

Universita Karlova v Praze

Lékařská fakulta v Hradci Králové

Ústav lékařské biofyziky

3D modely v plánování chirurgických výkonů

3D ultrazvuková rekonstrukce periferního nervu

0. Úvod

0.1. Abstrakt

Disertační práce se zabývá dodatečným zpracováním ultrazvukového obrazu periferního nervu. Navrhuje metodiku prostorového sledování polohy UZ sondy při snímání obrazu pomocí elektromagnetického 3D trackeru. Dále navrhuje techniku poloautomatické segmentace obrazu a matematickou metodu rekonstrukce povrchu modelu reálného nervu a z něj pak vycházející výpočet plochy průřezu, poměru oploštění a některých charakteristik echotextury nervu. V diskusi pak poukazuje na slabá místa zvolených metod výpočtu a navrhuje alternativní matematické metody.

Summary:

This doctoral thesis deals with post-processing of peripheral nerve ultrasound image. Thesis is suggesting method of spatial tracing of ultrasound probe location using electromagnetic 3D tracker. Further, it brings in technique for semiautomatic image segmentation and mathematic method for real nerve model surface reconstruction, resulting in cross-sectional area, flattening ratio and some echostructure feature calculation. In the discussion part is this thesis pointing at weak points of computational methods used, and suggests alternative mathematical techniques.

0.2. Předmluva

UZ vyšetření je dlouhodobě již standardní neinvazivní metodou denní praxe. Vývoj nových UZ přístrojů a sond, jakožto i metod zpracování UZ signálu klade ultrazvukové vyšetření na úroveň identickou s počítačovou tomografií, nebo vyšetřením pomocí magnetické rezonance. Často ultrazvukové vyšetření s výhodou mobilnosti přístroje a rychlosti vyšetření tyto metody i předčí.

Vysokofrekvenční UZ sondy posouvají rozlišení ultrazvuku tak, že i gracilní struktury jako jsou periferní nervy, se vyšetřují stále častěji. V porovnání s magnetickou rezonancí nebo počítačovou tomografií má vyšší rozlišovací schopnost, nicméně za cenu omezení vyšetření v některých anatomických lokalitách (viz kapitolu 3.1).

Konveční zobrazení odhalující deformity nebo tumory jsou jistě běžným standardem, za pomoci matematického hodnocení lze ovšem z vyšetření získat i na první pohled nečitelné informace.

0.3. *Obsah*

0.	Úvod	2
0.1.	Abstrakt	2
0.2.	Předmluva	3
0.3.	Obsah.....	4
0.4.	Seznam zkratk.....	5
1.	Současný stav problematiky.....	6
2.	Cíle práce	7
3.	Použité metody	8
3.1	UZ jako metoda vyšetření.....	8
3.2	Snímání polohy v prostoru	10
3.3	Prostředí pro vývoj aplikace	12
3.4	Získání obrazových a polohových dat.....	14
3.5	Segmentace obrazu	16
3.6	Rekonstrukce povrchu nervu	19
3.7	Konstrukce osy	21
3.8	Výpočet plochy kolmého řezu	23
3.9	Výpočet poměru oploštění.....	24
3.10	Původní řez a jeho textura	26
3.11	Charakteristiky textury	27
4.	Výsledný software	30
5.	Diskuse	34
6.	Závěr.....	37
7.	Literatura.....	38

0.4. Seznam zkratek

2D	dvojměrný, rovinný
3D	trojměrný, prostorový
CIL	Common Intermediate Language
GLCM	Gray Level Co-occurrence Matrix
.NET Framework	NETwork, normalizovaná platforma pro vývoj aplikací
Mesh	síť trojúhelníků vzájemně navazujících hranami, společně tvořící souvislý povrch.
OpenGL	Open Graphics Library, knihovna softwarových příkazů pro modelování ve 3D.
Tracker	zařízení pro sledování polohy
UZ	ultrazvuk
Vertex	vrcholový bod meshe

1. Současný stav problematiky

Současná literatura je k perifernímu nervu jako objektu UZ vyšetření poměrně skoupá. Lze najít práce zabývající se přímo diagnostikou onemocnění periferního nervu, jako jsou například úžinové syndromy - nejčastější patologie periferního nervu (1), nebo obrazem novotvarů ve formě kasuistik (2).

Charakteristika echotextury UZ obrazu nervu jako takového byla dobře popsána v roce 1995 Silvestrim (3). Práce hledá souvislosti mezi histologickým a UZ obrazem, směřována je ovšem k rozlišení nervu od šlachy. Nenašel jsem práce popisující echotexturu nervu objektivním způsobem, pouze subjektivní popis charakteristiky některých nervů a subjektivně popsané změny echogenity u kompresivních syndromů (4).

Klinicky se prokázalo za významné měření některých rozměrů nervu. A to především plochy průřezu a poměru oploštění (vysvětlení viz kapitola 3.9) (1, 5, 6). Změna těchto parametrů svědčí o kompresi nervu.

3D ultrazvuk v souvislosti s periferním nervem je v literatuře zmíněn pouze omezeně. Jeho využití, zvláště pak v oblasti hodnocení tumorů je ovšem doporučeno (7). Standardně je používán k měření optického nervu, navíc s lepšími výsledky než MRI nebo CT (8). Byl využit i při mapování anatomie, např. brachiálního plexu (9).

Na druhou stranu navigovaný ultrazvuk, ve smyslu prostorového sledování UZ sondy, je široce využíván především v oblasti provádění punkcí, jak k provedení biopsie, tak k anesteziologickým účelům a to již i za použití robotiky (10).

Na trhu není k dispozici produkt, který by umožňoval dodatečné zpracování UZ vyšetření a nabídnul tak nástroj k porovnání alespoň některých objektivních měření a klinické symptomatiky.

2. Cíle práce

Hlavním cílem práce je sestavit softwarový produkt, který umožní postprocessing 2D vysokofrekvenčního ultrazvukového vyšetření periferního nervu a nabídne v uživatelsky čitelném prostředí výsledky měření a dalšího zpracování.

Práci lze rozdělit na několik částí:

1. Spojení ultrazvukové sondy a prostorového senzoru (3D trackeru)
2. Nasnímání synchronizovaných dat videosekvence 2D ultrazvuku a prostorového snímače
3. Segmentace 2D ultrazvukových snímků
4. 3D rekonstrukce povrchu a osy sledované struktury - nervu
5. Výpočet základních parametrů modelu a vývoje těchto parametrů podél osy
6. Texturová analýza zdrojových 2D snímků

3. Použité metody

3.1 UZ jako metoda vyšetření

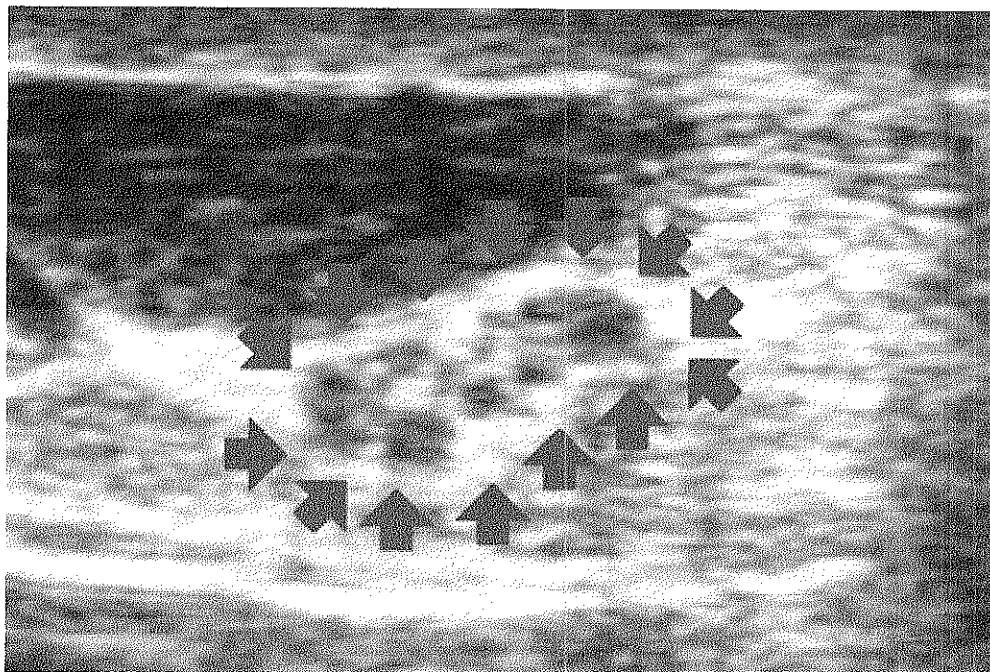
Základním principem vzniku UZ obrazu je odraz mechanického vlnění. Ultrazvukový přístroj pomocí sondy v pulzech vysílá a přijímá ultrazvukové vlny ze tkání a analyzuje akustické vlastnosti odražených ultrazvukových vln. Biologické tkáně jsou složené především z vody, proto část signálu propouštějí v původním směru dále a část se odráží. Odražená část zvuku je pak základem pro rekonstrukci obrazu. Bohužel, tkáně, které mají malý obsah vody, např. kosti, nebo vzduchem naplněné struktury, absorbují velkou část zvukové energie a tak limitují vyšetření na struktury uložené blíže k povrchu.

Signál, který se vrací dříve, odpovídá odrazům z povrchových struktur – ten, který později odpovídá těm hlubším tkáním. Intenzita procházejícího zvuku se ale s hloubkou exponenciálně zeslabuje a to způsobuje, že amplitudy odraženého signálu jsou disproporční. Opožděnější signál tedy musí být zesílen, aby se kompenzovala ztráta signálu ve tkáních. Odborně toto nazýváme časově kompenzované zesílení. Signál dále musí být rektifikovaný, komprimovaný a subtrahovaný, což jsou poměrně složité a komplexní procesy mimo téma této práce.

Rozlišení ultrazvuku je přímo úměrné použité frekvenci, zatím co hloubka průniku do tkání je nepřímo úměrná. Z toho plyne, že se zvyšující se frekvencí zvuku, povrchové struktury, na rozdíl od těch hluboko uložených, mohou být zkoumány s vysokými detaily. Takovou strukturou jsou i periferní nervy.

K vyšetření periferního nervu ultrazvukem je nutno použít vysokofrekvenční sondy 7,5 - 17 MHz, podle habitu pacienta, velikosti a uložení nervu. V takovém zobrazení má nerv typický obraz: jeví se jako paralelní hypoechogenní lineární struktury oddělené hyperechogenními pruhy

v longitudinálním řezu. V transversálním řezu připomíná plást medu s kulatými hypoechogenními oblastmi na hyperechogenním pozadí (Obrázek 1). Hypoechogenní struktury histologicky korespondují s neurálními fascikly a hyperechogenní struktury s interfascikulárním epineuriem (3). Venkovní hranice nervů jsou obvyčně neostré, vzhledem k velmi obdobné echogenitě povrchového epineuria a okolního tuku. (11)



Obrázek 1 - UZ transversální řez n.medianus

Současné UZ přístroje umožňují zobrazit téměř všechny hlavní nervové svazky v končetinách, včetně n. medianus, ulnaris, radialis na horních končetinách, n. ischiadicus, peroneus communis a tibialis posterior na dolních končetinách. Zobrazení brachiálního plexu je rovněž možné, i když ne s takovou přesností jako MRI. Vzhledem ke špatnému přístupu, UZ nedokáže vizualizovat epidurální prostor, kořeny C8 a TH1 a některé části brachiálního plexu, které jsou ukryté za klíční kostí a v podklíčkové oblasti. S výjimkou n. vagus, n. laryngeus recurrens na krku a n. femoralis v retroperitoneu jsou kranální nervy a nervové kořeny hrudní, lumbální a sakrální páteře, sympatické pleteně a splanchnické nervy v břiše pomocí UZ nedosažitelné buď z důvodu příliš hlubokého uložení nebo interpozice kostních struktur (11).

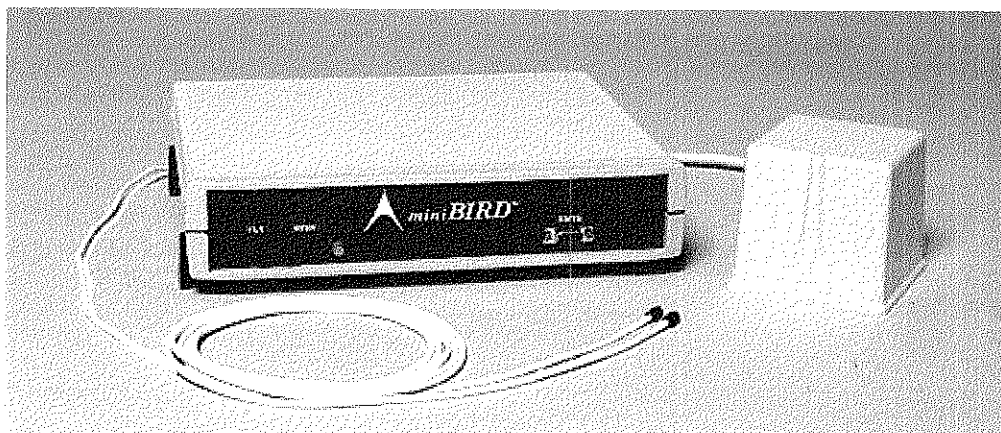
3.2 Snímání polohy v prostoru

Pro sledování polohy libovolného objektu v prostoru se submilimetrovou přesností existují v principu 2 metody:

1. Optická navigace. Tato metoda je založena na označení objektu trojicí opticky reflexních kuliček standardizované velikosti a v standardizovaném uložení na růžici. Na tento „lokalizační objekt“ je pak svíceno světlem v infračervené oblasti spektra (aby nevznikaly pro obsluhující osoby rušivé odrazy) a je sledovaný dvojicí kamer v stereoskopickém postavení. Poloha a natočení v prostoru jsou pak počítané z analýzy stereoskopického obrazu. Je-li zapotřebí sledovat více objektů, používají se růžice s rozdílnou délkou ramen. Tento systém je velmi přesný, prakticky ho nelze narušit žádnými zevními vlivy. Jeho nevýhodou je nutnost zachování přímé viditelnosti, mezi sledovaný objekt a kamerový systém nelze interpolovat žádný předmět. Jeho další nespornou nevýhodou je vysoká pořizovací cena.
2. Elektromagnetická navigace. Principem je sledování elektromagnetického senzoru v okolí vysílače elektromagnetických vln. Vysílač elektromagnetického pole, tzv. centrum světa, je umístěn ve stacionární poloze v okolí sledované oblasti prostoru. Vysílané elektromagnetické vlnění je vysíláno v pulzech, čím se minimalizuje vliv okolních rušivých signálů. Senzor se pak skládá z 3 vzájemně na sebe kolmých cívek, které zachytávají vysílané elektromagnetické pole. Jsou připojeny vodičem k vyhodnocovací jednotce, která ze zeslabení elektromagnetického pole vypočítá přesné souřadnice senzoru vzhledem k centru světa. Tyto systémy jsou o něco méně přesné než optické, senzor musí být připojen pomocí vodiče a přesnost může být ovlivněna přítomností jiného magnetického pole nebo kovu v blízkosti vysílače nebo přijímače. Nicméně není nutná přímá viditelnost mezi vysílačem a přijímačem (senzorem), senzory lze za cenu menšího dosahu

minimalizovat až na rozměr 1 mm a rozlišení je ve většině případů aplikací v medicíně naprosto dostačující.

Přesnost a rozměry sledovatelného prostoru jsou dané výběrem konkrétního produktu. Pro svou práci jsem vybral produkt miniBIRD 800, firmy Ascension technologies (Obrázek 2) (12). Pomocí senzorů velikosti 10x5x5 mm umožňuje sledovat prostor v rozsahu 76,2 cm v kterémkoliv směru od centra světa. Pracuje s rozlišením 0,5 mm co se týká polohy a 0,1° v rotaci, definované v polovině rozsahu, tj. ve vzdálenosti 30,5 cm od centra světa. Polohu je možné číst se vzorkovací frekvencí 120 Hz. Použité elektromagnetické pole je značně rezistentní k přítomnosti chirurgické ocele.



Obrázek 2 - miniBIRD 800, zařízení pro sledování polohy v prostoru.

3.3 Prostředí pro vývoj aplikace

Aplikace byla programována v jazyce C# za použití volně dostupného vývojového prostředí Visual Studio Express firmy Microsoft.

Programovací jazyk C# je následovníkem jazyka C++ a C. Jazyk C je logicky z této trojice nejstarší a nejvíce nízkourovňový. Vznikl kolem roku 1970, je platformově nezávislý a neobjektový. C++ je právě jakási jeho nadstavba (není ale zcela kompatibilní), která jazyk rozšiřuje o objektový model, procedurální programování, generické programování apod. Právě objektové programování je tím hlavním důvodem mohutného rozšíření jazyka (13). Jazyk C# je z této trojice nejmladší a Microsoft ho přinesl společně se svým .NETem (14). C# je odvozen od jazyka C++, ovšem je funkčně závislý na .NET Frameworku, což ho trochu omezuje v použitelnosti a také částečně snižuje výkon, díky kompilování do CIL.

Common Intermediate Language (CIL) je programovací jazyk s nejnižší úrovní, ještě čitelný člověkem, ve společné infrastruktuře Frameworku .NET. Programovací jazyky určené pro .NET Framework se kompilují do CIL, který je dále rozkládán do bytecodu. CIL je vykonáván tzv. univerzálním virtuálním strojem/počítačem.

Oproti jazyku C# jsou C/C++ více systémové (což ale neznamená, že v nich nelze programovat desktopové aplikace), mnohem více univerzální a rychlejší, ovšem více náročnější na znalosti programátora a vývoj softwaru bude obvykle výrazně delší, než u C#. Výhodou C# je dále například také obrovská .NET knihovna. C# je moderní jazyk zaměřený především na desktop a rychlý vývoj aplikací. Je to stěžejní jazyk .NET Frameworku, na kterém je ovšem závislý, což ho dělá těžko přenositelným.

Technologie .NET je první normalizovaná platforma pro vývoj aplikací. Tato předchozí jednoduchá věta v sobě skrývá obrovské možnosti. Díky .NET existuje ve světě informačních

technologiích první platforma, která je normalizovaná a ve které platí přesná pravidla. Pro vývojáře i pro konečné uživatele to znamená podstatné snížení nákladů, jak na straně software, tak i na straně hardware. Microsoft® .NET je potom sada softwarových technologií společnosti Microsoft pro propojování světa informací, lidí, systémů a zařízení. (15)

Grafická stránka softwaru je realizovaná za využití OpenGL knihoven, jako standardu pro modelování grafických primitiv a potahování objektů texturou (16). Grafické primitiva jsou základní geometrické prvky, ze kterých se skládají složitější tělesa. Celkem existuje 10 grafických primitiv – izolovaný bod, úsečka, řetězec úseček, smyčka z úseček, trojúhelník, trs trojúhelníků, pás trojúhelníků, rovinný čtyřúhelník, pás rovinných čtyřúhelníků a rovinný konvexní mnohoúhelník. OpenGL standard je podporován většinou grafických karet a dlouholetou optimalizací výkonu je prakticky nemožné předstihnout.

3.4 Získání obrazových a polohových dat

Obrazová data jsou získávána přímo z UZ zařízení. Kvalita obrazu je tak závislá na obsluhujícím personálu a nastavení UZ přístroje. Prakticky všechna tato moderní zařízení zpracovávají obraz v číslicové podobě. Nicméně podle informace více výrobců je záměrně neumožněno získat přímo digitální obrazový výstup. Důvodem je ochrana dat a autorského práva instalovaného softwaru. Proto jsem použil analogový signál, který je zpracováván analogově-číslivým převodníkem

Analogový výstup z UZ přístroje je v kvalitativním standardu PAL, tj. 625 řádků, barvosný kmitočet 4,434 MHz, šířka jasového signálu 5 MHz, amplitudová modulace pro jasový a chrominanci signál. Použité videočíslivové zařízení pracuje s rozlišením 720 x 576 bodů, což je dostačující, a nedochází k redukci výstupního signálu z UZ přístroje.

Pro vyšetření byla použita 12 MHz lineární UZ sonda. Její axiální ani fokální rozlišení není uvedeno, ale pokud budeme uvažovat, že maximální možné rozlišení axiálně je dané především prostorovou délkou pulzu, která nemůže být kratší jako 1λ , tak při rychlosti šíření UZ tkání $1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je vlnová délka a tedy maximální možné axiální rozlišení 0,128 mm. Fokální rozlišení pak zpravidla dosahuje 2–3 násobku vlnové délky, tj. 0,257 – 0,385mm.

Při běžném vyšetření pak zaujímá např. nervus medianus ne víc jak 1/4 sledovaného obrazu, tj. 360x288 pixelů. Při jeho fyziologickém průměru cca 10mm, tak jeden pixel připadá na 0,028mm., což je 10x víc jako maximální možné teoretické fokální rozlišení 12 MHz UZ sondy.

Budeme-li uvažovat zpětně, případně-li 1px na 0,257mm (maximální teoretické možné rozlišení 12 MHz UZ sondy), při průměrné velikosti sledované struktury 10 mm je požadovaná minimální velikost struktury 39px, tedy kolem 1/18 digitalizovaného sledovaného obrazu 2D ultrazvuku. Za těchto podmínek můžeme kvalitu digitalizovaného obrazu považovat za dostatečnou.

Polohová data jsou snímána ze senzoru připevněného na UZ sondu. Zařízení umožňuje snímat data se vzorkovací frekvencí 120 Hz a rozlišením polohy 0,5mm. Vzorkovací frekvence obrazu je 25 Hz. Na jeden snímek obrazu tedy připadá 24 měření polohy, což umožňuje polohové data průměrovat a minimalizovat tak chybu měření. Chceme-li využít plně rozlišení polohy 0,5mm, při dané vzorkovací frekvenci obrazu, potom je maximální rychlost pohybu UZ sondy $0,5 \times 25 = 12,5 \text{ mm.s}^{-1}$.

Polohová data mají 6 hodnot, 3 pro polohu v prostoru a 3 pro natočení. Z nich lze stanovit 3D vektor, který při známé vzdálenosti polohového senzoru od středu sondy lze využít k transformaci 2D obrazu ultrazvuku do prostoru. Výchozí bod transformace pak leží na horním okraji snímku přesně v polovině (není-li obraz ořezán a posunut v UZ přístroji).

3.5 Segmentace obrazu

Obraz získaný UZ vyšetřením zahrnuje v sobě i okolní struktury. Abychom mohli uvažovat pouze sledovanou strukturu, v tomto případě nerv, je nutné ho v obraze identifikovat.

Automatická segmentace není v případě UZ vyšetření jednoduchým úkolem a to především z důvodu prakticky neodstranitelného šumu – „speckle noise“. To prakticky vyřazuje klasické segmentační metody jako je hranová detekce či prahování. Nabízí se zde možnost segmentace pomocí „aktivních obrysů“ (17). Užití aktivních obrysů ovšem s sebou nese určitá omezení, vzhledem k tomu, že byly navrženy pro interaktivní segmentaci. U všech aplikací je třeba inicializovat obrys blízko hledaného objektu, aby byla zaručena konvergence ke hledané struktuře.

Aktivní obrys je rozdělen na konečný počet kontrolních bodů („snaxels“). Parametrické aktivní obrysy jsou uzavřené křivky $\mathbf{X}(s) = (X(s), Y(s))$, $s \in (0, 1)$, které se pohybují v obrazové oblasti způsobem, který minimalizuje následující výraz pro celkovou energii aktivního obrysu:

$$E(s) = E_i(s) + E_e(s)$$

Člen E_i reprezentuje vnitřní energii a je roven

$$E_i(\mathbf{X}) = \frac{1}{2} \int_0^1 w_1(s) \left| \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial s} \right|^2 + w_2(s) \left| \frac{\partial^2 \mathbf{X}}{\partial s^2} \right|^2 ds$$

První člen ve výrazu reprezentuje elasticitu aktivního obrysu a roste při zvětšování vzdáleností mezi elementy aktivního obrysu. Druhý člen znevýhodňuje ohýbání a určuje tuhost. $w_1(s)$ a $w_2(s)$ jsou vhodně zvolené funkce, které určují vlastnosti obrysu. Často bývají konstantní.

Člen E_e z výrazu reprezentuje vnější energii a je dán

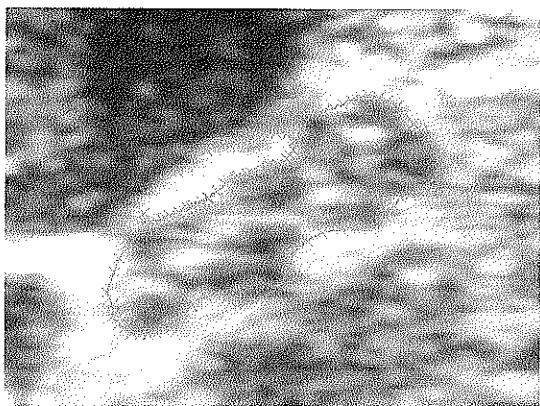
$$E_e(X(s)) = \int_0^1 P(X(s)) ds$$

Energetická funkce $P(x, y)$ je získána z obrazových dat vhodným postupem. Existují různé algoritmy pro získání funkce E_e .

Problém jsem konzultoval se spolupracujícím centrem počítačového vidění elektrotechnické fakulty ČVUT v Praze (18). Byla zkoumána možnost automatické segmentace za použití aktivního obrysu řízeného:

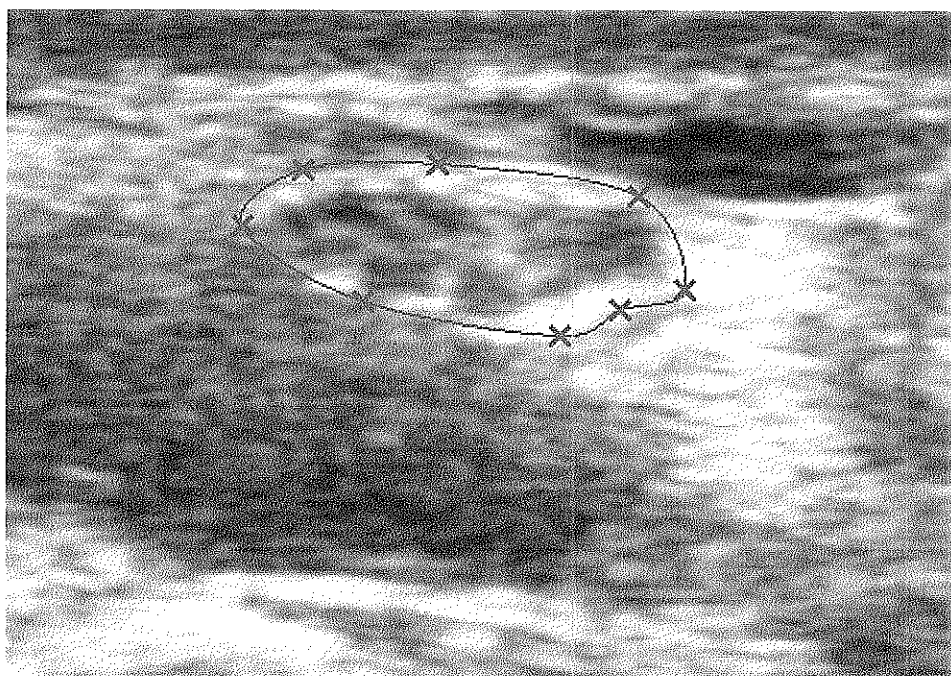
- a) vnější silou působící po normále – výpočet výsledné síly pro každý element aktivního obrysu probíhá pouze lineární interpolací z hodnot gradientu potenciálové funkce obrazu,
- b) vnější silou působící po normále s využitím informace o intenzitě pixelů obrazu,
- c) „gradient vector flow“ – algoritmus navržený autory Xu a Prince (19).

Výsledky byly zpočátku velmi povzbudivé a to nejvíce pro energetickou funkci odvozenou od vnější síly působící po normále gradientu potenciálové funkce obrazu s využitím informace o intenzitě pixelů. Nicméně při dalším ladění elasticity a tuhosti vnitřní energetické funkce aktivního obrysu, tak aby se tvar co nejvíce blížil anatomické realitě, již obrys přestává spolehlivě konturovat ultrazvukový obraz nervu (Obrázek 3).



Obrázek 3 - Automatická segmentace pomocí aktivních obrysů

Typický charakter UZ obrazu nervu s neostrými hranicemi (viz kapitola 3.1) automatickou segmentaci značně znesnadňuje, proto jsem za předpokladu spíše individuálního využití softwaru přistoupil k manuální segmentaci obrazu, při využití co nejmenšího počtu obvodových bodů spojených spline křivkami, která vlastně určuje hranici. Tento způsob segmentace je méně časově náročný než kompletní ruční konturování a vstupem lidského faktoru nejvíce odpovídá anatomické realitě (Obrázek 4).



Obrázek 4 - Manuální segmentace pomocí bodů a spline

3.6 Rekonstrukce povrchu nervu

S využitím celé spline ohraničující nerv na UZ obraze, po její transformaci z 2D do 3D za použití vektoru získaného z polohových dat získám sadu spline křivek pro jednotlivé řezy orientované správně, jak v prostoru, tak vůči sobě. Tím vznikne síť bodů na povrchu nervu.

Tyto body jsou z pohledu rekonstrukce neorganizované. Pro počítačovou 3D grafiku musí být body seřazené tak, aby bylo možné v jejich pořadí konstruovat trojúhelníky, jako nezákladnější grafické primitiva pro rekonstrukci povrchu – mesh-e. Mesh je tedy lineární povrch, sestávající z trojúhelníkových facet uložených k sobě svými stranami.

Nejjednodušší způsob rekonstrukce povrchu, tedy vytvoření mesh z neorganizované množiny bodů je využití Delaunayovi triangulace (20). Podle definice se jedná o algoritmus, který maximalizuje minimální úhel ze všech úhlů trojúhelníků v celé triangulaci. Na základě této definice, kružnice opsaná trojúhelníku, který je formovaný 3 vybranými body z celé množiny bodů, je prázdná pokud neobsahuje žádný jiný bod, než tyto tři, které jí definují. Toto je definice pro 2D prostor. Rozšíření na 3D je možné, pokud místo kružnice budeme uvažovat kouli. Pro body na přímce neexistuje Delaunayova triangulace. Pro 4 body na kružnici (například vrcholy čtverce) Delaunayova triangulace není jedinečná, řešením je rozdělení čtyřúhelníku na dva trojúhelníky, které již podmínku splňují.

Postupným výběrem bodů s použitím Delaunayovi podmínky lze vytvořit mesh z množství neorganizovaných bodů. Nicméně tento algoritmus je sensitivní na body, které vedou k trojúhelníkům s nepříznivým poměrem stran (1000:1 a více), tedy body s nerovnoměrným rozložením. V takovém případě lze obtížně splnit Delaunayovu podmínku triangulace. Dále algoritmus má tendenci produkovat konvexní obal bodů, což je nepříznivou vlastností v případě povrchů s hlubšími konkavitami.

Proto jsem použil metodu publikovanou Hoppem (21). Rekonstrukční metoda pozůstává z tří hlavních fází:

1. Počáteční sestavení povrchového mesh. Fáze sestává ze 2 etap
 - a. V 1. etapě definuje funkci $dU: D \rightarrow \mathbb{R}$, kde $D \in \mathbb{R}^3$. \mathbb{R}^3 je region v blízkosti zdrojových bodů. dU je vzdálenost ke zdrojovému bodu. Klíčovým bodem této etapy je určit správné znaménko dU . To je realizováno pomocí hledání tangentských rovin k zdrojové sadě bodů konstruovaných pro každý jednotlivý bod. Body vzájemně blízké pak musí mít normály svých tangentských rovin v kontinuitě, tedy pro body velmi blízké budou tyto roviny téměř paralelní,
 - b. V 2. etapě pomocí extrakce kontury extrahujeme konturu v místě $dU = 0$ z trojrozměrné matice dU v celém prostoru v podobě mesh.
2. Optimalizace mesh. V této etapě jde o zvýšení přesnosti a zjednodušení mesh. Tedy pro danou sadu bodů X v \mathbb{R}^3 a iničiální mesh M^0 v blízkosti těchto bodů, hledáme mesh M identické topologie jako je M^0 , která se stejnou přesností kopíruje sadu bodů a má minimální množství vertexů (vrcholů mesh). V dokonalém případě bude mesh obsahovat body ze zdrojové sady. Jelikož X může být ze zašuměného zdroje, nehledáme ideální interpolující povrch, protože by obsahoval mnoho nechtěných undulací, ale aproximaci podle minima energetické funkce s určitou elasticitou a tuhostí. Energetická funkce je definována obdobně jako v kapitole 3.5.
3. Vyhlazování povrchu. Zjednodušené a nyní dobře aproximované mesh jsou v této etapě pomocí dělení přidávány další vertexy, čímž dojde k vyhlazení kurvatur.

Pro další detaily viz původní práci (21). Pokud již je spočítána mesh, pomocí implicitních funkcí knihovny OpenGL lze tento povrch jednoduše zobrazit.

3.7 Konstrukce osy

Principem libovolných měření na průřezu tubulárního objektu je předpoklad, že průřez je kolmý na osu tohoto objektu. Bude-li objekt zahnutý nebo pokrivený na svém povrchu nelze ke konstrukci osy použít prostou metodu minimálních čtverců vzdálenosti a aproximaci na přímku. Za předpokladu, že ve zdrojových datech nejsou tangenciální řezy a každý řez protíná objekt celý, i když ne kolmo na osu, lze za osu pokládat plynulou křivku procházející středy těchto řezů.

Ve zdrojových snímcích je segmentován řez nervem pomocí spline, viz kapitolu 3.5. V diskrétní matematice lze na spline pohlížet jako na polygon. Centroid polygonu, jeho těžiště je matematicky ve 2D prostoru definován jako:

$$Cx = \frac{1}{6A} \sum_{i=0}^{N-1} (x_i + x_{i+1})(x_i y_{i+1} - x_{i+1} y_i)$$

$$Cy = \frac{1}{6A} \sum_{i=0}^{N-1} (y_i + y_{i+1})(x_i y_{i+1} - x_{i+1} y_i)$$

Kde N je počet úhlů polygonu a A je jeho plocha, která je definovaná jako:

$$A = \frac{1}{2} \sum_{i=0}^{N-1} (x_i y_{i+1} - x_{i+1} y_i)$$

za předpokladu, že v polygonu nejsou díry a že se jeho strany neprotínají, což jistě odpovídá našemu případu.

Pomocí již známého translačního vektoru z polohových dat pak tento střed můžeme přenést do reálného 3D prostoru, kde body lze parametrizovat na spline.

Spline křivka je sekvence polynomů spojených tak, že formují jednu kontinuální křivku. Je definována uzly, což jsou body, kterými prochází. Tuto pak lze do zobrazení konstruovat pomocí libovolného počtu grafických primitiv s využitím parametrické funkce spline.

3.8 Výpočet plochy kolmého řezu

Průřez tubulárního objektu v jeho libovolném bodě je řez rovinou na objekt kolmou. Máme-li definovanou spline funkci pro osu objektu, rovina řezu bude na něj kolmá.

Rovinu lze definovat pomocí bodu a normálového vektoru, což je vektor, v daném bodě roviny na ní kolmý. Pokud chceme konstruovat rovinu kolmou na křivku (osu objektu), normálový vektor bude shodný s tangentou křivky v daném bodě.

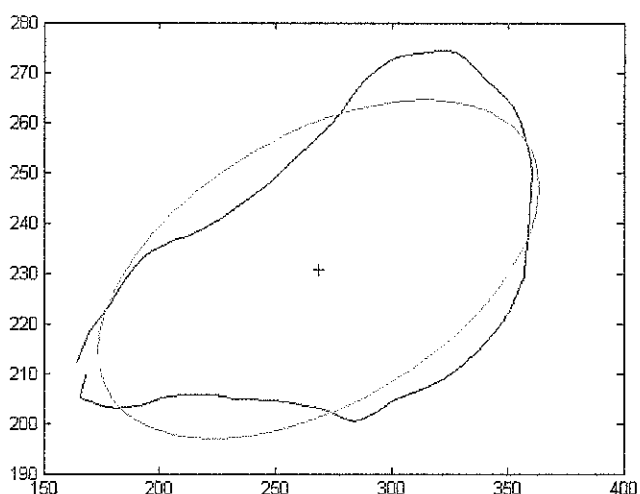
Tato rovina pak protíná mesh povrchu a vytíná na něm uzavřenou křivku, na kterou lze nahlížet jako na polygon ve 2D. Mesh je definována jako sada na sebe navazujících trojúhelníků, tedy hledáme vlastně průnik roviny a odpovídajících trojúhelníků z mesh. Průnik roviny a trojúhelníku je úsečka, všechny úsečky pak za těchto podmínek na sebe navazují a formují hledaný polygon. Výraz pro výpočet plochy polygonu viz kapitola 3.7.

Trojúhelník má průnik s rovinou, pokud je znaménko kolmé vzdálenosti k rovině alespoň u jednoho vrcholu trojúhelníku opačné než u ostatních 2 vrcholů. Kolmou vzdálenost bodu X od roviny definovanou bodem P a vektorem N lze vypočítat jako projekci této vzdálenosti na normálový vektor roviny: $d(X) = (X-P) \cdot N$. Pokud víme, že trojúhelník má průnik s rovinou, pomocí znamének vzdáleností zjistíme, které dvě strany trojúhelníků procházejí rovinou. Průnikem přímky s rovinou je bod. Je-li přímka definovaná dvěma body A a B , jeden na každé straně roviny, je bod Q , protínající rovinu $Q = (d(B)A + d(A)B) / (d(A) + d(B))$.

3.9 Výpočet poměru oploštění

Poměr oploštění chápeme jako poměr největšího a nejmenšího průměru nervu, v transversálním řezu (1, 5). Zpravidla je nerv okrouhlá, pravidelná, elipse podobná struktura. Postižen různými patologiemi ovšem nemusí tvar zcela odpovídat elipse a může být i nepravidelný.

Při výpočtu největšího a nejmenšího průměru lze postupovat tak, že metodou nejmenších čtverců aproximujeme elipsu polygonu získanému z řezu (viz kapitola 3.8, Obrázek 5). Poměr oploštění je pak poměrem os elipsy.



Obrázek 5 - Elipsa nalezená metodou nejmenších čtverců

Ani jeden z rozměrů takové elipsy pak ale neodpovídá žádnému reálnému rozměru sledovaného nervu. Pro nalezení maximálního průměru proto volím hledání dvou bodů z polygonu obvodu řezu, které mají maximální vzdálenost. Nalezení minimálního průměru je obdobnou dobře definovanou metodou možné jen pro konvexní polygony. Tuto podmínku ovšem nelze bezpečně splnit. Vrátime-li se k původní, z anatomie odvozené myšlence elipsy, nejmenší průměr by pak měl být průměrem kolmým na maximální průměr v jeho středu.

Definujeme-li střed maximálního průměru jako S a jeho krajní body jako A a B , tak hledáme vektor kolmý na vektor SA , nebo SB . Kolmý vektor $K(x,y) = (-SAy, SAx)$, nebo k němu obrácený $K'(x, y) = (SAy, -SAx)$, obdobně pro SB . Pak hledáme průnik polygonu s polopřímku definovanou vektorem K a K' , tedy průnik polopřímky s jednotlivými stranami polygonu.

Obecně přímku $y = a + bx$ z dvou bodů lze kalkulovat jako $b = (y_1 - y_2) / (x_1 - x_2)$, konstantu a zpětně výpočtem pro kterýkoliv z bodů. Průnik přímek $y = a_1 + b_1x$ a $y = a_2 + b_2x$ potom leží v bodě $X_i = -(a_1 - a_2) / (b_1 - b_2)$, $Y_i = a_1 + b_1X_i$. Protože se ale u stran polygonu jedná o úsečky, je ještě třeba ověřit, zda X_i, Y_i leží v oboru mezi hraničními body úsečky a polopřímky začínající v bodě S . Pokud se nejedná o konvexní polygon, a polopřímka z bodu S protíná polygon ve více bodech, vyhovuje bod, který je k S blíže.

Body A' a B' vzniklé průnikem vektoru K a K' s polygonem pak určují úsečku, která je nejmenším hledaným průměrem nervu a tento je kolmý na maximální průměr AB přesně v bodě $AB/2$.

3.10 Původní řez a jeho textura

Zobrazení původního zdrojového řezu je pouhým zobrazením polygonu pozůstávajícího z kontury nervu v jednotlivých snímcích UZ záznamu, podrobené translaci polohovým vektorem pro daný snímek. Jedná se vlastně o kontury, z kterých byl rekonstruován povrch sledovaného objektu.

Ořezáním části zdrojového snímku pouze na vnitřní plochu kontury (segmentačního obrysu) získám texturu nervu, kterou za pomoci nativních OpenGL funkcí zobrazuji na polygon kontury.

3.11 Charakteristiky textury

Ultrazvukový obraz vyšetřované oblasti (ultrasonogram, echogram) představuje ve své podstatě mapu strukturních prvků o různé akustické impedanci ve zvolené rovině. Rozdíly v akustické impedanci určují stupeň odrazivosti -echogenity- dané tkáně.

UZ obraz tedy představuje UZ texturu sledované tkáně. Existuje mnoho definicí textury. Pro tento případ nejpříznačnější asi je: Textura je funkce prostorové variace intenzity pixelů (22).

Textura pak je zdrojem dat, na základě kterých lze obraz určitým způsobem klasifikovat, nebo kategorizovat. Texturová analýza je často využívanou technikou při vyšetřování převážně parenchymatozních orgánů a diagnostice jejich strukturálních změn.

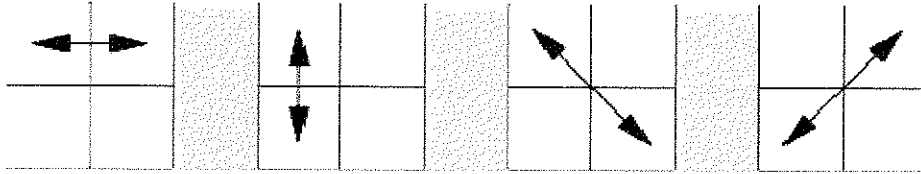
Existuje mnoho metod analýzy textury: tradiční statistické metody (GLCM – viz dále), mnohorozměrné statistické postupy založené na „partial least square analysis (PLS), „principal component analysis (PCA), nebo vlnová texturová analýza, fraktálové rozměry a mnoho dalších (23, 24). Nicméně v literatuře jsem nenašel porovnání těchto metod stran využití hodnocení ultrazvukového obrazu.

„Gray Level Co-occurrence Matrix (GLCM)“, je jednou z nejvíce známých metod texturové analýzy, vypovídá o statistických vlastnostech obrazu. Tyto jsou známé také jako Haralickovy texturové vlastnosti (25, 26). Většina literárních referencí týkajících se texturové analýzy UZ obrazu v medicíně se odkazuje právě na ni.

Základem je sestavení GLCM. Tato matice, viz níže, je čtverec rozměru $N_g \times N_g$, kde N_g je počet odstínů šedé v celém obraze. Element $[i,j]$ matice je počtem výskytu pixelu odstínu i vedle pixelu s odstínem j .

$$G = \begin{bmatrix} p(1,1) & \dots & p(1,Ng) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ p(Ng,1) & \dots & p(Ng,Ng) \end{bmatrix}$$

Protože směry porovnání jsou čtyři, jsou generovány i čtyři matice.



Haralick definoval celkem 28 vlastností počítaných nad těmito maticemi. Zde vybraných 8.

$$Energy = \sum_{ij} p(i,j)^2$$

$$Entropy = - \sum_{i,j} p(i,j) \log_2(p(i,j))$$

$$Correlation = \sum_{ij} \frac{(i - \mu)(j - \mu)p(i,j)}{\sigma^2}$$

$$Difference\ Moment = \sum_{ij} \frac{1}{1 + (i - j)^2} p(i,j)$$

$$Inertia, \text{ nebo } - \text{ li contrast} = \sum_{ij} (i - j)^2 p(i,j)$$

$$Cluster\ shade = \sum_{ij} ((i - \mu) + (j - \mu))^3 p(i,j)$$

$$Cluster\ prominence = \sum_{ij} ((i - \mu) + (j - \mu))^4 p(i,j)$$

$$Haralick's\ correlation = \frac{\sum_{ij} (i,j)p(i,j) - \mu_t^2}{\sigma_t^2}$$

Kde μ_t a σ_t jsou průměr a standardní odchylka sumy řádku (nebo sloupce – symetrie).

$$\mu \text{ (weighted pixel average)} = \sum_{ij} ip(i,j) = \sum_{ij} jp(i,j)$$

$$\sigma \text{ (weighted pixel variance)} = \sum_{ij} (i - \mu)^2 p(i,j) = \sum_{ij} (j - \mu)^2 p(i,j)$$

Otázka co tyto vlastnosti textury reprezentují, je z pohledu subjektivního hodnocení snímku spíše otázkou experimentu a pozorování a nejsou předmětem této práce (26). Zde reprezentují podklad pro eventuální další navazující práce analyzující echotexturu nervu.

Sledované vlastnosti textury jeví určitou korelaci mezi sebou, není proto vhodné použít všechny najednou. Vhodné je použít např. sadu podle Connerse, Trivediho a Harlowa: energy, entropy, difference moment, inertia (kontrast), cluster shade a cluster prominence (27).

4. Výsledný software

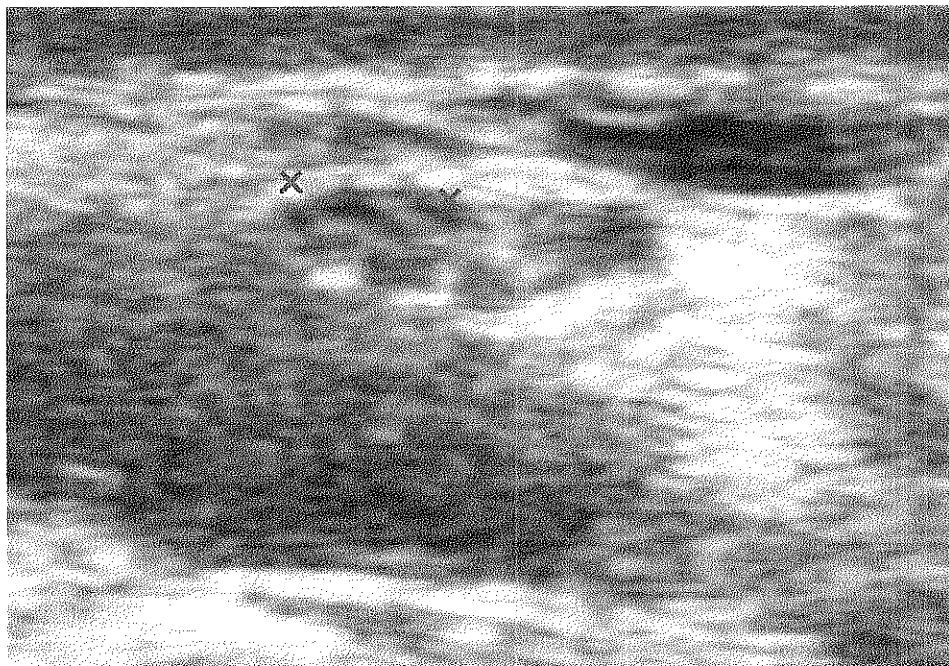
Aplikace je rozdělena na tři samostatné části.

1. Akvizice dat

V první části aplikace je pro funkčnost nutné mít zapojené zařízení pro sledování polohy v prostoru a zařízení pro převod analogového obrazu z UZ zařízení do číslicového formátu. Aplikace pouze synchronizovaně snímá obraz a polohová data. Sekvence je rozložena na jednotlivé snímky a odpovídající polohu a orientaci v prostoru.

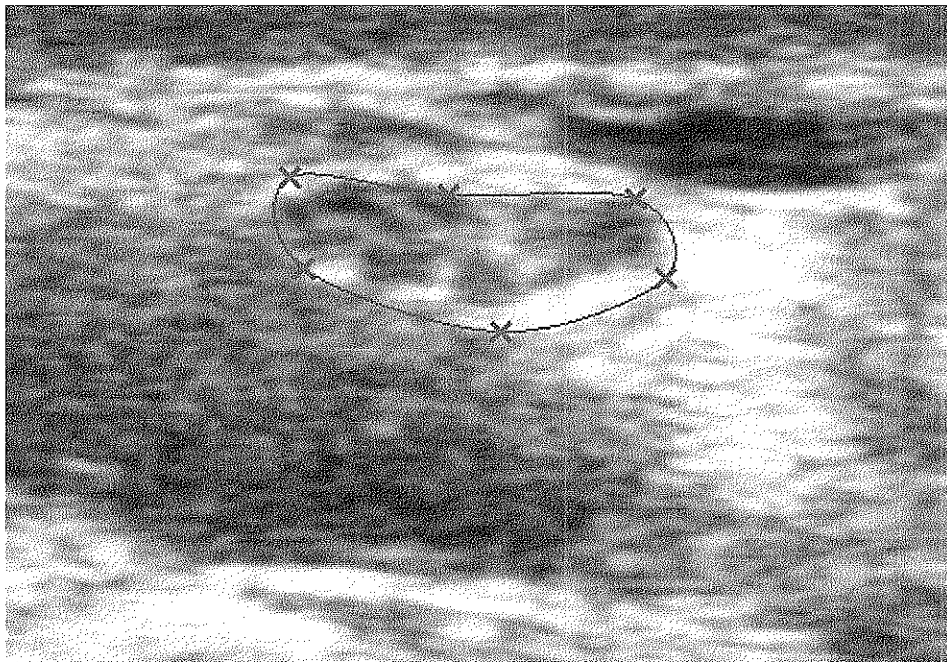
2. Segmentace

Tato část aplikace pracuje s jednotlivými snímky získanými v akvizici dat. Jednoduchým kliknutím myši na snímek se generují uzlové body konturové spline, pravým tlačítkem myši do velmi blízkého okolí body se bod odstraní, táhnutím myši pak přesouvá. Táhnutím za současného stlačení klávesy Ctrl se posouvají všechny body (Obrázek 6).



Obrázek 6 - přidávání konturových uzlových bodů.

Minimálně 3 body jsou nutné ke generování konturové uzavřené spline. Spline je citlivá na pořadí bodů, proto přidávání 4. a dalších bodů je doplněno o výpočet varianty zařazení bodu, která poskytuje nejmenší obvod. Tím je zajištěna kontinuita spline bez překřížení (Obrázek 7).



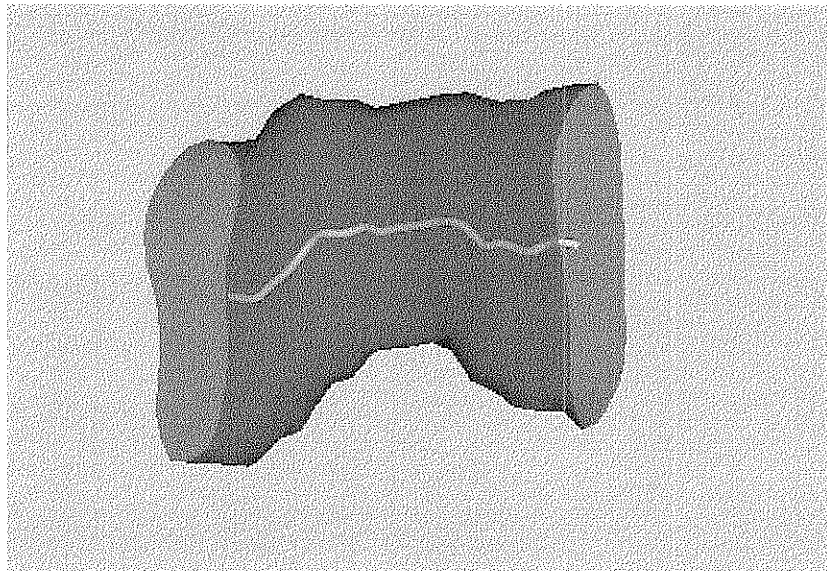
Obrázek 7 - konturová spline

Počet bodů je nepovinný a záleží jen na uživateli, kdy tvar konturové spline odpovídá hranici nervu. S přechodem na další snímek je zachovaná kontura v původní lokalizaci, vzhledem k předpokladu jen minimální úpravy vzájemně blízkých snímků. Aplikace zároveň počítá centroid kontury, viz malý zelený kroužek (Obrázek 7).

Kontura a centroid, přepočítané dle odpovídajících polohových dat jsou ukládány do databáze zároveň s celým snímkem. Tento proces je nutné provést u všech jednotlivých snímků sledované sekvence.

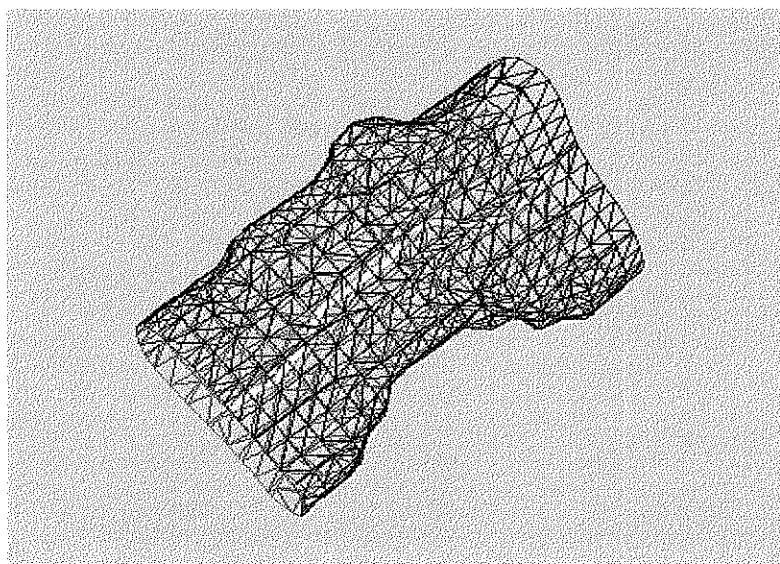
3. Zobrazení rekonstrukce a vypočítaných vlastností.

Tato část aplikace zobrazí po načtení dat z databáze transparentní povrch 3D modelu sledovaného nervu. Model je transparentní, aby bylo možné vidět i průběh rekonstruované osy (Obrázek 8).



Obrázek 8 - transparentní model povrchu nervu a jeho osa

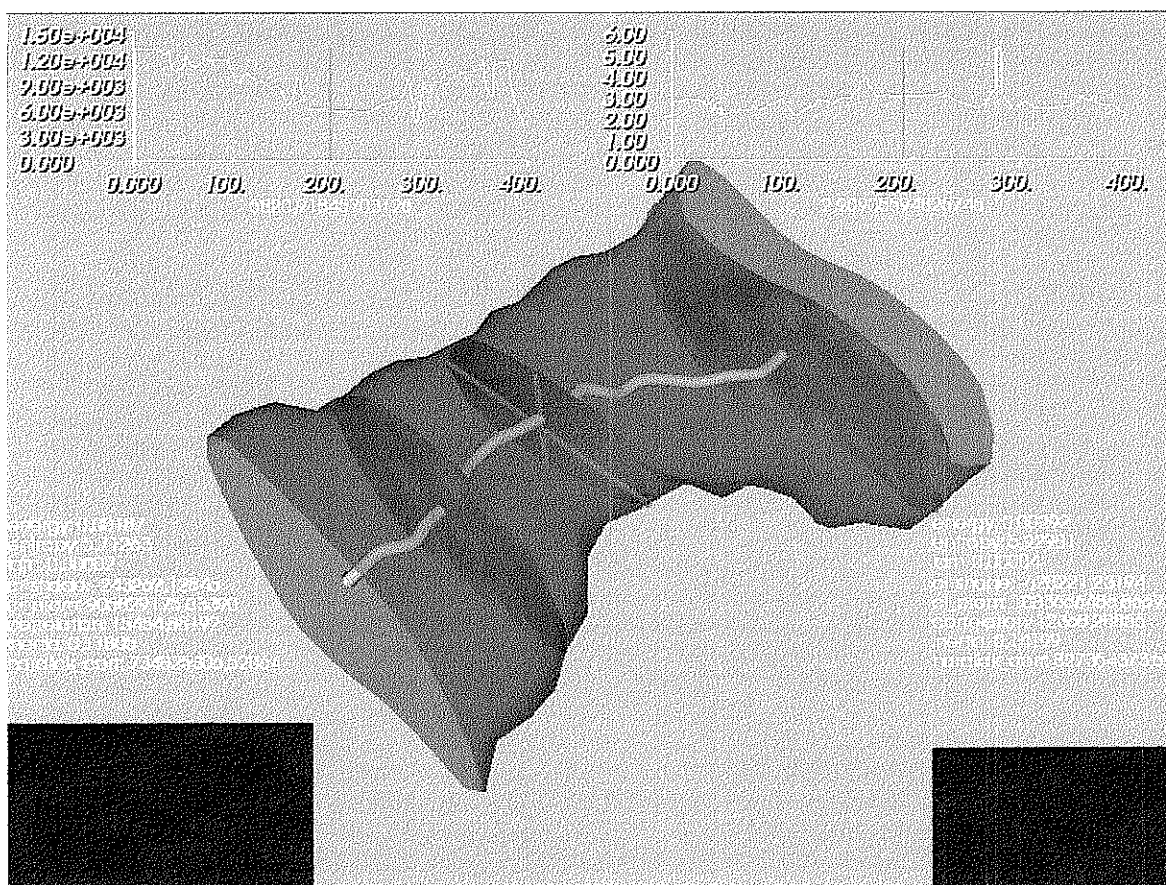
S modelem je možné manipulovat, otáčet, zvětšovat i zmenšovat. Je možné rovněž zobrazit mesh modelu, tak jak byla vygenerována (viz kapitolu 3.6) (Obrázek 9).



Obrázek 9 - mesh modelu, jiný úhel pohledu

Po stisknutí tlačítka analýzy, proběhne za vizuální kontroly analýza modelu pro řezy kolmé na osu (počet řezů je variabilní). Současně je propočítávaná plocha, průměry, poměr oploštění. V druhé fázi analýzy, která je již bez vizuální kontroly proběhne analýza textury pro všechny použité snímky UZ sekvence.

Dále je možné interaktivně za pomoci posouvání polohy sledovat řez (šedomodrá plocha), maximální a minimální průměr (zelené linky) a dva na sobě nezávislé řezy, které jsou zobrazeny jednak v modelu v orientaci, ve které byly získány a zároveň v dolních rozích obrazovky v přímém pohledu. Rovněž jsou patrné číselně vyjádřeny parametry texturové analýzy. V horní části obrazovky jsou grafy vývoje plochy kolmého řezu a poměru oploštění podél osy. V grafu je zelenou vertikálou označeno místo zobrazeného řezu a pod grafy číselné vyjádření (Obrázek 10).



Obrázek 10 - Hlavní obrazovka aplikace po analýze

5. Diskuse

Základním problémem jakéhokoliv dalšího zpracování UZ obrazu je jeho kvalita. Moderní přístroje disponují velkým stupněm volnosti nastavení, a proto akvizici dat nelze doporučit do rukou nezkušenému diagnostikovi. Zdrojem dat pro zpracování by měl být vždy rentgenolog s dostatečnou zkušeností s UZ.

Za velký neúspěch považuji selhání automatické segmentace. Manuální segmentace, i při zjednodušení pomocí spline jak jsem navrhnul, je proces značně náročný, odsuzující software prozatím k experimentálnímu využití a brání i eventuálnímu širšímu nasazení. Neopouštím zcela myšlenku aktivních obrysů. Další cestou by zřejmě mělo být nastavení poměrně velké tuhosti vnitřní energetické funkce a zapojení dalších algoritmů. Zvyšování tuhosti funkce proto, že známé patologie nervu prakticky vylučují nález s undulací povrchu, ke které má segmentace UZ sklon již ze své podstaty – existence speckles. Nabízí se využití např. graph-based segmentace (28) nebo využití umělé inteligence (29) a inkorporování anatomicko-patologických zákonitostí.

Přesto, že Hoppeův algoritmus pro rekonstrukci mesh z množiny neorganizovaných bodů je méně citlivý na nepravidelné rozložení, než Delaunayova triangulace, není zcela ideální pro tuto konkrétní aplikaci. Původně byl totiž algoritmus navržen pro rekonstrukci objektů z dat 3D scanneru a proto předpokládá poměrně denzní data. Rozhodně nelze tímto postupem rekonstruovat povrch objektu z bodů, které mají lokálně významně menší hustotu, např. pro případy vynechání části nervu ve vyšetření UZ, byt i jenom nepříznivou náhlou změnou sklonu sondy při vyšetření.

Jinou možnou metodou rekonstrukce povrchu je „Power crust“ (30). Power crust je algoritmus, který vezme vzorek bodů ležících na povrchu 3D objektu a z těchto bodů vytvoří povrchovou síť a přibližnou kostru objektu (medial axis). Kostra určitým způsobem vyjadřuje tvar

objektu a běžně se používá při rozpoznávání a manipulaci s tvary. Reprezentuje objekt ne jako množinu bodů z jeho povrchu, ale jako množinu středů maximálních koulí kompletně obsažených uvnitř toho objektu. Důvodem, proč jsem tuto metodu netestoval, je, že jsem jí objevil až v poměrně pozdní fázi práce na softwaru a optimalizace algoritmů je časově náročný proces. Jistě ale lze doporučit odzkoušení tohoto algoritmu a porovnání výsledků se zde použitým.

Výpočet osy na základě centroidů obrysů nervu v jednotlivých řezech předpokládá, že UZ je veden na nerv transversálně, nebo téměř transversálně. Za těchto okolností lze metodu považovat za správnou. Pokud by ovšem řez jevil velký sklon na osu, lze postup považovat za správný pouze v případech, že nerv bude ve vyšetřované oblasti téměř rovný. Nebude-li nerv rovný, nelze v žádném případě považovat za správné užití centroidu obrysu řezu, který v ohybu neprotíná skutečnou osu vůbec. Řešením by mohlo být naplnění objemu již konstruovaného objektu koulemi o maximální možné velikosti a pak výpočtem spline pro středy těchto koulí. Takový algoritmus je ovšem na strojový čas podstatně náročnější a bude vyžadovat optimalizaci výkonu.

Diskutabilní je výpočet poměru oploštění a to z důvodu způsobu hledání nejmenšího průměru. Teoreticky je nejmenší průměr polygonu definovaný jako nejužší pruh mezi stranou a k ní paralelní přímkou zkonstruované v největší možné kolmé vzdálenosti ke straně. Tato definice je ovšem platná striktně pouze pro konvexní polygony. Matematicky je ideálním řešením aproximace řezu na elipsu. Jelikož pro tento postup není opora v literatuře, subjektivně jsem zvolil raději postup odpovídající postupu rentgenologa při vyšetření, tak jak bylo publikováno autory, kteří prokázali význam koeficientu oploštění (1, 6). Opticky subjektivně je dominantní průměr maximální a průměr minimální pak bude hledat diagnostik kolmo na maximální průměr.

Volbu metody pro analýzu textury jsem zdůvodnil v příslušné kapitole (3.11). Ze statistického charakteru výpočtů parametrů textury plyne, že z nich není možné přímo usuzovat na vlastnosti nebo patologie nervu. Haralick sám si dovoluje předpokládat pouze to, že hodnota entropie bude vyšší u obrázků s vyšší komplexností a vyšší hodnoty korelace lze očekávat v případech lineárních

struktur v obraze (26). Zhodnocení, zda jsou právě tyto vlastnosti textury vhodné pro hodnocení patologických nálezů na nervu a stanovení hraničních hodnot pro ně není předmětem této práce a vyžaduje rozsáhlý soubor vyšetřených osob. Pro snížení vlivu lidského faktoru na kvalitu UZ obrazu jsou řezy nabídnuty dva a je na uživateli, aby porovnal řez z oblasti pravděpodobně fyziologické s oblastí, kde hledá patologický nález.

K analýze textury jsou nabízeny pouze původní řezy. Teoreticky se nabízí možnost rekonstruování řezu podle voxelů nasnímané oblasti. Software, v části akvizice dat, by pak ale musel být připraven na sledování kvantity naplnění voxelů objektu z důvodu kvalitní rekonstrukce libovolného řezu sledovaným nervem. Navíc UZ je již tak zatížen šumem, a jsem názoru, že kalkulace echotextury napříč zdrojovými daty by přinášela další zhoršení kvality a vedla by k nepřesnostem analýzy textury. Opatřením je nasnímat zdrojová data tak, aby obsahovaly řezy, které budou v další fázi sledovány.

Výpočet GLCM a texturových vlastností dle Haralicka je časově náročný algoritmus. Literatura zná četné práce, zabývající se jeho optimalizací, jak zjednodušením vlastní metody, tak hledáním optimálního softwarového řešení, např. (31). Využil jsem proto dostupné optimalizované části kódu, distribuované podle licence bezúplatné licence GPL.

6. Závěr

Práce splnila svoje cíle, pouze v otázce segmentace UZ obrazu nervu bylo nutné hledat alternativní řešení, které ne zcela splňuje předpokládaný stav.

Softwarové řešení je nástrojem, který by dále měl být podroben testování na skutečném vzorku vyšetřovaných osob. Pokud se dodatečné zpracování obrazu do 3D ukáže jako vyhovující ve fyziologických případech, bude možné postoupit ke stanovení hranic sledovaných parametrů a eventuálně k hledání souvislostí s patologiemi periferního nervu.

V první etapě možného využití softwaru je možné očekávat jeho zařazení mezi diagnostické metody k hodnocení kompresivních patologií periferního nervu. Zde by měl mít praktický dopad poměr oploštění v místě komprese (6) a stanovení plochy průřezu (před místem komprese nárůst, v kompresi a za kompresí pokles (4)). Pokud bude na pacientovi označeno místo počátku UZ videosekvence, mělo by být možné označit přesně vzdálenost ke kompresi, čímž by se metoda mohla stát zcela neinvazivní alternativou k jehlové elektromyografii.

Praktický dopad práce je tedy v experimentální podobě, neboť s výjimkou průřezu nervu (konkrétně n. medianus) nejsou stanovena fyziologická rozmezí měřených parametrů. Proto nelze zařadit software do klinického využití bez kontroly jinou standardizovanou vyšetřovací metodou. Podle současné literatury je software jedním z prvních, kteří kalkulují objektivní vlastnosti echotextury periferního nervu.

Lze uvažovat i o dalším rozvoji, především v otázce automatické segmentace UZ nervu, pravděpodobně za spolupráce se specializovaným centrem zabývajícím se komplexnějšími technologiemi segmentace obrazu. Další vývoj softwaru je závislý především na podnětech z klinické praxe.

7. Literatura

1. BUCHBERGER, W.; SCHON, G.; STRASSER, K. et al. High-resolution ultrasonography of the carpal tunnel. *J Ultrasound Med*, 1991, vol. 10, no. 10, p. 531-537. ISSN 0278-4297
2. BENDIX, N.; WOLF, C.; GRUBER, H. et al. [Pictorial essay: Ultrasound of tumours and tumour-like lesions of peripheral nerves]. *Ultraschall Med*, 2005, vol. 26, no. 4, p. 318-324. ISSN 0172-4614
3. SILVESTRI, E.; MARTINOLI, C.; DERCHI, L. E. et al. Echotexture of peripheral nerves: correlation between US and histologic findings and criteria to differentiate tendons. *Radiology*, 1995, vol. 197, no. 1, p. 291-296. ISSN 0033-8419
4. WALKER, F. O.; CARTWRIGHT, M. S.; WIESLER, E. R. et al. Ultrasound of nerve and muscle. *Clin Neurophysiol*, 2004, vol. 115, no. 3, p. 495-507. ISSN 1388-2457
5. WONG, S. M.; GRIFFITH, J. F.; HUI, A. C. et al. Discriminatory sonographic criteria for the diagnosis of carpal tunnel syndrome. *Arthritis Rheum*, 2002, vol. 46, no. 7, p. 1914-1921. ISSN 0004-3591
6. KOTEVOGLU, N.; GULBAHCE-SAGLAM, S. Ultrasound imaging in the diagnosis of carpal tunnel syndrome and its relevance to clinical evaluation. *Joint Bone Spine*, 2005, vol. 72, no. 2, p. 142-145. ISSN 1297-319X
7. AMORETTI, N.; GRIMAUD, A.; HOVORKA, E. et al. Peripheral neurogenic tumors: is the use of different types of imaging diagnostically useful? *Clin Imaging*, 2006, vol. 30, no. 3, p. 201-205. ISSN 0899-7071
8. GARCIA, J. P., JR.; GARCIA, P. M.; ROSEN, R. B. et al. Optic nerve measurements by 3D ultrasound-based coronal "C-scan" imaging. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*, 2005, vol. 36, no. 2, p. 142-146. ISSN 1542-8877
9. CASH, C. J.; SARDESAI, A. M.; BERMAN, L. H. et al. Spatial mapping of the brachial plexus using three-dimensional ultrasound. *Br J Radiol*, 2005, vol. 78, no. 936, p. 1086-1094. ISSN 0007-1285
10. KETTENBACH, J.; KRONREIF, G.; FIGL, M. et al. Robot-assisted biopsy using ultrasound guidance: initial results from in vitro tests. *Eur Radiol*, 2005, vol. 15, no. 4, p. 765-771. ISSN 0938-7994

11. MARTINOLI, C.; BIANCHI, S.; DERCHI, L. E. Ultrasonography of peripheral nerves. *Semin Ultrasound CT MR*, 2000, vol. 21, no. 3, p. 205-213. ISSN 0887-2171
12. CORPORATION, A. T. *miniBIRD® 500 & 800* 2007, rev. 2007. <http://www.ascension-tech.com/products/minibird.php>.
13. GRIBBLE, C. *History of C++*, 2008, rev. September 2, 2008 [cit. 2.9.2008]. <http://www.hitmill.com/programming/cpp/cppHistory.asp>.
14. HOLLIS, B. S. *History of the C family of languages*, 2006 [cit. 2.9.2007]. <http://www.dotnetmasters.com/HistoryOfCFamily.htm>.
15. WIKIPEDIA®. *.NET Framework*, 2008, rev. 2 September 2008 [cit. 2.9.2008]. http://en.wikipedia.org/wiki/Microsoft_.NET#Microsoft_.NET.
16. WIKIPEDIA®. *OpenGL*, 2008, rev. 30 August 2008 [cit. 2.9.2008]. <http://en.wikipedia.org/wiki/OpenGL>.
17. KASS, M.; WITKIN, A.; TEROPOULOS, D. Snakes: Active Contour Models. In *Proceedings of 1st International Conference on Computer Vision*. London: 1987. p. 259-267.
18. SVOBODA, J. *Detekce nervu a cev z ultrazvukovych sekvenci. Semestrální práce. Vedoucí Jan Kybic*. FEL ČVUT Praha, 2005.
19. XU, C.; PRINCE, J. L. Snakes, shapes, and gradient vector flow. *IEEE Trans Image Process*, 1998, vol. 7, no. 3, p. 359-369. ISSN 1057-7149
20. DELAUNAY, B. N. Sur la Sphère Vide. *Izvestia Akademii Nauk SSSR, Otdelenie Matematicheskikh i Estestvennykh Nauk*, 1934, vol. 7, p. 793-800.
21. HOPPE, H. *Surface reconstruction from unorganized points*. June 1994. PhD. University of Washington, Dept. of Computer Science and Engineering.
22. TUCERYAN, M.; JAIN, A. K. Texture analysis. In *The Handbook of Pattern Recognition and Computer Vision (2nd Edition)*. World Scientific Publishing Co., 1998. 2.1, p. 207-248.
23. BHARATI, M. J.; LIU, J. J.; MACGREGOR, J. F. Image texture analysis: methods and comparisons. *Chemometrics and intelligent laboratory systems*, 2004, vol. 72, no. 1, p. 57-71. ISSN 0169-7439
24. SHARMA, M.; SINGH, S. *Evaluation of texture methods for image analysis. Intelligent Information Systems Conference, The Seventh Australian and New Zealand 2001*. 18-21 Nov. 2001. s. 117-121.

25. HARALICK, R. M. Statistical and structural approaches to texture. *Proceedings of the IEEE*, 1979, vol. 67, no. 5, p. 786 - 804.
26. HARALICK, R. M.; SHANMUGAM, K.; DINSTEN. Textural Features for Image Classification. *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on* 1973, vol. 3, no. 6, p. 610-621. ISSN 0018-9472
27. CONNERS, R. W.; TRIVEDI, M. M.; HARLOW, C. A. Segmentation of a high-resolution urban scene using texture operators. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 1984, vol. 25, no. 3, p. 273-310.
28. FELZENSZWALB, P. F.; HUTTENLOCHER, D. P. Efficient Graph-Based Image Segmentation. *Int. J. Comput. Vision*, 2004, vol. 59, no. 2, p. 167-181. ISSN 0920-5691
29. VITULANO, S.; RUBERTO, C. D.; NAPPI, M. *A.I. Based Image Segmentation: Proceedings of the 8th International Conference on Image Analysis and Processing*. Springer-Verlag, 1995.
30. AMENTA, N.; CHOI, S.; KOLLURI, R. K. *The power crust: Proceedings of the sixth ACM symposium on Solid modeling and applications*. Ann Arbor, Michigan, United States: ACM, 2001.
31. ARGENTI, F.; ALPARONE, L.; BENELLI, G. Fast algorithms for texture analysis using co-occurrence matrices. *Proceedings of the IEEE*, 1990, vol. 137, p. 443-448.