticí pixelů, stejně jako například digitální fotografie. Následující obrázek ukazuje příklad B-obrazu se zobrazením jater.

[1] http://www.usra.ca/images/incidentbeam.jpg



Obr. 2: Příklad B-obrazu na snímku jater

B-obraz je považován za základní zobrazení v UZ diagnostice. Jedná se o 2D zobrazení examinované oblasti se zobrazením míry echogenity, která je stěžejním nástrojem i pro počítačovou analýzu.

Kromě B-obrazu se používají i jiná UZ zobrazení, například Doppler Mode, barevný mod a M-MODE. Slouží ke specifickým účelům, jako například zobrazení průtoku krve s průtokovou křivkou či sledování pohybu. Speciální případ je také A-MODE, který je 1D a využívá v oftalmologii. Těmito způsoby se nebudeme v tomto článku zabývat [7], [8].

UZ je neinvazivní, bezbolestné a rychlé vyšetření, které je navíc bezpečné a tudíž opakovatelné v krátkém čase. To je tzv. diagnostický UZ, obecně lze UZ použít i pro přímé terapeutické účinky. Mezi přední výhody UZ diagnostiky v praxi patří eliminace radiace a jiných vlivů, což se projevuje například u CT, MRI a jiných metod používaných v radiologii.

1.1 B-obraz v neurosonologii

Tento článek je zaměřen na aplikaci analýzy B-obrazu v neurosonologii, tedy k zobrazení mozkových struktur. Použití UZ, resp. B-obrazu v neurologii je velmi užitečné a postupně tak vznikal nový obor neurosonologie, tedy využití diagnostického i terapeutického smyslu UZ. Pomocí B-obrazu se dá zachytit poměrně detailně mnoho struktur, přestože jiné modality, například CT poskytují v některých případech jemnější zobrazení. Plusem je také právě fakt eliminace radiace a tudíž možnost opakovaných vyšetření v krátkých intervalech. Diagnostický UZ je využíván rovněž v diferenciální diagnostice, sledování progrese onemocnění a jeho příznaků třeba v průběhu několika let.

V této práci se zaměřujeme na B-obrazy mozkových struktur z transtemporálního přístupu k zobrazení subst. nigra (SN).

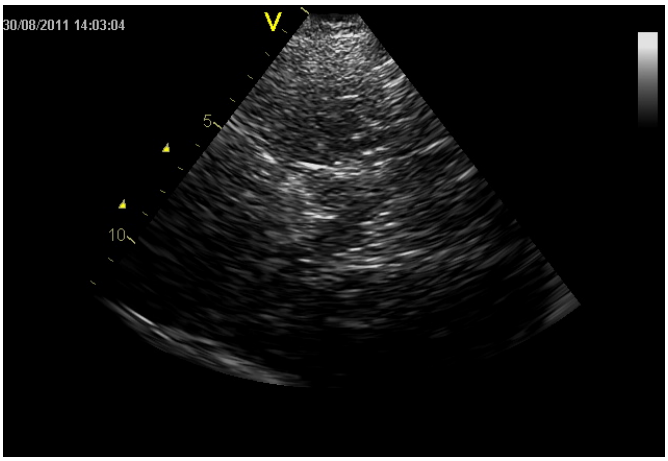
2. NAVRŽENÝ PŘÍSTUP POČÍTAČOVÉ ANALÝZY B-OBRAZU

Jak bylo řečeno, článek je zaměřen na počítačovou analýzu B-obrazu. Vyvinuli jsme experimentální software v MATLABu, který má za úkol analyzovat intenzitu echogenity v určitě, předem zvolené oblasti ROI. Algoritmus je založen na binárním prahování s následným výpočtem poklesu dle prahu *T*.

K zamezení rozpoznání falešné patologie vlivem manuální korekce jasu vstupního obrazu, byla do softwaru implementována funkce hlídající globální jas v potřebném okně s ROI. Pokud přesáhne jas $I > 25$, pak hodnocení nemusí být objektivní. Více informací o této implementaci viz [2], [3].

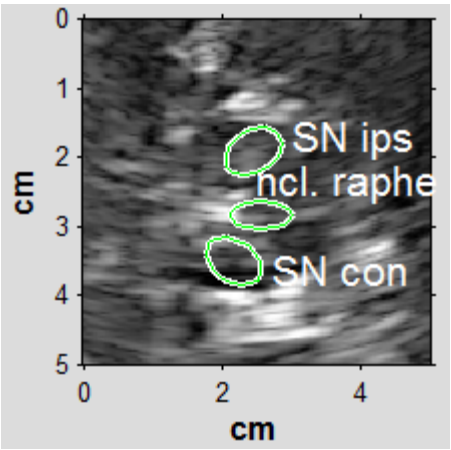
2.1 ROI-based algoritmus ke sledování echogenity SN pro detekci M. Parkinson

Software, resp. algoritmus byl v prvé řadě použit pro detekci echogenity v substantia nigra k detekci M. Parkinson. Ověřila se reproducibilita algoritmu a ukázalo se, že je možné jej nasadit na libovolné obrazy z různých přístrojů a podává objektivní výsledky nezávisle na vstupním obrazu. Testovalo se několik statistických deskriptorů, jako je ROC analýza, korelační analýza či shoda mezi referenčními hodnotami rozdělující fyziologické a patologické případy. Následující obrázek ukazuje vyznačení oblasti substantia nigra (SN) v transtemporálním B-obraze.



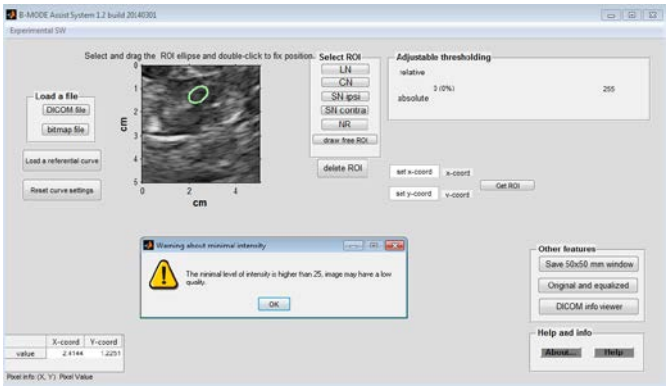
Obr. 3: B-obraz se zobrazenými mozkovými strukturami z transtemporálního přístupu

Námi vytvořená aplikace je založena na sledování echogenity v určitých oblastech. Pro náš případ jsme pro detekci M. Parkinson sledovali echogenitu v SN, která je primárním znakem v B-obrazu k detekování M. Parkinson. Následující obrázek ukazuje strukturu jader SN a ncl. raphe, které jsme zpracovávali.



Obr. 4: Vyšetřované struktury SN ipsilaterální, ncl. raphe a SN kontralaterální (shora dolů)

Realizovali jsme softwarovou aplikaci pro řešení počítačové analýzy B-obrazu. Snímek zachycuje zvolenou oblast ROI s upozorněním na přejasnění vstupního obrazu. Aplikace byla v MATLABu zkompilována jako stand-alone EXE soubor. Pro její běh je potřeba instalovaný Java Runtime Environment (JRE) a MATLAB Compiler Runtime 7.14.



Obr. 5: GUI aplikace pro navržený algoritmus, výběr ROI a objektivita přejasnění

2.2 Princip navrženého algoritmu a implementace

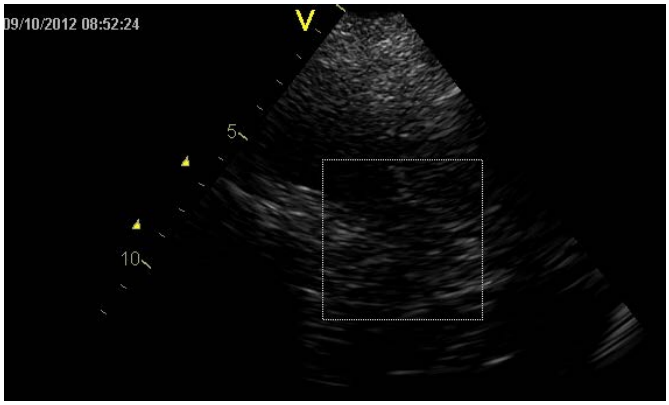
Algoritmus má dvě základní myšlenky:

- princip binárního prahování pro určení echogenních struktur
- výpočet poklesu počtu jasných pixelů dle prahu *T*

Postup je následující:

1. Načtení bitmapového nebo DICOM obrazu
2. Manuální nebo automatický výřez okna 50×50 mm s viditelným ROI
3. Volba oblasti ROI s elipsou
4. Binární prahování v dané oblasti
5. Vizuální reprezentace poklesu echogenních bodů (jejich počtu) v závislosti na prahu *T*
6. Možnost uložení CSV souboru s výstupními numerickými daty k další analýze

Krok 2 se sestává z určení výřezu okna, v němž vidíme požadovanou oblast ROI. To může být vyřezáno manuálně ukázáním bodů a cílením nebo automaticky podle přednastavení přístroje, tedy automatickou detekcí rozlišení a polohy. Pro účely SN se volí čtvercové okno 50×50 mm. Více [1], [2], [3], [4].



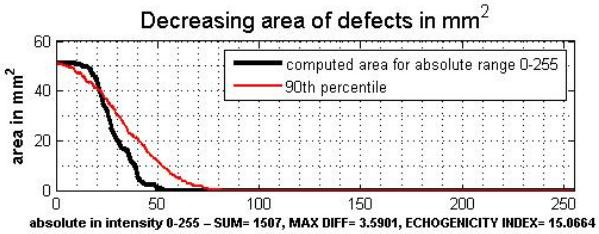
Obr. 6: Výřez okna se zobrazenými strukturami dle Obr. 4

V kroku 3 se zvolí eliptické ROI (viz Obr. 3) dle examinované struktury (SN, ncl. raphe). Krok 4 je hlavní složkou algoritmu binárního prahování. Nechť pixel $p_i[x; y]$ má intenzitu jasu *H*, pak platí:

IF $H \geq T$ **THEN** pixel_white **ELSE** pixel_black

Tedy, je-li intenzita pixelu vyšší než práh *T*, pak je výsledný pixel po prahování bílý, opačně černý. Výsledkem je binární obraz.

Sledování echogenity je založeno na výpočtu počtu pixelů, které zbydou po prahování. Tedy pro $T \in \langle 0; 255 \rangle$ je spočteno, kolik pixelů zůstane bílých, tedy kolik pixelů splňuje $H \geq T$. Poté se spočte skutečný obsah těchto pixelů na základě rozlišení obrazu, resp. rozlišení přístroje. Detaily viz [1]. Výsledek je reprezentován vizuálně křivkou, přesněji 256 diskrétními hodnotami popisující obsah ve skutečných mm^2, který splňuje $H \geq T$, viz následující obrázek.



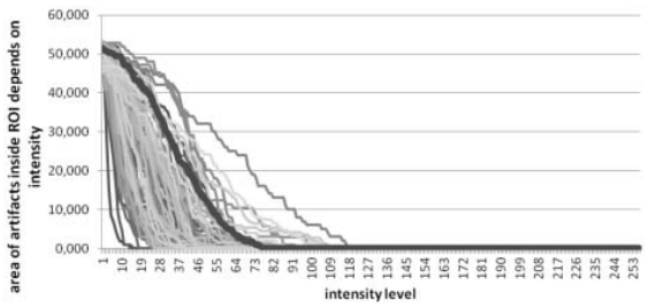
Obr. 7: Grafická reprezentace poklesu echogenity dle prahu *T*

Červená barva ukazuje průběh hraničních hodnot pro echogenitu ipsilaterální SN pro detekci M. Parkinson. To je užitečné pro sledování rozdílu mezi naměřenými hodnotami a referenční hranicí patologie. Kromě toho jsou zde vypsány ještě další číselné charakteristiky pro určení sklonu a maximálního rozdílu.

Kromě detekce hyperechogenity SN byla provedena rovněž analýza echogenity ncl. raphe k detekci některých symptomů multisystémových poruch. Detailní informace viz [1], [2], [3].

3. STATISTICKÁ ANALÝZA REPRODUKOVATELNOSTI ALGORITMU V PRAXI

Veškeré výsledky byly důsledně statisticky hodnoceny k prokázání objektivity a reproducibility algoritmu pro nasazení v klinické praxi. Mezi hlavními verifikačními testy byly korelační analýza, ROC analýza s výpočtem kappa-intra, kappa-inter koeficientů a sledování shody mezi pozorovateli, přístroji a diferenciální diagnostikou stejného pacienta. Viz více [3], [4].

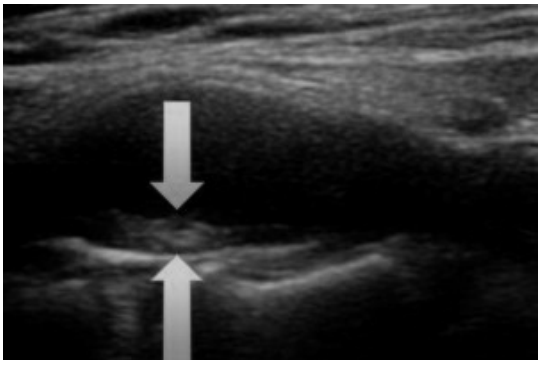


Obr. 8: Test reprodukovatelnosti algoritmu na 100 dobrovolníků bez M. Parkinson

Na vzorku 100 fyziologických pacientů bylo pouze 6 % zhodnoceno na výskyt M. Parkinson falešně. Jednotlivé fáze a metody verifikace viz [2], [3], [5], [7].

4. MOŽNÉ UŽITÍ ALGORITMU K DETEKCI ATEROSKLEROTICKÝCH PLÁTŮ JAKO PREVENCE CMP

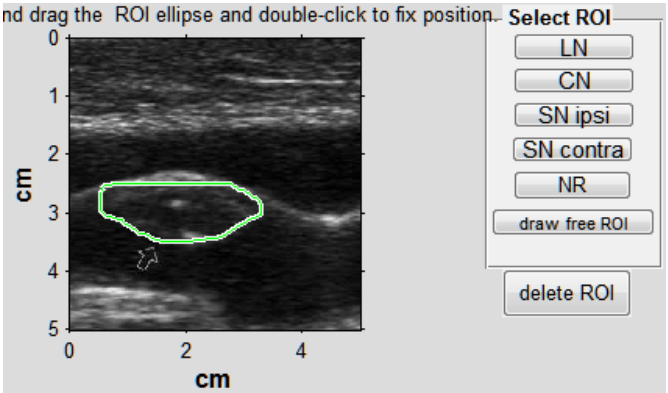
Cévní mozková příhoda (CMP) spolu s infarktem myokardu zaujímá v mortalitě v ČR i celkově ve světě přední příčky. Proto je užitečné nějakým způsobem včas diagnostikovat aterosklerotické pláty, které se v cévách usazují, až dojde k ruptuře cévy a krvácení. Aterosklerotické pláty (ateromy) jsou usazeniny různých látek, například cholesterol, tuk, atd., které se hromadí a způsobují stenózy. Takových plátů může být v jedné cévě mnoho a cévní řečiště se stává neprůchodné a následně dojde k ruptuře a tím krvácení. V neurologii je třeba sledovat stenózy všech důležitých intrakraniálních a extrakraniálních tepen (ACE, ACI, atd.) a jejich průchodnost. Jakmile je stenóza například nad 70 %, pak je již riziko takřka nevyhnutelné. Následující obrázek ukazuje příklad zobrazení plátu v řezu B-obrazu.



Obr. 9: Zobrazení aterosklerotického plátu v B-obraze v podélném řezu

Pomocí námi navrženého algoritmu je možné pláty detekovat. Narozdíl však od detekce v SN, kde známe, jak má ROI vypadat, zde to nevíme. Cílem je tedy teprve najít vhodné charakteristiky k detekci plátu a následně k možnému rozlišení například pomocí obsahu, heterogenity (složení), atd. pro stanovení rizikovosti, například, zda a jak rychle se bude plát zvětšovat. Doposud neexistuje takové hodnocení a vše se řeší pouze pomocí procenta stenózy, kdy je nutná rekanalizace. Řešení pomocí našeho algoritmu by mohlo vést k včasné detekci plátů s hodnocením jejich rizikovosti.

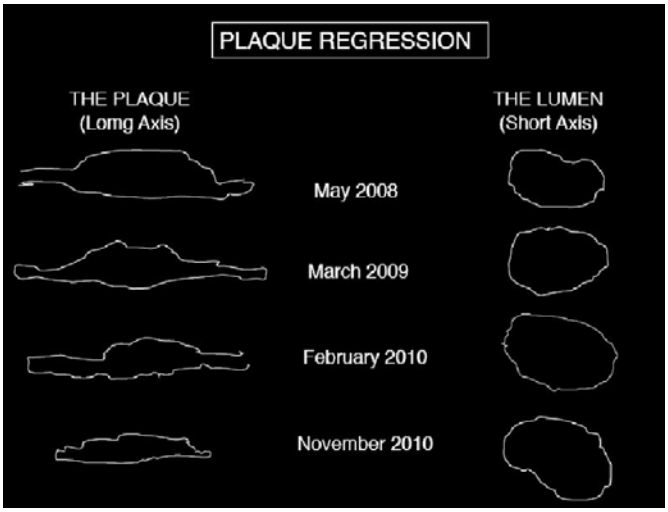
Čistě po technické stránce to možné je, algoritmus lze díky svému zpracování použít na libovolné B-obrazy, nejen v neurologii. Limitací je právě vymezení ROI spolu s dalšími charakteristikami, jak aterosklerotický plát včas a správně detekovat a hodnotit. K účelům analýzy plátů je v programu implementována volba free-hand ROI, tedy možnost ručního nakreslení ROI bez přednastavených hodnot, viz obrázek z GUI aplikace s možností výběru ROI včetně volného uzavřeného výběru.



Obr. 10: Free-hand uzavřená oblast ROI využitelná pro ohraničení plátů

Překážkou je však právě nalezení vhodných charakteristik, pomocí nichž by se plát detekoval a separoval od okolí. Může se časem ukázat, že pomocí B-obrazu nebude takto možné pláty vůbec analyzovat. To však vyžaduje dlouhodobou práci a parciální výsledky, s jakou přesností a zda vůbec bude možné algoritmus použít. Ryze z technického hlediska to možné je, otázka je nasazení v klinické praxi.

Pokud by se to povedlo a výsledky byly uspokojivé, mohl by se algoritmus použít rovněž v diferenciální diagnostice ke sledování progrese plátu a lumenu tepny, viz vzorový obrázek níže.



Obr. 11: Modelový příklad progrese šíření plátu a změny lumenu

To vše je však teprve otázkou, jakým způsobem to bude efektivně možné.

5. EXPERIMENTÁLNÍ HARDWAROVÁ IMPLEMENTACE

Cílem je vyvinout de facto hardwarově nezávislé řešení. Toho by se mělo dosáhnout implementací na platformě ARM. Tudíž by existoval výpočetní hardware, který by také byl optimalizovaný na konkrétní úlohu a tím rychlejší.

V současnosti je testovaná experimentální implementace na ARM Cortex. v součinnosti s počítačem se stand-alone aplikací. Výpočetní jádro algoritmu je realizováno částečně na ARM. V budoucnu se počítá s kompletním řešením autonomního systému na této platformě.

Zdroje

1. BLAHUTA, J., SOUKUP, T., ČERMÁK, P. NOVÁK, D., ZAJAC, P. Statistical analysis of ROI-based measurement of echogenicity in B-MODE transcranial images for different neurodegenerative diseases. WSEAS Press, 2014, pp. 193 – 198, ISBN 978-960-474-361-2.
2. BLAHUTA, J., SOUKUP, T., JELÍNKOVÁ, M., BÁRTOVÁ, P., ČERMÁK, P. HERZIG, R., ŠKOLOUDÍK, D. A new program for highly reproducible automatic evaluation of the substantia nigra from transcranial ultrasound images. Olomouc: Biomedical Papers 157:XX, 2013.
3. BLAHUTA, J., SOUKUP, T., ČERMÁK, P. NOVÁK, D., VEČEREK, M. Semi-automatic ultrasound medical image recognition for diseases classification in neurology. Sofia: Springer-Verlag, MedDecSup 2012, 2012, pp. 125 – 133, ISBN 978-3-319-00028-2.
4. BLAHUTA, J., SOUKUP, T., ČERMÁK, P., VEČEREK, M., JAKEL, M., NOVÁK, D. ROC and reproducibility analysis of the designed algorithms for potential diagnosis of Parkinson´s Disease in ultrasound images. Puerto de la Cruz: MMES´11, WSEAS Press, 2011, pp. 88 – 93, ISBN 978-1-31804-055-8.
5. BLAHUTA J., SOUKUP T., ČERMÁK P. Možnosti a trendy moderní počítačové analýzy z diagnostického ultrazvuku. GRANT Journal December 2014, 2014, MAGNANIMITAS Assn, p. 75 – 81, ISSN: 1805-062X, 1805-0638 (online), ETTN: 071-11-00002-09-4.
6. RESSNER, P., ŠKOLOUDÍK, D., HLUŠTÍK, P. et al. Echogenicity of the substantia nigra in Parkinson´s Disease: A pilot study. Journal of Neuroimaging:17, 2007, 164 – 167.
7. ŠKOLOUDÍK, D., JELÍNKOVÁ, M., BLAHUTA, J., SOUKUP, T., ČERMÁK, P., BÁRTOVÁ, P., LANGOVÁ, K., HERZIG, R. Transcranial Sonography of the Substantia Nigra: Digital Image Analysis. American Journal of Neuroradiology, 2014.
8. ŠKOLOUDÍK, D., WALTER, U. Method and validity of transcranial in movement disorders. Int Rev Neurobiol (Vol 10), Elsevier, 2010, pp. 7 – 34, ISBN 978-0-12-381330-5.
9. ŠKOLOUDÍK, D., ŠKODA, O., BAR, M., BROZMAN, M., VÁCLAVÍK, D. Neurosonologie. Galén, 2003, vyd. první, 304 s., ISBN 80-7262-245-5.