

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ
Katedra kybernetiky



**Kryogelové fantómy pre ultrasonografickú
elastografiu**

Diplomová práca

Január 2008

Vedúci práce: Dr. Ing. Jan Kybic

Študent: Marián Pauco

Katedra kybernetiky

Školní rok: 2007/2008

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Marián Paucó

Obor: Biomedicínské inženýrství

Název tématu: Výroba kryogelových fantomů pro ultrazvukovou elastografii

Zásady pro vypracování:

Elastografie je neinvazivní měřicí metoda na zjišťování elastických vlastností tkáně a jejich prostorového rozložení.

1. Vytvořte kryogelové fantomy pro ultrazvukovou elastografii.
2. Získejte sekvence obrázků při deformaci fantomu ruční ultrazvukovou sondou.
3. Vytvořte rešerši programu na metodu konečných prvků, na kterých si vyzkoušíte příklad kostky a válce.
4. Srovnajte chování reálného fantomu s ideálním (modelovým).

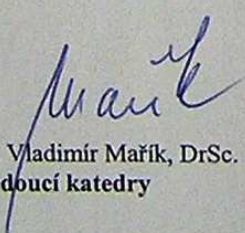
Seznam odborné literatury:

- [1] Ophir, J.; Kallel, F.; Varghese, T.; Konofagou, E.E.; Alam, S. K.; Garra, B.; Krouskop, T.; Righetti, R.: Elastography: Optical and Acoustic Imaging of Acoustic Media. C. R. Acad. Sci. Paris, 2001.
- [2] Ophir, J.; Alam, S.K.; Garra, B.; Kallel, F.; Konofagou, E.; Krouskop, T.; Varghese, T.: Elastography: Ultrasonic Estimation and Imaging of the Elastic Properties of Tissues. Proc. Instn Mech Engrs, 1999.
- [3] Surry, K.J.M.; Austin, H.J.B.; Fenster, A.: Institute of Physics Publishing: PVA Phantoms in ultrasound. Canada, 2004.
- [4] Garra, B.S. et al.: Elastography of Breast Lesions: Initial clinical results. Radiology, Vol. 202, pp.79-86, 1997.

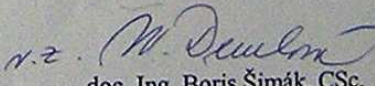
Vedoucí diplomové práce: Dr. Ing. Jan Kybic

Termín zadání diplomové práce: zimní semestr 2007/2008

Platnost zadání: do konce letního semestru 2008/2009


prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.
vedoucí katedry




doc. Ing. Boris Šimák, CSc.
děkan

Prehlásenie


Prehlasujem, že som diplomovou prácu s názvom

Kryogelové fantómy pre ultra sonografická elastografia

vypracoval samostatne a použil k tomu úplný výber citácií použitých prameňov, ktoré uvádzam v zozname priloženom k práci.

Nemám závažný dôvod proti použitiu tohto školského diela v zmysle §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon).

v Praxe dňa 19.1.2009


.....
podpis

Podakovanie

Touto cestou by som rád vyjadril poďakovanie vedúcemu mojej diplomovej práce Dr. Ing. Janovi Kybicovi, za odborné vedenie a cenné rady pri spracovaní práce. Autori tejto práce by zároveň radi poďakovali MUDr. Smutkovi Danielovi za zaistenie priestorov laboratória na III. Internej klinike a Ing. Radkovi Sedláčkovi za pomoc a technickú asistenciu pri vykonávaní mechanických skúšok v laboratóriu na strojnej fakulte ČVUT. Ďalej patri moje poďakovanie celej rodine a priateľke, za veľkú zhovievavosť a podporu počas štúdia na ČVUT.

Abstrakt

Táto diplomová práca sa zaoberá hľadaním vhodného materiálu a postupu pre výrobu fantómov s elastickými a akustickými vlastnosťami podobnými tkanivu človeka pre účely testovania elastografických metód a zisťovaním mechanických vlastností vyrobených fantómov. Poly Vinyl Alkohol Kryogel, PVA-C, je predstavený ako materiál, ktorého elastické vlastnosti sú porovnateľné s ľudským tkanivom z pohľadu elastografie. Elastografia je neinvazívna meracia metóda na zisťovanie rozdielov tuhosti tkanív v organizme. Táto metóda sa často používa na detekciu nádorov, ktoré sú tuhšie ako okolité zdravé tkanivo. Fantóm vyrobený z materiálu PVA-C získaval vhodne elastické vlastnosti procesom zmrazovania a rozmrazovania(ZaR). Počet týchto cyklov ovplyvňoval tuhosť výsledného fantómu. Pri deformačných skúškach jednovrstvových fantómov bola zaznamenaná elastická deformácia s odozvou pohybujúcej sa po hysteréznej slučke. Čiastočné nelineárne správanie sme aproximovali použitím regresnej analýzy a následne sme stanovili Youngov modul pružnosti E. Modul pružnosti fantómu sa pohyboval v rozmedzí 150 – 430 kPa pre počet cyklov ZaR3 a ZaR10.

Zaťažovaním vrstevných fantómov ručnou ultrazvukovou sondou sme získavali sekvencie ultrazvukových obrázkov. Po aplikácii registračného algoritmu blokového porovnávania (BMA) na sekvencie obrázkov sme získali pomer tuhosti jednotlivých vrstiev. Výsledný pomer bol porovnateľný s odhadnutým pomerom z deformačných skúšok a s vlastnosťami reálneho tkaniva získaných z literatúry.

Summary

This graduation thesis deals with searching suitable material and technique for production of phantoms with elastic and acoustic properties similar to human tissue for testing elastographic methods and discovering mechanical properties of produced phantoms. Poly Vinyl Alcohol Cryogel, PVA-C, is presented as material, whose elastic properties are comparable with human tissue from the elastography point of view. Elastography is a non-invasive measurement method used for determining the tissue stiffness in organism. This method is often used for detection of tumors, which are stiffer than the surrounding health tissue. Phantom created from material PVA-C reached suitable elastic properties by a freeze-thaw process. Number of these cycles influenced the stiffness of the resulting phantom. By deformation tests of single-layer phantoms we observed elastic deformation with hysteretic behaviour. We approximated the non-linear behaviors of our phantoms using regression analysis and after that we determined the Young's elastic modulus E . Elastic modulus of the phantoms was in a range 150 – 430 kPa for 3, 6 and 10 freeze-thaw cycles.

We obtained sequences of ultrasound frames by compressing the layer phantoms with a hand-held ultrasound probe. After applying block matching algorithm on the frame sequences we obtained the stiffness ratios between single layers. The resultant ratio was compared with the ratio estimated from the deformation tests and with properties of real tissue obtained from literature.

Obsah

1. Úvod	1
1.1. Ultrazvuk a elastografia	1
1.2. Pružnosť a pevnosť	3
1.3. Materiály používané pri výrobe fantómov	7
1.4. Postupy zisťovania vlastnosti tkanív	9
1.5. Registračné algoritmy	10
2. Cieľ práce	12
3. Prístroje a materiál	14
3.1. Popis ultrazvukového prístroja Echoblaster 128	14
3.2. Popis prístroja na mechanické skúšky Bionix 858	16
3.3. Popis zlúčeniny PVA-C po chemickej stránke	17
4. Metóda	19
4.1. Pôvod použitého materiálu	19
4.2. Príprava kryogelu	20
4.3. Vytváranie modelov	22
4.3.1. Proces zmrazovania a rozmrazovania	22
4.3.2. Formovanie modelov	22
4.3.3. Výber typu a materiálu nádoby	25
4.4. Výroba rôznych druhov fantómov	26

4.4.1.	Výroba viacvrstvových fantómov a vzoriek	26
4.4.2.	Grafitové fantómy	28
4.5.	Bezpečnosť práce a uskladňovanie fantómov	33
4.6.	Popis mechanických skúšok	36
4.6.1.	Jednovrstvové fantómy	36
4.6.2.	Opracovávanie plôch fantómov	37
4.6.3.	Detaily merania	40
4.7.	Ultrazvukové obrázky a pohybová estimácia	42
4.7.1.	Vrstevné fantómy	44
4.7.2.	Algoritmus blokového porovnávania (BMA)	45
4.7.3.	Zistenie pomeru modulu pružnosti pomocou BMA	51
5.	Experimenty	56
5.1.	Funkčnosť procesu Zmrazovania a Rozmrazovania (ZaR)	56
5.2.	Experimenty pri mechanických skúškach	58
5.2.1.	Rámcové hodnoty z prístroja BIONIX	58
5.2.2.	Spracovanie výsledkov mechanických skúšok	58
5.3.	Experimenty s UZ obrázkami a pohybovou estimáciou	70
5.3.1.	Spracovanie výsledkov pohybovej estimácie	70
5.4.	Hodnoty modulu pružnosti u reálneho tkaniva	71
6.	Záver a Diskusia	73
7.	Bibliografia	75
8.	Prílohy	80

Klíčové slova:

elastografia, ultrazvuk, kryogelový fantóm, elastické vlastnosti, grafit, mechanické skúšky, Block Matching Algoritmus

Zoznam obrázkov

Obr.1 Nelineárna závislosť materiálu v celej oblasti	4
Obr.2 Aproximácia lineárnou priamkou	5
Obr.3 Závislosť priemeru stien na počte zmrazovacích cyklov ZaR	9
Obr.4 Graf závislosti tlaku a relatívneho predĺženia	10
Obr.5 Registrácia obrázkov pomocou B-splines	11
Obr.6 Generátor pulzov s pripojenou lineárnou sondou	14
Obr.7 Použitá lineárna Sonda HL7.5 / 40 / 128Z	15
Obr.8 Zapojenie Mini Bionixu 858 s počítačom	17
Obr.9 Kryštalická forma zlúčeniny PVA- kryogel	18
Obr.10 Chemická štruktúra molekuly PVA	18
Obr.11 Priehľadná gélová hmota PVA-C	21
Obr.12 Bublinky vytvorené nalievaním gélu	23
Obr.13 Nepriepustné uzatvárateľné vrecúško	23
Obr.14 Vyrezané polystyrénové krabičky s gélom PVA-C	25
Obr.15 Vyrobená imitácia nádoru bola vložená do kryogelu	26
Obr.16 Vrstevný fantóm zložený z 3 vrstiev	27
Obr.17 Ultrazvukové obrázky z inklúziou	28
Obr.18 Plávajúci grafit na hladine tekutého kryogelu	29
Obr.19 Príprava grafitových fantómov na zmrazenie	30
Obr.20 Snímanie fantómov lineárnou ultrazvukovou sondou typu HL7.5	31

Obr.21 Ultrazvukové obrázky nasnímaných grafitových fantómov	31
Obr.22 Ultrazvukové obrázky predlaktia hornej končatiny	32
Obr.23 Ultrazvukový obrázok jednovrstvového fantómu s cyklom ZaR4	33
Obr.24 Nádobka s destilovanou vodou a s fantómom	34
Obr.25 Pleseň na neudržovanom fantóme po 4 dňoch	35
Obr.26 Detailnejší záber plesne, ktorá prerástla do fantómu	35
Obr.27 Vyrobené fantómy pre mechanické skúšky	37
Obr.28 Schéma zapojení odporového drôtu	38
Obr.29 Natavovanie plôch fantómu na sklo keramickej varnej doske	39
Obr.30 Nerovnosť, ktorá vznikla pri opracovaní plôch valca fantómu	39
Obr.31 Fantóm umiestnený v prístroji MTS Mini Bionix 858	41
Obr.32 Obrázok pracovného prostredia Bionix	41
Obr.33 Sekvencie ultrazvukových obrázkov	42
Obr.34 Obrázok pracovného prostredia Echowave	43
Obr.35 Na tento dvojvrstvový fantóm bola pridávaná ešte tretia vrstva	44
Obr.36 Na obrázku vidíme umiestnenie bloku v referenčnom obrázku R	46
Obr.37 Presun bloku v oblasti vyhľadávania v aktuálnom obrázku A	47
Obr.38 Oblasť vyhľadávania, veľkosť bloku a parameter p	48
Obr.39 Naklikanie bodov do referenčného obrázku R sme spustili algoritmus BMA	53
Obr.40 Výsledný obrázok zobrazuje sledované body po spustení algoritmu BMA	53
Obr.41 Obrázok vytvorený prekrytím obrázku R s obrázkom A	54
Obr.42 Nesprávne sledovanie jedného bodu kvôli strate textúry	55
Obr.43 Vyťahovanie bubliniek injekčnou striekačkou z fantómu	56

Obr.44 Zobrazenie vnútornej a vonkajšej časti fantómu	57
Obr.45 Viditeľné rozdiely v hustote materiálu a priehľadnosti fantómu proti svetlu . . .	57
Obr.46 Závislosť priemeru fantómu na počte cyklov ZaR	58
Obr.47 Vizualizácia zmrazenej vody v okolí fantómu	59
Obr.48 Závislosť pôsobiacej sily a stlačenia fantómu u negrafitových fantómoch	60
Obr.49 Závislosť pôsobiacej sily a stlačenia fantómu u negrafitových fantómoch	60
Obr.50 Závislosť pôsobiacej sily a stlačenia fantómu u grafitových fantómoch	61
Obr.51 Efekt zväčšovania nelinearity so zvyšovaním počtov cyklov ZaR	62
Obr.52 Príklad regresnej priamky, kde $b \neq 0$	63
Obr.53 Príklad regresnej priamky, kde $b=0$	64
Obr.54 Závislosť modulu pružnosti na zmrazovacích cykloch u negrafitových fantómoch .	65
Obr.55 Závislosť modulu pružnosti na zmrazovacích cykloch u grafitových fantómoch .	65
Obr.56 Porovnanie závislosti modulu pružnosti na zmrazovacích cykloch	66
Obr.57 Porovnanie závislosti modulu pružnosti na stlačení u oboch typov fantómov . .	67
Obr.58 Grafické znázornenie kompresie 5% a 20% pre rôzne druhy tkaniva	72

Zoznam tabuliek

Tab.1 Zoznam vyrobených fantómov pre mechanické skúšky	36
Tab.2 Zoznam vrstevných fantómov vyrobených pre skúšky ultrazvukom	44
Tab.3 Vyhodnotenie modulu pružnosti E všetkých konfigurácií	69
Tab.4 Odhad a výpočet pomerov modulu pružnosti E medzi vrstvami	71
Tab.5 Hodnoty modulu pružnosti pre tkaniva v prsníku	72

1. Úvod

Už po storočia lekári používali pohmat ako časť lekárskeho vyšetrenia na zistenie chorôb. Prítomnosť tuhého tkaniva často koreluje s vyskytujúcim sa nádorovým ochorením. Pomocou moderných zobrazovacích metód ako je napr. počítačová tomografia CT, magnetická rezonancia MRI alebo pozitronová emisná tomografia PET / SPECT, lekári detekujú nádory, avšak vyšetrenie je finančne náročné a často krát vyžaduje, aby vyšetrujúci pacienti boli vystavovaný röntgenovému RTG žiareniu alebo aby bola invazívne podávaná kontrastná látka. Z dôvodu obmedzenia radiačnej záťaže nie je teda možné posielat pacientov na preventívne prehliadky. Jednotlivé zobrazovacie metódy si navzájom nekonkurujú, ale naopak sú komplementmi a umožňujú tak lekárom presnejšiu diagnózu. Stále viac vyšetrení smeruje k používaniu magnetickej rezonancie a ultrazvuku. Tým sa lekári snažia predchádzať škodlivým dopadom RTG lúčov a rádioaktívnych látok, ktoré využíva nukleárna medicína. Napr. ultrazvuk sa dnes používa na niektoré vyšetrenia srdca, ktoré boli v minulosti robené pomocou digitálnej subtrakčnej angiografie s použitím katetrizačnej techniky.

1.1. Ultrazvuk a elastografia

Ultrazvuk je dnes obľúbenou neinvazívnou diagnostickou metódou, u ktorej doteraz neboli pozorované značné škodlivé účinky. Svetová zdravotnícka organizácia WHO garantuje snímanie ultrazvukom na ľudskom organizme po dobu menej ako 8 minút za zdraviu neškodne [35]. Ultrazvuk je pomerne lacná zobrazovacia metóda, pretože vo väčšine prípadov nevyžaduje

drahé záznamové médiá ani kontrastné látky. Ultrazvukové vlny, ktoré sa šíria telom človeka počas vyšetrenia, sa odrážajú od jednotlivých orgánov, poprípade od prechodov medzi rôzne tuhými tkanivami. Princíp tejto diagnostiky spočíva vo vyhodnotení tejto odozvy. Odozvou sa rozumie sekvencia ultrazvukových pulzov odrazených od vyšetrovaných tkanív s odpovedajúcim časovým oneskorením. Pri každej interakcii je časť signálu tkaniva pohltená, časť rozptýlená a ďalšia časť odrazená. Odrazené vlny potom môžeme previesť do formy jasovo modulovaného obrazu. Rýchlosť ultrazvuku sa pohybuje od 1520 m/s do 1540 m/s a koeficient útlmu má rozsah 0.075 – 0.28 dB/cm/MHz [3]. Vyšetrenie ultrazvukovou sondou sa používa napr. v onkológii, urológii, a gynekológii ale to nielen na diagnostiku, ale je nenahraditeľným pomocníkom napr. pri lokalizácii rôznych cýst a ohraničených nádorov.

Výskumy v oblasti ultrasonografickej elastografie by tieto radiačné problémy a invazivnosť mohli vyriešiť, pretože táto metóda má potenciál byť neinvazivná, relatívne lacná a bez kontrastných látok. Elastografia je meracia metóda na zisťovanie elastických vlastností tkanív a ich priestorového rozloženia. Poznanie elastických vlastností môže byť veľmi užitočné pre biomedicínsku sféru napr. v diagnostike. Táto metóda sa často používa na detekciu nádorov, ktoré sú tuhšie ako okolité zdravé tkanivo [1], [4]. Nádor alebo začínajúce nádorové bujenie je oproti zdravému tkanivu tuhšie 5-28 krát viac [1]. Pri mechanickom zaťažení takejto oblasti sa nádor deformuje výrazne menej ako okolité zdravé tkanivo.

1.2.Pružnosť a pevnosť

Úlohou pružnosti a pevnosti z hľadiska biomedicínskeho inžiniera zaoberajúceho sa elastografiou je stanoviť modul pružnosti materiálu tak, aby spoľahlivo plnili svoje funkcie. Náuka sa zaoberá stanovením závislosti medzi zaťažením objektu a jeho deformáciou. Túto závislosti objavil v roku 1660 Robert Hooke. Matematicky sformuloval a zaviedol pojem modul pružnosti v roku 1807 Thomas Young [27].

Pri stanovovaní závislosti medzi zaťažením skúmaného materiálu a deformáciou, používame určité predpoklady o vlastnostiach materiálu. Vytvárame tým istý model materiálových vlastnosti. Môžeme napr. predpokladať, že je materiál homogénny, čo znamená, že fyzikálne vlastnosti materiálu sú v celom objeme telesa zhodné alebo napr., že je materiál izotropný, čo znamená, že sú jeho vlastnosti vo všetkých smeroch rovnaké.

Podľa charakteru časové závislosti môžeme hovoriť o statickom alebo cyklickom zaťažovaní. O statickom zaťažovaní hovoríme, keď zaťaženie zostáva s časom buď konštantné alebo veľmi pomaly kolíše tak, že môžeme zanedbať účinky zotrvačných síl vplyvom kolísania zaťaženia. O cyklickom zaťažovaní hovoríme v prípade, že sa zaťažuje teleso v krátkych časových intervaloch periodicky alebo náhodne.

Sily vyvolávajúce deformácie telesa môžu byť plošné alebo objemové. Objemové sily pôsobia súčasne na všetky elementy objemu telesa (napr. odstredivá sila), plošné sily pôsobia na povrch telesa. Ak pôsobí sila v smere normály k ploche, vyvolá tlak(stlačenie) alebo ťah. Takého napätí pôsobiace na teleso nazývame normálové a je definované ako:

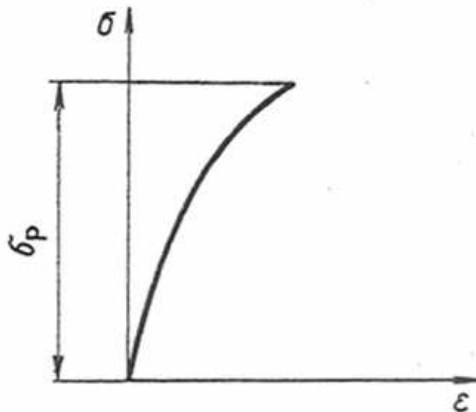
$$\sigma = \frac{F}{S},$$

kde σ je okamžité normálové napätie odpovedajúcej okamžitej sile F a S je pôvodný prierez telesa pred deformáciou.

Pre materiál popisovaný ako lineárne elasticky platí Hookov zákon:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon = E \cdot \frac{\Delta l}{l_0} = E \cdot \frac{l - l_0}{l_0}, \quad (MPa)$$

kde E je Youngov modul pružnosti, ε označuje relatívne predĺženie a l je okamžitá dĺžka[27], [36]. Modul pružnosti E je daný sklonom priamky vyjadrujúcu lineárnu závislosť medzi napätím a pomerným predĺžením. Čím je priamka strmšia, tým je materiál tuhší. Modul pružnosti teda necharakterizuje pružnosť materiálu ako by naznačoval jeho názov, ale práve pevnosť materiálu[27]. Na Obr.1 vidíme príklad pracovného diagramu, kde je závislosť v celej oblasti nelineárna.

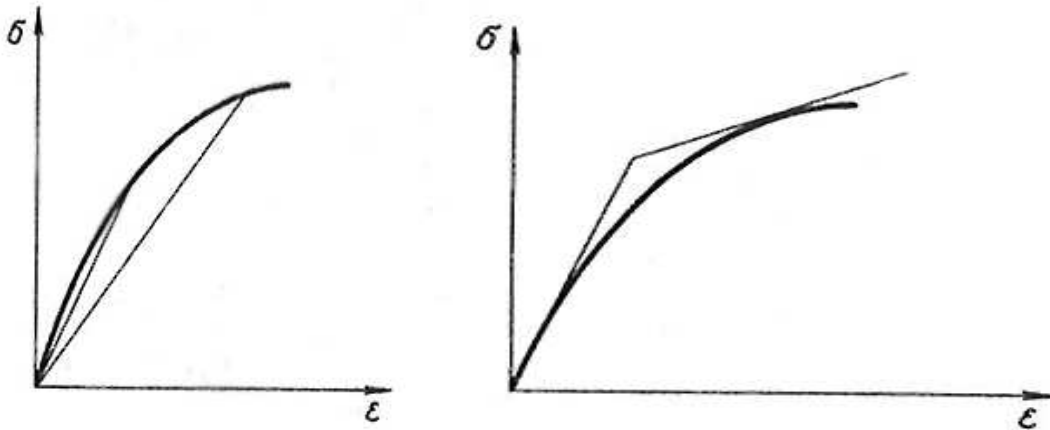


Obr.1 Nelineárna závislosť materiálu v celej oblasti

Nelineárnu závislosť napätia a relatívneho predĺženia môžeme vyjadriť rovnicou:

$$\frac{\sigma}{\varepsilon^m} = B \quad (3)$$

kde m a B sú materiálové konštanty. Zoznam týchto hodnôt je možné získať z technických tabuliek, avšak len pre najviac používané materiály. Materiálová konštanta pre nami používaný materiál (PVA-C) nie je uvedená v týchto tabuľkách. Častejšie teda používame lineárnu aproximáciu pracovného diagramu zobrazenú na Obr.2 [27]



Obr.2 Aproximácia lineárnou priamkou. Prvý obrázok vyjadruje aproximáciu priamkou $y=ax+b$ kde $b=0$ a druhý obrázok vyjadruje aproximáciu s $b \neq 0$

Tato metóda určená k štatistickému spracovávaniu dát funguje na princípe minimalizácie súčtu štvorcov odchýlok nameraných hodnôt od hodnôt vypočítaných. Vyrovnávacie kritérium, je kritérium najvhodnejšieho vyhľadávania parametrov regresnej funkcie a minimalizuje súčet štvorcov rezíduí [34]. Vyhodnotenie závislosti prebieha preložením regresnej priamky nelineárnym úsekom zaznamenaných dát.

Uvažujme funkčnú závislosť $f(x) = ax + b$.

Súčet štvorcov potom bude mať tvar:

$$S(a, b) = \sum_{i=1}^n [ax_i + b - y_i]^2,$$

kde (x_i, y_i) sú súradnice aproximovaných bodov.

Aby sme našli minimum súčtu, položíme obe parciálne derivácie súčtu štvorcov rovno 0.

$$\frac{\partial S}{\partial a} = 0 \quad \text{a teda derivácia je rovná} \quad \frac{\partial S}{\partial a} = 2 \sum_{i=1}^n (ax_i + b - y_i)x_i$$

$$\frac{\partial S}{\partial b} = 0 \quad \text{a teda derivácia je rovná} \quad \frac{\partial S}{\partial b} = 2 \sum_{i=1}^n (ax_i + b - y_i)$$

Úpravami týchto rovníc získame sústavu rovníc:

$$a \sum_{i=1}^n x_i^2 + b \sum_{i=1}^n x_i = \sum_{i=1}^n x_i y_i$$

$$a \sum_{i=1}^n x_i + bn = \sum_{i=1}^n y_i$$

Pre konkrétne hodnoty x_i a y_i dostaneme hľadané hodnoty koeficientov regresnej priamky[34].

$$a = \frac{n \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \quad b = \frac{\sum x_i^2 \sum y_i - \sum x_i \sum x_i y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2}, \quad (4)$$

kde n je počet bodov, z ktorých regresnú priamku počítame.

1.3. Materiály používané pri výrobe fantómov

Pre vývoj a testovanie elastografických postupov potrebujeme fantóm, ktorého elastické a akustické vlastnosti budú známe. Fantómy nám predstavujú umelo vytvorené biologické tkaniva človeka, ktoré sú používané napr. na tréning postupov biopsie, možnosť nácviku dopplerovských metód zobrazovania [13], ale tiež napr. na vyhľadávanie ihiel a elektród pomocou ultrazvuku [14].

Vedci sa dlho pokúšali vytvoriť vhodný materiál, ktorý by presne popisoval mechanické a elastické vlastnosti tkaniva človeka. Prvé pokusy boli robené na vybraných materiáloch, ako sú polymérové a silikónové gély. Ako uviedol Madsen et al. [11],[12], tieto materiály majú rýchlosť zvuku pod hranicou 1500 m/s alebo ich útlm je vyšší než 2 dB/cm/MHz. Právě tieto vlastnosti vyradili tieto materiály z ultrazvukových testov a z výroby elastografických fantómov. Napr. etylen-glykol vykazoval opačné vlastnosti (rýchlosť šírenia zvuku nad 1700 m/s a útlm pod 0.15) [19].

Pozoruhodnou výnimkou je akrylový polymér (acrylamide) popísaný Zerhounim a Rachendinem [19]. Tento materiál vykazoval rýchlosť šírenia zvuku v rozsahu 1420 – 1650 m/s, útlm rozsahu 0.1 až 1.5 dB/cm/MHz. Nevýhodou tohto materiálu je, že výroba viacvrstvových fantómov s rôznymi akustickými vlastnosťami je veľmi zložitá.

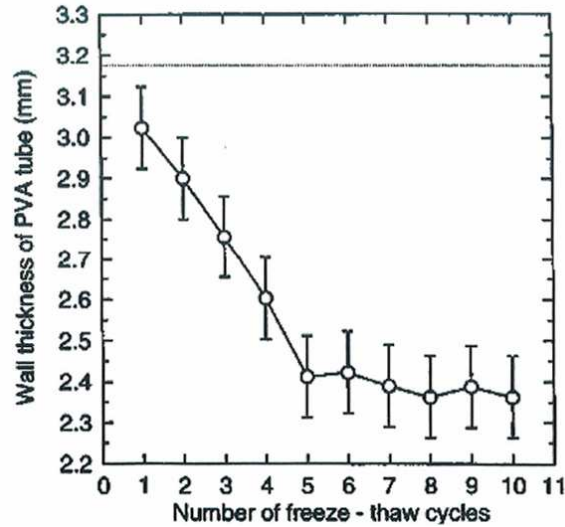
Na výrobu rozťažných fantómov je možné použiť aj iný materiál ako je napr. prírodný polymér galaktózy zvaný Agar [13]. Tato dublovacia hmota je často používaná v stomatologických ordináciách. Topí sa pri 90 °C a tuhne pri 40 °C. Vyrába sa z červených morských rias rodu Floridae. Fantómy vyrobené

z tohto materiálu sú pružné, avšak rýchlosť šírenia ultrazvukových vln je zhruba 2100 m/s [8],[13].

Zmienka o vhodnom materiály pochádza z roku 1975. Zlúčeninu zvanú PVA (Polyvinyl Alcohol Cryogel) predstavil grécky chemik N.A.Pappas [8]. Hlavným dôvodom používania tohto materiálu bolo, že sa u kryogelu zvyšuje tuhosť zvyšovaním počtov zmrazovacích cyklov a elastické vlastnosti sú porovnateľné s ľudskými tkanivami [1]. Vytváranie reprodukovateľných fantómov z PVA-C je zložité, pretože výrobu ovplyvňuje veľa faktorov ako sú napr. najvyššia a najnižšia dosiahnutá teplota, objem vzorku a počet zmrazovacích cyklov [6]. Reprodukovateľnosť týchto parametrov pri výrobe ďalších fantómov sa zdá byť zložité, avšak pri dodržaní presne stanovených postupov je možné dosiahnuť rovnakých výsledkov pri každej výrobe týchto fantómov. Základný popis parametrov PVA-C je uvedený v práci [28]:

- Akustická impedancia je $16 \cdot 10^5 \text{ kg/m}^2/\text{s}$.
- Rýchlosť zvuku je 1540 – 1580 m/s
- Útlm je pri 5 MHz približne 3.0 dB/cm
- Modul pružnosti je $19 \cdot 10^4 \text{ Pa}$
- Termoreverzibilný pri 75 °C

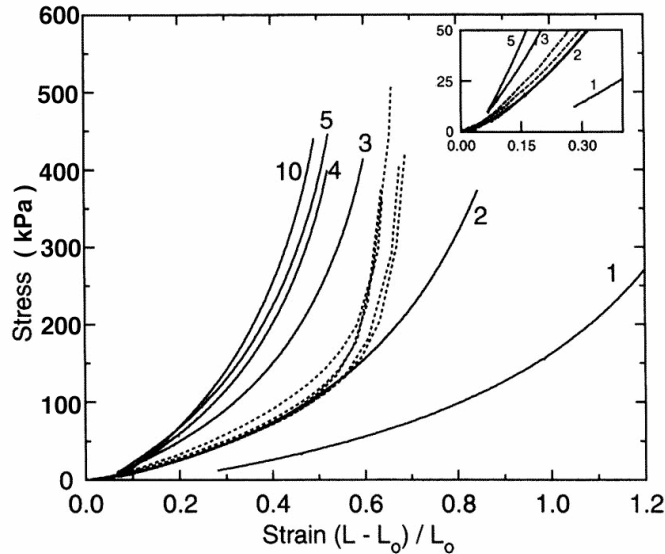
Pri výrobe aorty z PVA-C bola zaznamenaná zmena hrúbky stien pri zvyšovaní cyklov zmrazovania a rozmrazovania [28]. Ekvilibrium bolo dosiahnuté po 5 cykloch ZaR ako je vidieť na Obr.3



Obr.3 Závislosť priemeru stien na počte zmrazovacích cyklov ZaR

1.4.Postupy zisťovania vlastnosti tkanív

Existuje rada postupov a systémov na zisťovanie mechanických vlastností tkanív ako je napr. relatívne predĺženie alebo modul pružnosti. Metóda zisťovania týchto vlastností pomocou mechanických prístrojov sa stala zlatým štandardom vďaka jej jednoduchosti. Časť vedcov si pre tieto experimenty navrhuje vlastne systémy presne určené k tomuto výskumu [4], [6], iní zase využívajú už vytvorené zariadenia od rôznych dodávateľov [33]. Vlastnosti PVA-C boli mechanicky testované vedcami K.Chu et al. z univerzity v Ontáriu s výsledkami na nasledujúcom obrázku (Obr.4) [8]. Ich výskum ukázal, že modul pružnosti sa prudko zvyšuje po prekročení hranice relatívneho predĺženia 0.5. Bolo spôsobené limitom predlžovania aorty z PVA-C.



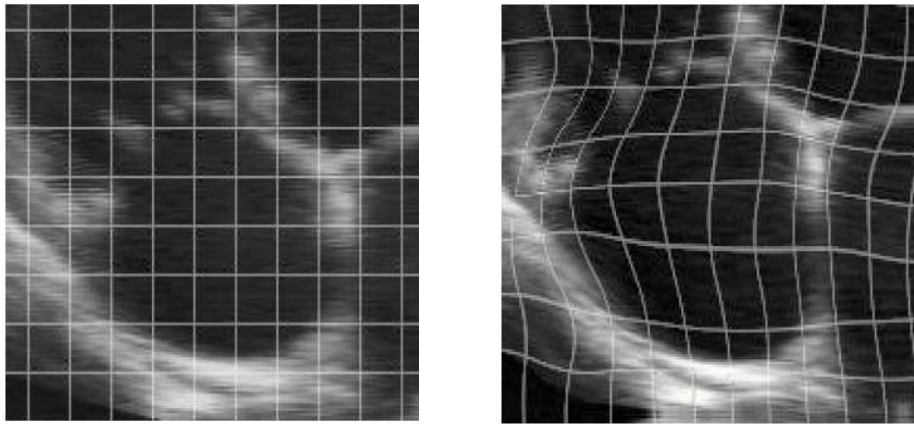
Obr.4 Graf závislosti tlaku a relatívneho predĺženia. Číslice pri jednotlivých krivkách naznačujú počet cyklov zmrazovania a rozmrazovania fantómu. Vykreslené prerušované čiary sú výsledky kompresie prasačej aorty. V pravom hornom rohu môžeme vidieť približenú oblasť, ktorá je v hlavom grafe neprehľadná [8].

1.5.Registračné algoritmy

Získavanie ultrazvukových obrázkov hraje dôležitú diagnostickú úlohu vďaka výhodám ako je rýchlosť, cena a bezpečnosť. Na druhej strane kvalita týchto obrázkov je relatívne nízka. Obrázky majú malý kontrast, objavujú sa straty textúr v obrázku (dočasné zmiznutie časti štruktúry u niektorých sekvencií obrázkov) a škvرنy [10], [16]. Existuje mnoho metód na sledovania objektov v obrázkoch, avšak nie všetky sú vhodné pre ultrazvukové obrázky práve kvôli ich kvalite. Sledovať objekty v obrázkoch potrebujeme napr. na zisťovanie vlastností daného materiálu, ktorý nemá v každom bode rovnaké vlastnosti. Napr. trieda algoritmov “optical flow“ nie je vhodná pre aplikácie ako je ultrazvukové zobrazovanie, pretože tieto algoritmy sú založené na viacerých predpokladoch nie sú prijateľné pre sekvencie ultrazvukových obrázkov [18]. Taktiež

Markosian [9] v svojej práci poznamenal, že tieto algoritmy sú časovo veľmi náročné s nepresným výsledkom sledovania pohybujúcich sa objektov medzi obrázkami.

Registrácia obrázku je procedúra hľadania priestorových deformácií medzi dvoma obrázkami [37],[38]. Problém deformácii obrázku a transformačné funkcie sú popísané v [39], geometrické transformácie B-spline sú predstavené v [17], [40], [41], [42]. B-splines sú založené na použití deformačných kriviek získaných pri segmentácii hľadaného objektu napr. pomocou hrán – active contours (snakes) [44]. Z týchto kriviek je možné získať deformačnú funkciu, ktorá je následne aplikovaná na celý obrázok (Obr.5).



Obr.5 Registrácia obrázkov pomocou B-splines

My sme si ako metódu sledovania zvolili algoritmus blokového porovnávania (Block Matching algorithm)[10],[16], [20]-[26], ktorý nám umožňoval vyhodnocovanie pohybových vektorov medzi obrázkami v každom bode. Táto metóda založená na porovnávaní blokov medzi referenčným a testovacím obrázkom bude vysvetlená podrobne v tejto práci (3.7.2).

2. Cieľ práce

Cieľom tejto výskumnej práce je hľadanie vhodného materiálu pre výrobu fantómov a detailné overenie postupu výroby fantómov pre ultrazvukovú elastografiu z PVA-C. Na týchto fantómoch pozorujeme zmeny vlastnosti počas výroby a ich uskladňovaní.

Pomocou deformačných skúšok na vyrobených jednovrstvových fantómoch bez prímеси, zisťujeme Younguv modul pružnosti. Modul pružnosti zisťujeme aj na fantómoch s prímесou grafitu, kde grafitové čiastočky pridávame do fantómu kvôli lepšiemu odrazu ultrazvukového signálu. Výsledky deformačných skúšok nám slúžia ako referenčné výsledky pre porovnanie s ďalšími meraniami.

Pre overovanie vhodnosti PVA-C fantómov pre snímanie s ultrazvukom si vyrobíme viacvrstvé grafitové fantómy. Zafažovaním týchto fantómov ručnou ultrazvukovou sondou získame sekvencie ultrazvukových obrázkov. Pomocou jazyka pre matematické výpočty Matlab si naprogramujeme registračný algoritmus blokového porovnávania (BMA) a zistíme relatívne stlačenie jednotlivých vrstiev. Po porovnaní s deformačnými skúškami zistíme či táto jednoduchá ultrazvuková elastografická metóda nám dáva približne rovnaké výsledky.

Poslednou úlohou je overenie závislosti tuhosti na počte zmrazovacích cyklov a reprodukovateľnosti fantómov pri výrobe. Výsledky sú vo forme štatistického vyhodnotenia jednotlivých meraní a následne porovnané s dostupnými výsledkami modulu pružnosti rôznych druhov ľudských tkanív z literatúry.

Po dohode z vedúcim diplomovej práce Ing. Janom Kybicom sme sa počas experimentov uberali iným smerom, ako bol schválený prvotný návrh zadania diplomovej práce. Namiesto rešerši programov na metódou konečných prvkov sme sa pre nedostatok času zamerali na experimentálnu oblasť výskumu elastických vlastnosti vyrobených kryogelových fantómov.

3. Prístroje a materiál

3.1. Popis ultrazvukového prístroja Echoblaster 128

Na snímanie fantómov sme použili prenosný ultrazvukový prístroj na báze lineárneho scanovania s názvom EchoBlaster 128 [30]. Prístroj je spojený cez rozhranie USB 2.0 so skrinkou, v ktorej sa nachádza okrem iného i generátor pulzov(Obr.6).



Obr.6 Generátor pulzov s pripojenou lineárnou sondou

Technické parametre prístroja:

- Váha: 2.5kg
- Rozmery: 197x 86 x 149 mm (dĺžka x šírka x výška)
- Externé napájanie: 100~240 VAC, 50~60 Hz
- Hĺbka snímania: 3-24 cm
- Formáty obrázkov a videí: AVI, JPG, BMP, PNG, TIF
- Stupne šedi : 256

Výhody EchoBlasteru:

- + Veľkosť, uskladnovateľnosť a prenosnosť prístroja
- + Pripojiteľnosť cez USB 2.0, ktoré v dnešnej dobe v každej základnej konfigurácii počítača.
- + Zasielanie obrázkov a videí hneď po nasnímaní cez elektronicky mail

Na snímanie sme použili lineárnu sondu typu HL7.5 / 40 / 128Z (Obr.7). Lineárna sonda je tvorená 128 lineárne usporiadaných piezoelektrických kryštálov, ktoré sú vybudzované postupne po skupinách. Frekvenčný rozsah tejto sondy je 5.0 – 8.0 MHz [30].



Obr.7 Použitá lineárna Sonda HL7.5 / 40 / 128Z

Po spustení softwaru Echo Wave II dodávaného spolu s prístrojom EchoBlaster 128 sme zvolili snímanie v režime B (Brightness Mode). Tento režim využíva jasové modulácie k zobrazeniu niekoľko posunutých A-modov

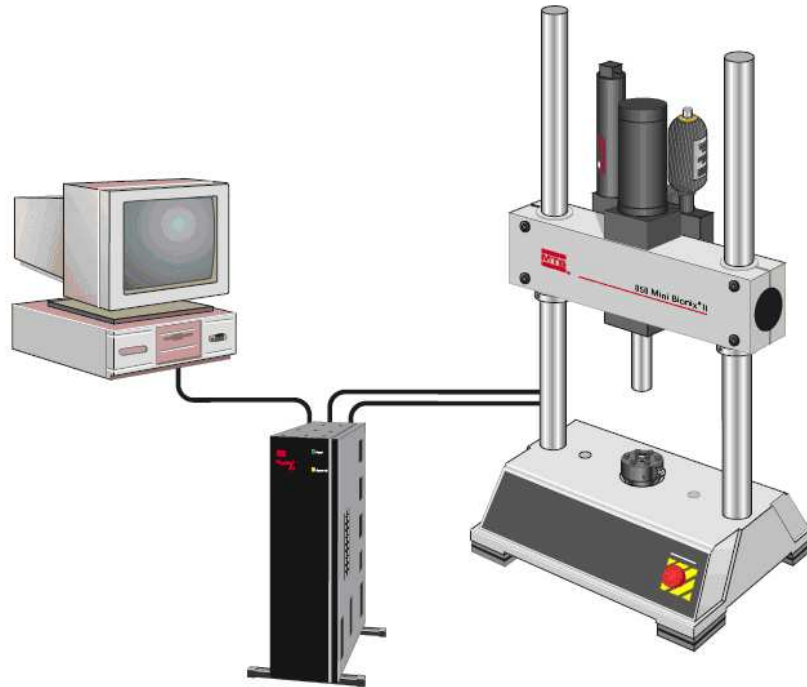
(Amplitude Mode). Výsledkom je 2D obrázok roviny kolmé na povrch fantómu. Dynamicky spôsob záznamu nám umožňoval vidieť obrázky v reálnom čase.

Minimálne požiadavky na počítač:

- Desktop/Notebook/Tablet PC
- CPU Core Duo / Core 2 Duo 1.6 GHz
- 1 Gb of RAM
- USB 2.0 rozhranie
- Windows® XP SP2, Windows® Vista SP1 32-bit

3.2. Popis prístroja na mechanické skúšky Bionix 858

MTS 858 Mini BIONIX je testovací systém, zameraný na výskumy vlastnosti biomateriálov (Obr.8). Tento hydraulický systém je navrhnutý na jednoduché riadenie cyklov únavových testov až do frekvencii 30 Hz. Pri výmene snímačov v prístroji je možné meranie až pri presnosti niekoľko milinewtonov[33]. Prístroj bol špeciálne skonštruovaný na únavové štúdie, na štúdie implantovateľných ortopedických prístrojov, externých protéz, štúdie biologických a dentálnych materiálov, ktorých štrukturálne vlastnosti je dôležité poznať pre ďalší výskum. Prístroj BIONIX je zameraný na výskum vlastnosti ako napr. koeficient teplotnej rozťažnosti, modul pružnosti, únavové a viscoelastické charakteristiky.



Obr.8 Zapojenie Mini Bionixu 858 s počítačom

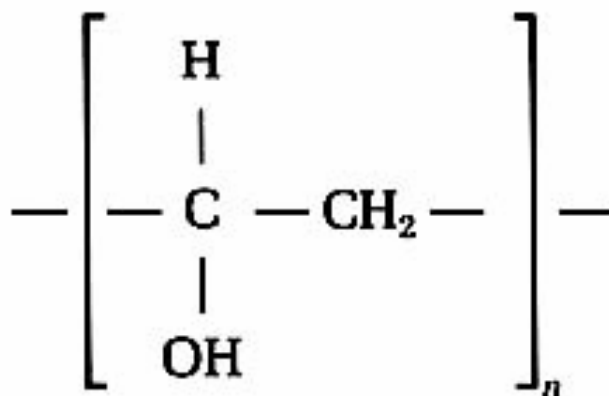
3.3. Popis zlučeniný PVA-C po chemickej stránke

PVA-C je v kryštalickej podobe ma čiro bielu farbu (Obr.9)[28], [29], po rozpustení s vodou vo forme gélu je priehľadný. PVA-C nie je toxicky a nemá žiaden špecifický zápach. V gélovej podobe je viskózný. V tuhej podobe je flexibilný a prirodzene pevný ako ľudské tkanivo. Polyvinyl Alcohol (PVA) Kryogel je materiál isotropický a nestlačiteľný.



Obr.9 Kryštalická forma zlúčeniny PVA- kryogel

PVA sa nepripravuje polymerizáciou príslušného monoméru, ale čiastočnou alebo úplnou hydrolyzou [2], [28]. Na Obr.10 môžeme vidieť chemickú štruktúru molekuly PVA. V monoméri vinyl alkoholu sa nachádzajú kovalentné väzby a hydroxylová skupina OH. CH₂ je zvyšok z metylovej skupiny CH₃. Aby boli väzby stabilné, musia byť všetky väzby využité a práve vodík H je ich doplnením.



Obr.10 Chemická štruktúra molekuly PVA

4. Metóda

Tato časť práce sa zaoberá popisom výroby jednovrstvových a viacvrstvových fantómov, jak s prímiesou grafitu tak bez prímiesy (4.1 -4.4), bezpečnosťou práce pri výrobe fantómov (4.5), postupmi práce deformačných skúšok (4.6) a vyhodnocovaním jednoduchej elastografickej metódy založenej na stláčaní fantómu ultrazvukovou sondou (4.7).

4.1. Pôvod použitého materiálu

Na výrobu fantómu sme použili Polyvinyl Alkohol Cryogel (PVA-C) od firmy Air Products and Chemicals, Pennsylvania, ktorý sa predáva pod komerčným názvom Airvol Grade 165 PVA. PVA-C bol dodaný v plastových nádobách v práškovej podobe. Cena za 1000 g PVA-C bola 185 USD, čo je v prepočte asi 3700 CZK. Distribútorom bol Dr. Kenneth C. Chu PhD., ktorý sa v svojej doktorandskej práci zaoberal výrobou zlúčeniny PVA-C [8]. Objednávanie PVA-C prebiehalo cez emailovú komunikáciu s Dr. Chu (kchu2@yahoo.com).

Pri voľbe postupu som vychádzal presne zo zaslaných poznámok od Dr. Chu. Zhrnutie jeho poznámok je popísaný v nasledujúcich bodoch:

1. Odvážte si 110 g prášku PVA-C.
2. Pridajte 990 g destilovanej vody.
3. Premiešajte vodu a prášok PVA-C v zaváraninovej fľaške.

4. Uzavrite nádobu a umiestnite do sterilizátoru alebo do tlakového hrnca.
5. Teplotu udržiajte na 120 C po dobu 6 hodín.
6. Po vytiahnutí nechajte nádobu vychladnúť na teplotu 60 C.
7. Dávajte pozor pri manipulácii s tlakovou nádobou.
8. Premiešajte obsah nádoby zatrepáním alebo použitím magnetického miešača.
9. Opakujte proces ohrievania v prípade, že gél bol na spodku nádoby tuhší ako v hornej časti.
10. Noste ochranné pomôcky.

4.2.Príprava kryogelu

Pred tým než sme začali so samotnou prácou pripravili sme si destilovanú vodu, zaváraninový pohár a sterilizátor (je možné použiť prípadne aj tlakový hrniec). Príprava preparátu bola v pomere 9:1 to znamená, že sme zmiešali 90 % destilovanej vody a 10 % prášku PVA-C. Premiešali sme obsah v zaváraninovej fľaške, dobre utesnili viečko a uložili do sterilizátoru. Sterilizátor nám poslúžil na spojenie molekúl PVA-C a vody. Pre precízne zlúčenie molekúl kryogelu a vody sme nechali zahrievať preparát na teplotu 90 – 120 °C približne 2-3 hodiny. Zmiešanie preparátu by bolo možné aj pri nižších teplotách, avšak čas by sa úmerné zvyšoval. Uzavretú nádobu sme nechali vychladnúť na 40 – 50 °C čo pri bežnej pokojovej teplote 20 °C odpovedalo 24 hodinám. Fáza chladenia bola potrebná na vytvorenie homogénneho gélu. Po vychladnutí sme nádobu

dôsledne premiešali pretrepaním do všetkých smerov práve preto, že na spodku zaváraninovej nádoby nebol kryogel dobre premiešaný.

Ak by sme sa chceli vyhnúť týmto komplikáciám, bolo by dobre použiť magneticky miešač. My sme ho však nemali k dispozícii. Proces zahrievania sme opakovali ešte jeden krát, avšak až nasledujúci deň. Výsledkom bola priehľadná, viskózna gélová hmota (Obr.11). Po otvorení viečka zaváraninovej nádoby bola možná manipulácia s gélom približne 2 týždne. Po tomto čase nastala biologická kontaminácia, preto sme otvárali nádobu len v prípadoch, keď sme s ňou pracovali.



Obr.11 Priehľadná gélová hmota PVA-C

4.3. Vytváranie modelov

4.3.1. Proces zmrazovania a rozmrazovania

Proces, ktorým sme menili elasticke vlastnosti vytváraného fantómu sme nazvali procesom Zmrazovania a Rozmrazovania (ZaR). Celá metóda je založená na striedaní zmrazovacích a rozmrazovacích cyklov [3]. Jednotlivé cykly boli úplné, čo znamená, že fantóm bol najprv kompletne zmrazený a potom kompletne rozmrazený. Celkový počet cyklov ZaR, určoval výslednú tuhosť fantómu. Faktory ako rovnomerná rýchlosť ZaR ovplyvňujú tuhosť výsledných fantómov [7], [8]. Podľa postupu by sa rýchlosť zmrazovania by sa mala pohybovať okolo $0.5 \text{ }^{\circ}\text{C} / \text{min}$ a rýchlosť rozmrazovania okolo $0.27 \text{ }^{\circ}\text{C} / \text{min}$ [6], [8]. Pri ZaR sa odparuje voda a to spôsobuje zmenu vlastnosti fantómu a tým aj zväčšenie modulu pružnosti. Proces ZaR ukončíme, keď tuhosť dosiahne požadovanú hodnotu.

4.3.2. Formovanie modelov

Po ukončení procesu zmiešania kryogelového prášku s vodou, je nutné zvoliť vhodný tvar nádoby podľa potreby, do ktorej si gél nalejeme. Je dôležité, aby čas procesu odlievania fantómu do foriem nepresahoval zhruba hodinu z dôvodu vyparovania vody. Menia sa totiž pri tom fyzikálne vlastnosti pripraveného preparátu. Platí, že čím menší čas manipulácie s PVA-C na vzduchu, tým menej vody sa z fantómu odparí, a tým presnejšie výsledky dostaneme pri opakovaní postupu výroby.

Keďže pri nalievaní kryogelu do nádoby vzniká veľké množstvo malých bubliniek (Obr.12), formu s gélom necháme nehybne stať po dobu 24 hodín. Na

základe pozorovaní môžeme potvrdiť, že po tejto dobe bublinky vystúpia na povrch, prasknú a zmiznú.



Obr.12 Bublinky vytvorené nalieváním gélu

Po odliati kryogelu do formy sme nechali preparát zabalený v nepriepustnom uzatvárateľnom vrecúšku (Obr.13), aby za voda z fantómu neodparovala do prostredia. Je taktiež možné udržiavať fantóm vo vlhkom prostredí, inak by sa mohlo stať, že na povrchu fantómu by sa začal tvoriť tvrdý vyschnutý obal.



Obr.13 Nepriepustné uzatvárateľné vrecúško a zabalený fantóm

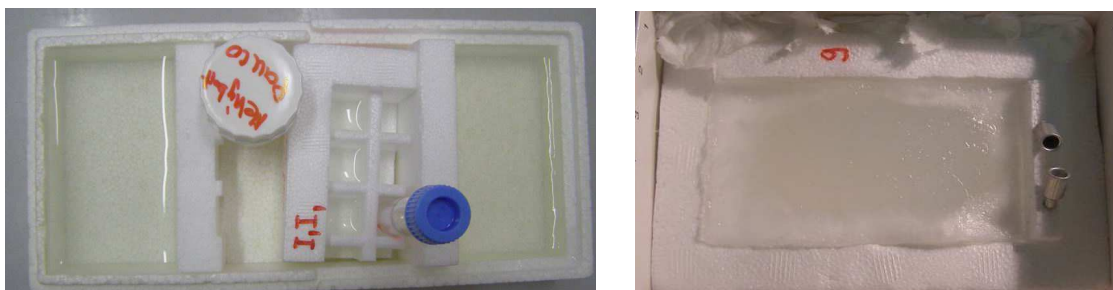
Ak nie sme spokojný z tvarom vytvoreného fantómu je možné tento termoreverzibilný materiál znovu roztopiť pri teplote 70 °C do tekutej podoby a potom si znovu fantóm vyliat' do nádoby. Toto znovu rozmrazovanie už vytvoreného fantómu mení koncentračné vlastnosti PVA-C, kvôli odparovaniu vody, takže znovu roztápanie tuhého fantómu do tekutej podoby robíme iba v nutných prípadoch.

Pripravený fantóm bez bubliniek sme vložili do mrazničky o teplote -20 C. Doba, ktorú fantóm bude v mraziacom boxe, závisí na veľkosti fantómu. My sme vzorku fantómu o rozmeroch 90 x 50 x 30 mm (dĺžka x šírka x výška) zmrazovali približne 12 hodín, zmrazenie fantómu väčších rozmeroch môže trvať odhadom aj viac ako deň. Po úplnom zmrazení sme vybrali fantóm z mraziaceho boxu a nechali 12 hodín rozmrazovať.

Na fantóme bolo možné pozorovať rozpínanie vo vertikálnom smere. Je dôležité poznamenať, že rýchlosť roztápania a zmrazovania má byť rovnomerná [6,7]. Rozmrazovanie pod lampou alebo po horúcou vodou by zhoršilo reprodukovateľnosť a homogenitu celkového fantómu. Rozmrazovanie našich fantómov prebiehalo pri izbovej teplote 24 °C.

4.3.3. Výber typu a materiálu nádoby

Výber materiálu, z ktorého bude nádoba na fantómy, by mala odolať rozťahovaniu gélu v mraziacom boxe. Keďže sa gél skladá z 90 % vody, musíme rátať s tým, že sa bude fantóm pri záporných teplotách rozpínať. Zvolili sme teda materiál, do ktorého voda neprenikne, nevsiakne a nezamrzne. Inak by nastala situácia, že by sa fantóm nedal odlepiť od nádoby, prípadne by zmena skupenstva vody na ľad, mohla spôsobiť prasknutie nádobky. Takto nevhodným materiálom by bola napr. papierová krabička, ktorá by nasiakla vodou alebo keramická dóza, ktorá by pri zmrazovaní mohla prasknúť. Vhodným nenasiakavým a odolným materiálom by mohol byť pravé polyetylén, polypropylén alebo polystyrén. Pri našich prvých pokusoch sme použili vlastnoručne upravenú obdĺžnikovú polystyrénovú krabičku zloženú z dvoch častí. Krabička bola precízne vyrezávaná skalpelom, tak aby vnútorný povrch bol hladký. Steny boli takisto dobre upevnené, pretože pri neúplnom zafixovaní sa mrznutím a rozťahovaním môže fantóm zdeformovať. Na zafixovanie časti krabičky sme použili dostupné lekárske ihly (Obr.14).

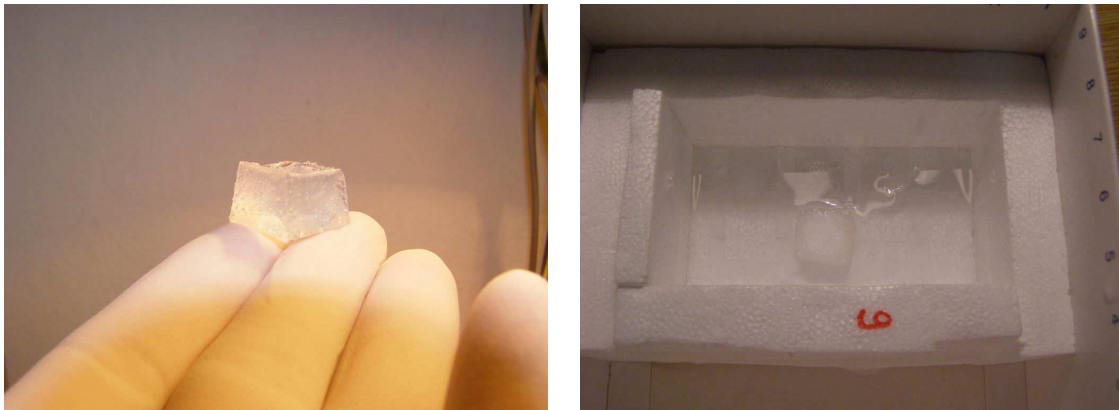


Obr.14 Vyrezané polystyrénové krabičky s gélom PVA-C

4.4. Výroba rôznych druhov fantómov

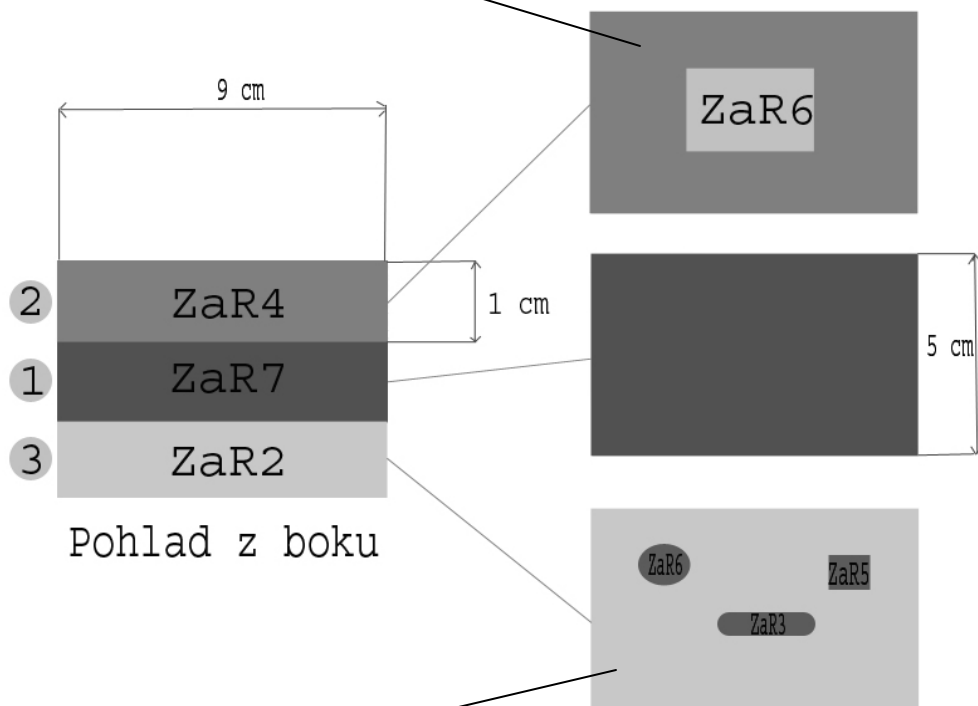
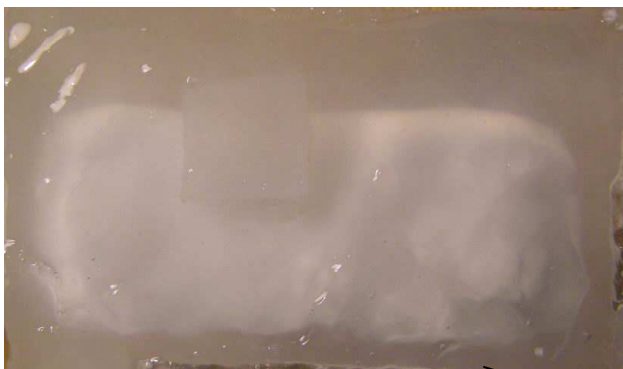
4.4.1. Výroba viacvrstvových fantómov a vzoriek

Vrstevné fantómy sme začali vyrábať, pretože sme chceli skúmať mechanicky heterogénne vzorky. Tieto fantómy boli použité na kontrolu, či sa bude ultrazvuk dobre odrážať od rozhraní, ktoré vznikli spájaním jednotlivých vrstiev. Každá vrstva bola vysoká 1 cm. Do jednotlivých vrstiev sme umiestnili telieska, ktoré majú za úlohu imitovať nádory v tkanive človeka (Obr.15).



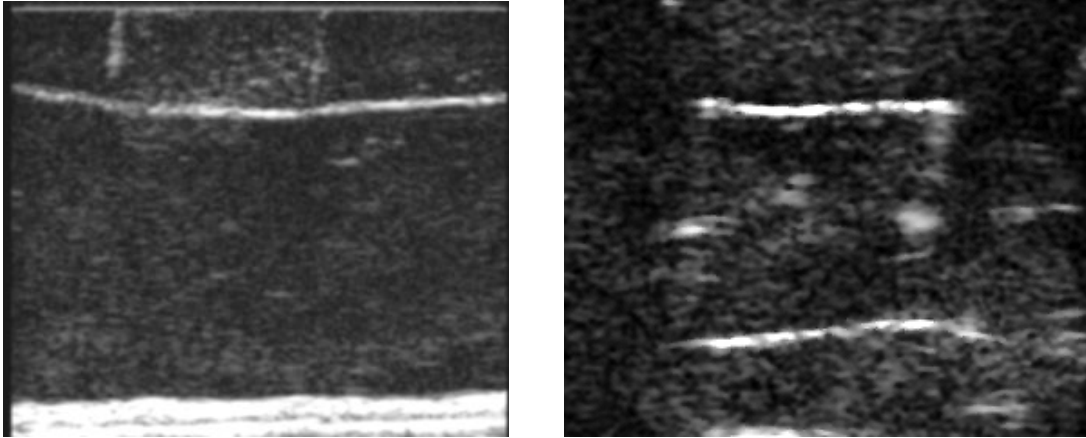
Obr. 15 Vyrobená imitácia nádoru bola vložená do naliateho kryogelu bez bubliniek

Čo sa týka tuhosti, vyrobené telieska boli tuhšie ako tkanivo (okolitý priehľadný géľ), do ktorých sme ich vkladali. Tuhšie vzorky sme dosiahli pravé vyšším počtom cyklov ZaR. Na nasledujúcom obrázku môžeme jasne vidieť koľko cyklov ZaR absolvovala každá imitácia nádoru a každá z vrstiev (Obr. 16).



Obr. 16 Vrstevný fantóm zložený z 3 vrstiev. Každá z vrstiev (1,2,3) má označený počet cyklov ZaR, ktorými prešla. Čiary vystupujúce z priečného rezu fantómu spájajú jednotlivé vrstvy fantómu pri pohľade zhora. K vrstve 2 a 3 sú pripojené taktiež obrázky, ako vrstva vyzerala v skutočnosti.

Na Obr.17 môžeme vidieť ultrazvukový obrázok dvojvrstvového fantómu zloženého z vrstiev 1 a 2 z fantómu z Obr.16.



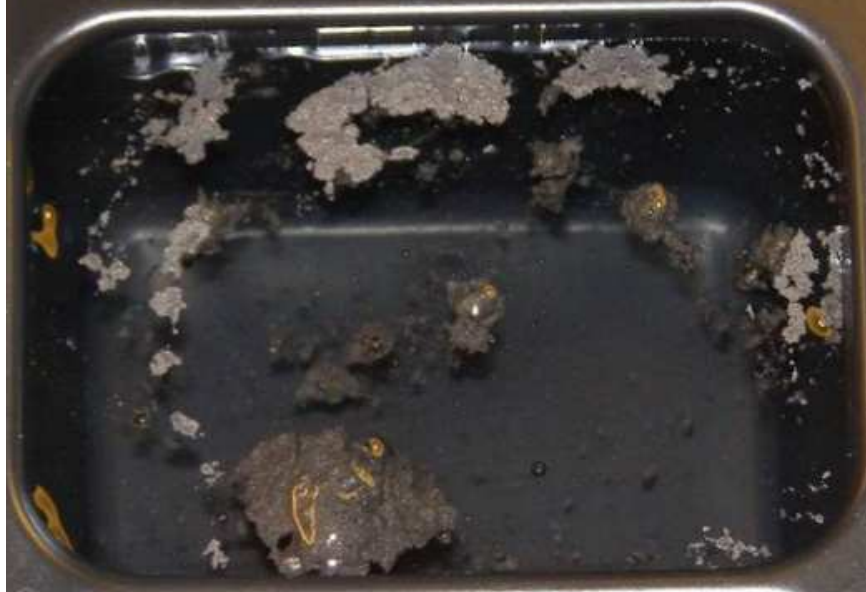
A

B

Obr.17 Na obrázku A (snímanie z hornej strany) vidíme dve vrstvy ZaR4 a ZaR7. Vo vrstve ZaR4 vidíme imitáciu nádoru v tvare kocky s počtom ZaR6. Na obrázku B (snímanie z bočnej strany) vidíme vo vrstve ZaR4 imitáciu nádoru s počtom cyklov ZaR6.

4.4.2. Grafitové fantómy

Dôvodom výroby grafitových fantómov bolo, aby sa vo vnútri fantómu nachádzali odrazové častice, od ktorých sa bude ultrazvukový signál lepšie odrážať. Je preto nutné pridať pri výrobe vhodnú odrazovú zložku od celého objemu tkaniva rovnomerne. Ako odrazovú zložku sme použili grafitový prášok (C 96-98% , Koh-i-noor Hardtmuth) [32], ktorý sme pridali do studeného kryogelu (Obr.18).



Obr.18 Plávajúci grafit na hladine tekutého kryogelu je treba rozmiešať

Na zistenie vhodného množstva grafitu sme si urobili pokus. Pripravili sme si 4 objemovo rovnaké fantómy v tvare obdĺžniku o rozmeroch 67 x 47 x 40mm (dĺžka x šírka x výška), do ktorých sme pridávali rôzne množstvo grafitu. V prvom fantóme sme na 130 ml kryogelu použili 0.6 gramov grafitu. V druhom fantóme bolo množstvo grafitu 1.2 gramov, v treťom 1.8 gramov a v štvrtom 2.4 gramov (Obr.19).



A



B



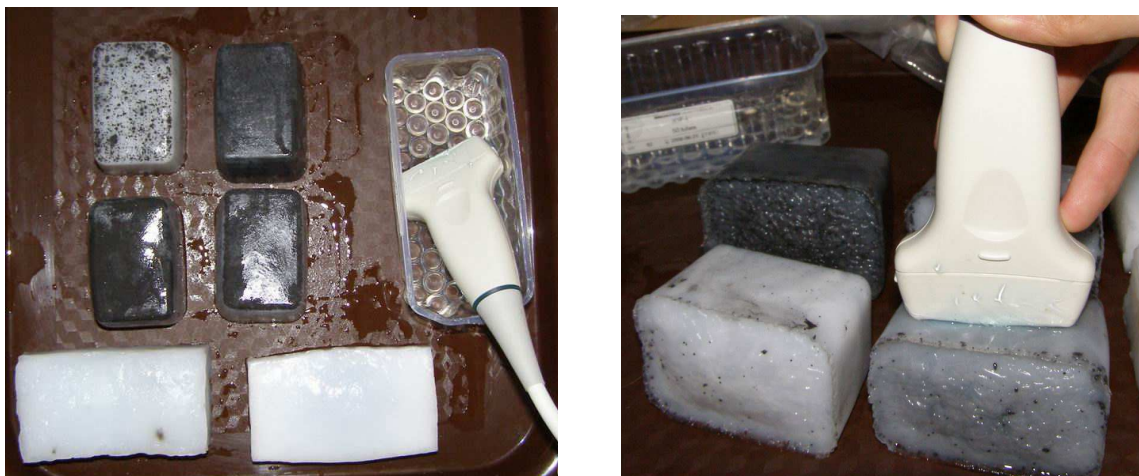
C

D

Obr.19 Príprava grafitových fantómov na zmrazenie. Vo fantóme A je pridaných 0.6 g, v B je 1.2 g, v C je 1.8 g a v D je 2.4 g grafitu na 130 ml kryogelu

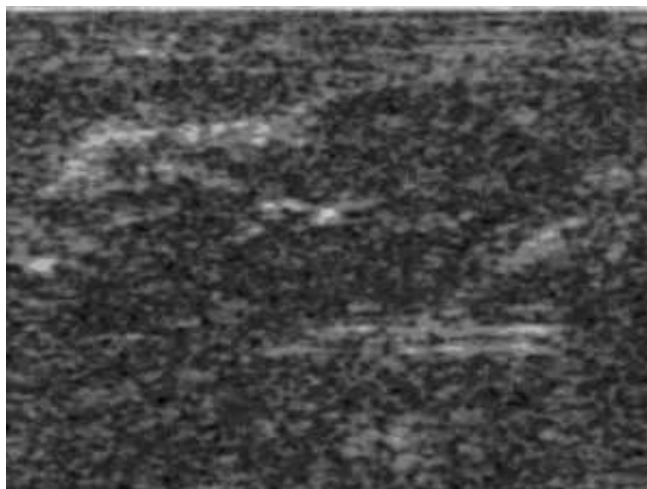
Miešanie každého fantómu prebiehalo ručne približne 5 minút. Po rozmrazení fantómov sme videli nedostatočné a nerovnomerne rozmiešané grafitové zhluky. Preto sme pri ďalšom vyrábani grafitových fantómov používali na rozmiešanie ručný kuchynský mixér. Po dokonalom rozmiešaní grafitu s kryogelom sme museli počkať 96 hodín, aby bublinky vytvorené pri mixovaní vyšli na povrch.

Na všetky 4 fantómy, ktoré sme nasníмали z bočnej strany, sme pridávali ultrazvukový gél pre lepšie impedančné prispôsobenie fantómu a sondy (Obr.20). Pri neskoršom štúdiu sme ale usúdili, že fantóm ako gélová hmota nevyžaduje pri snímaní pridávanie gélu. Kontakt fantómu a sondy bol dostatočný vďaka klzavému povlaku na fantómoch.

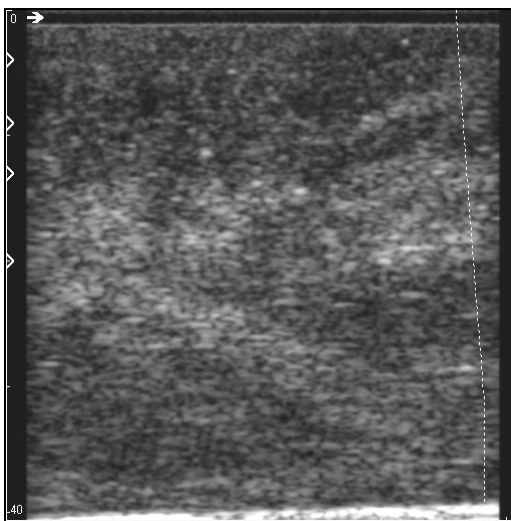


Obr.20 Snímanie fantómov lineárnou ultrazvukovou sondou typu HL7.5

Na nasledujúcich ultrazvukových obrázkoch môžeme vidieť malé rozdiely medzi textúrami v jednotlivých fantómoch (Obr.21) a (Obr.22). Pekne textúry je vidieť už hneď pri najmenšom množstve pridaného grafitu. Preto sme sa rozhodli použiť 0.6 gramu na 130 množstva kryogelu. Grafitové fantómy nám slúžili na porovnanie mechanických vlastnosti fantómov bez pridaného grafitu a s jeho pridaním.



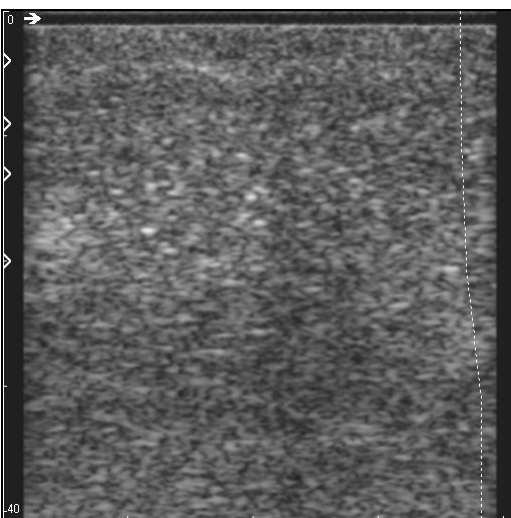
Obr.21 Ultrazvukový obrázok jednovrstvového fantómu s cyklom ZaR4 bez prímеси grafitu.



1A



2B



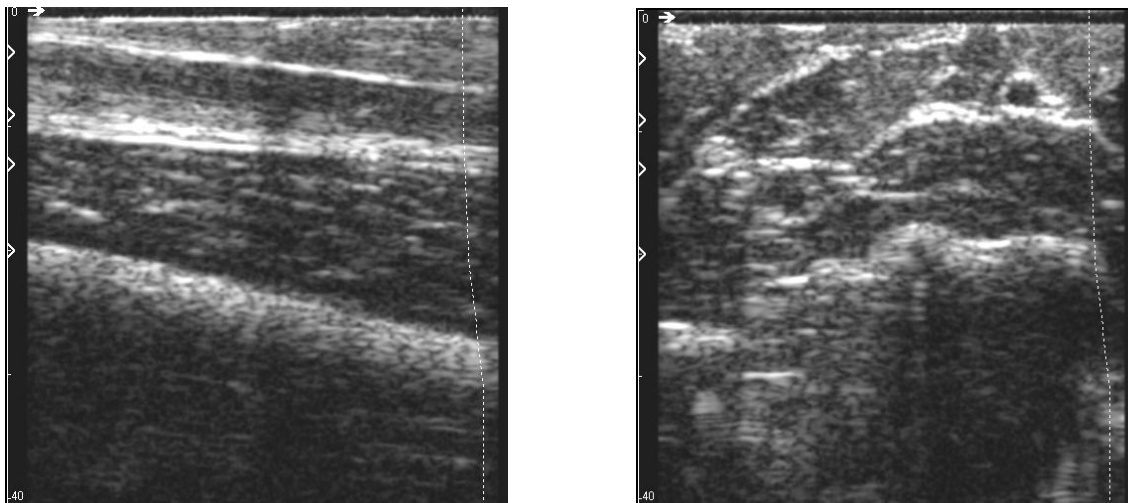
3C



4D

Obr.22 Ultrazvukové obrázky nasnímaných fantómov sú v rovnakom poradí ako rozloženie fantómov z Obr.19. Vo fantóme A je pridaných 0.6 g, v B je 1.2 g, v C je 1.8 g a v D je 2.4 g grafitu na 130 ml kryogelu.

Pre porovnanie ultrazvukových obrázkov grafitových fantómov, sme si nasníмали aj predlaktie hornej končatiny (Obr.23). Na obrázkoch hornej končatiny je dobre vidieť, ako sa ultrazvukový signál odráža od jednotlivých rozhraní *in vivo* snímanej končatiny.



Obr.23 Ultrazvukové obrázky predlaktia hornej končatiny nasnímaný pre potrebu porovnania s vyrobenými grafitovými fantómami.

4.5. Bezpečnosť práce a uskladňovanie fantómov

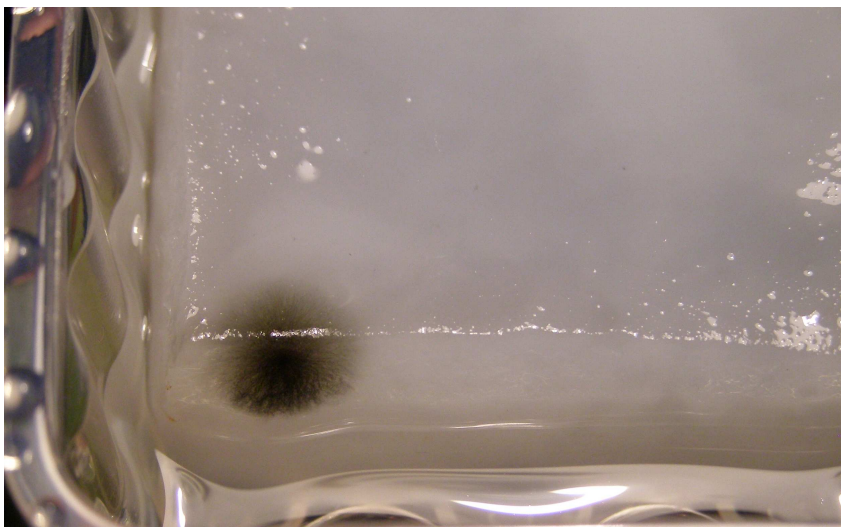
Čo sa týká bezpečnosti, výrobca PVA-C doporučuje nosiť ochranné oblečenie, kožené rukavice a ochranné okuliare, kvôli ochrane pokožky, očí a oblečenia [8]. Inhaláciu kryštalickej formy PVA-C sme sa to pokúšali minimalizovať. Je taktiež veľmi dôležité dávať pozor pri vyberaní fľaše zo sterilizátora, aby nepadla. Tlak 2 MPA vo vnútri nádoby by totiž pri páde na zem mohol spôsobiť vážne zranenie.

Pred tým než sme výsledný fantóm uložili do chladničky o vnútornej teplote 4°C, vybrali sme odliatok fantómu PVA-C z formy, a ponorili do druhej pripravenej nádoby s destilovanou vodou (Obr.24).



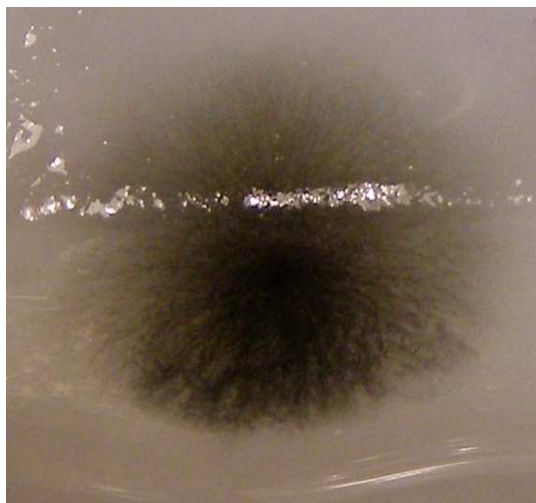
Obr.24 Nádobka s destilovanou vodou a s fantómom pripravená na uloženie do chladničky o teplote 4°C

Je veľmi dôležité, aby fantóm nevyschol, pretože potom už nie je možné fantóm znovu roztopiť a prispôbiť. Preto je potrebné priebežne kontrolovať, či sa v nádobke časť vody neodparila. Destilovanú vodu v nádobkách meníme jeden krát za 4 týždne, aby nedochádzalo ku kontaminácii fantómu. Ďalšou možnosťou je umiestnenie fantómov do uzavretej nádoby, do ktorej bude zamedzený prístup vzduchu. Na Obr.25 môžeme vidieť výskyt plesne, ktorá bola spôsobená nedodržaním podmienok dolievania vody, jej výmeny a priameho prístupu vzduchu ku fantómu.



Obr. 25 Pleseň na neudržovanom fantóme po 4 dňoch

Povrchovú pleseň nebolo možné odstrániť vodou, pretože začala prerastať do fantómového tkaniva (Obr. 26). Jedinou možnosťou ako zachrániť fantóm od baktérii bolo odrezanie kontaminovanej časti fantómu ostrým skalpelom, a následné dôkladné sterilizovanie fantómu. V pokročilejšom štádiu nepomohla už ani sterilizácia a odrezanie kontaminovanej časti.



Obr.26 Detailnejší záber plesne, ktorá prerástla do kryogelového fantómu

4.6. Popis mechanických skúšok

Klasický axiálny systém prístroja Bionix, ktorý sme využívali pri našich testoch presne meria a riadi statické i dynamické testovanie na biomateriáloch. Pomocou prístroja je možné stláčať a ťahať testovaný materiál ľubovoľnou silou a sledovať stlačenie resp. predĺženie v reálnom čase. Počas experimentu bola v laboratóriu priemerná teplota 22.3 °C a relatívna vlhkosť vzduchu sa pohybovala od 33 - 37%.

4.6.1. Jednovrstvové fantómy

Aby sa výsledky dobre vyhodnocovali, zvolili sme na výrobu fantómov uzavretú nádobu v tvare valca s rozmermi 45 x 27 mm (výška x priemer). V Tab.1 môžeme vidieť zoznam vytvorených jednovrstvových fantómov. Data sú uložené na priloženom CD v súbore s názvom *Mechanické skúšky*.

Zoznam Fantomov a ich rozmery								
Konfi- gurácia	Počet cyklov ZaR	Prímes	Min výška (mm)	Max výška (mm)	Rozdiel výšok (mm)	Priemer (mm)	Obsah (mm ²)	Data
A	3	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	17.4	18.5	1.1	25.3	502	specimen_10.dat
	3	-	17.9	18.7	0.8	24.9	487	specimen_12.dat
	3	-	16.4	17.2	0.8	24.9	487	specimen_14.dat
B	3	grafit	18	18.4	0.4	26.2	539	specimen_08.dat
	3	grafit	17.5	18.5	1	26.2	539	specimen_11.dat
	3	grafit	16.7	17.4	0.7	26.4	547	specimen_13.dat
	3	grafit	18	18.6	0.6	26.5	551	specimen_15.dat
C	6	-	17.6	18.7	1.1	23	415	specimen_06.dat
	6	-	17.4	18.8	1.4	24.16	458	specimen_05.dat
	6	-	17.6	18.4	0.8	24.3	464	specimen_16.dat
	6	-	18.3	19	0.7	24.1	456	specimen_18.dat
D	6	grafit	17.8	18.4	0.6	24.2	460	specimen_07.dat
	6	grafit	18.2	18.6	0.4	24.3	464	specimen_09.dat
	6	grafit	16.1	16.8	0.7	23.8	445	specimen_17.dat
	6	grafit	16.3	17.2	0.9	25.2	499	specimen_19.dat
E	10	-	15.8	17	1.2	23.2	423	specimen_20.dat
	10	-	18.2	18.8	0.6	22.5	397	specimen_02.dat
	10	-	17.4	18.6	1.2	22.5	397	specimen_04.dat
	10	-	17.9	18.4	0.5	22.3	390	specimen_21.dat
F	10	grafit	-	-	-	-	-	-
	10	grafit	16	17.2	1.2	23.4	430	specimen_01.dat
	10	grafit	18.2	18.8	0.6	23.3	426	specimen_03.dat
	10	grafit	16.6	17.3	0.7	23.2	423	specimen_22.dat

Tab.1 Zoznam vyrobených fantómov pre mechanické skúšky

Každý jeden fantóm bol vyrábaný samostatne pre neskoršie porovnanie výsledkov reprodukovateľnosti pri výrobe. Z každej konfigurácie sme vyrobili 4 fantómy a konfigurácie sme si označili písmenkami od A – F. Napr. konfigurácia D obsahuje 4 fantómy s prímiesou grafitu s počtom cyklov ZaR 6. Dva fantómy A1 a F1 vykazovali veľké nerovnosti a aby sme predišli skresleniu výsledkov vyradili sme tieto fantómy z merania. Testovaných bolo teda 22 vzorkou a celkový čas merania bol 4,5 hodiny. Fantómy sme po finálnom opracovaní presunuli do nádoby s vodou umiestnenej v chladničke o teplote 4°C (Obr.27).

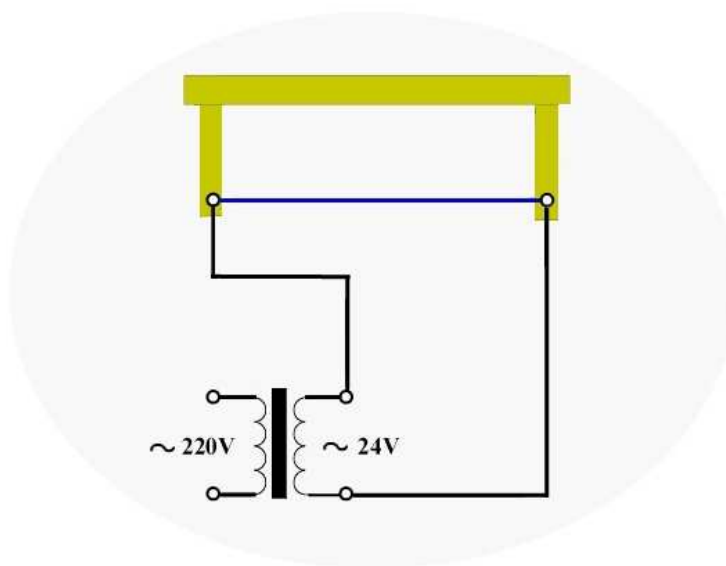


Obr.27 Vyrobené fantómy pre mechanické skúšky. Tmavšie valce sú fantómy s pridaným grafitom, svetlejšie bez grafitu.

4.6.2. Opracovávanie plôch fantómov

Pri tomto experimente sme zisťovali, ako upraviť plochy valca tak, aby kontakt senzoru BIONIXU 858 a fantómu bol čo najlepší. Plochy by mali byť navzájom rovné a rovnobežné, kolmé na osu valca fantómu.

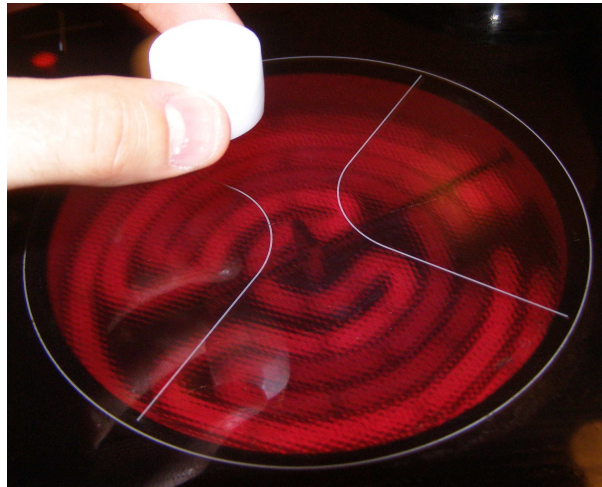
Prvý vyskúšaný postup bol rezanie skalpelom. Keďže fantóm je pružný, tak sa pri tlaku skalpelom začal značne deformovať a výsledné rezy boli nevyhovujúce. Druhá metóda opracovania bola rezanie fantómu odporovou pílkou. Odporová píłka je drôt zohrievaný elektrickým prúdom. Na nasledujúcom obrázku môžeme vidieť schému zapojení (Obr.28).



Obr.28 Schéma zapojení odporového drôtu

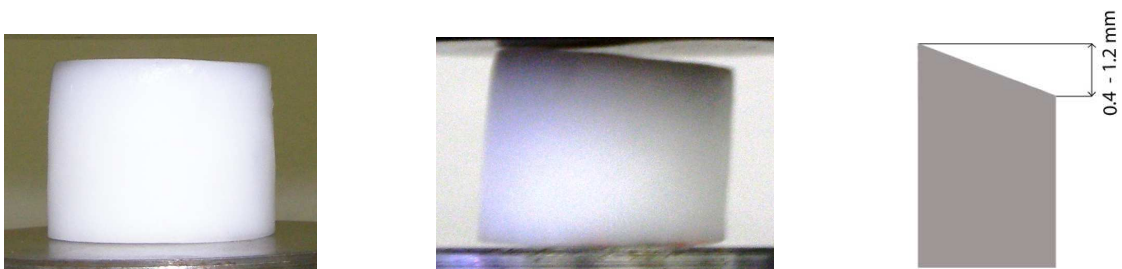
Gitarová struna s priemerom 0.28 mm bola zahriata na teplotu 98°C. Fantóm sa po priložení na rozžeravenú strunu začal páliť a zapáchať. Prerezanie fantómu s priemerom 24 mm trvalo 75 s a výsledok bol opäť nevyhovujúci, kvôli 4 mm nerovnostiam v reze. Aj po zvýšení teploty struny na 110°C zostával výsledok rovnako nevyhovujúci. Ani ďalšie zvyšovanie teploty nerovnosti v reze nevyriešili, práve naopak, fantóm sa začal miestach dotyku s dratom roztápať. Zmenu teploty sme pozorovali digitálnym multimetrom s možnosťou pripojenia tepelnej sondy.

Posledný navrhnutý postup bol rezať zmrazené fantómy. Tým nedochádzalo k deformáciám a následne vyhladenie prebiehalo natavením plôch valca na horúcej sklo keramickej varnej doske (Obr.29). Plochy valca boli po natavení dokonale hladké. Tento postup sme nakoniec použili pri opracovávaní fantómov.



Obr.29 Natavovanie plôch fantómu na sklo keramickej varnej doske.

Kvôli nedostatku vhodných inštrumentov na rovné spracovanie, bol najlepší ručne vyrobený fantóm s odchýlkou výšok na opačných stranách fantómu 0.4 mm. Nepresnosť ostatných fantómov sa pohybovala v rozsahu 0.4 – 1.2 mm (Obr.30).



Obr.30 Nerovnosť, ktorá vznikla pri opracovaní plôch valca fantómu.

4.6.3. Detaily merania

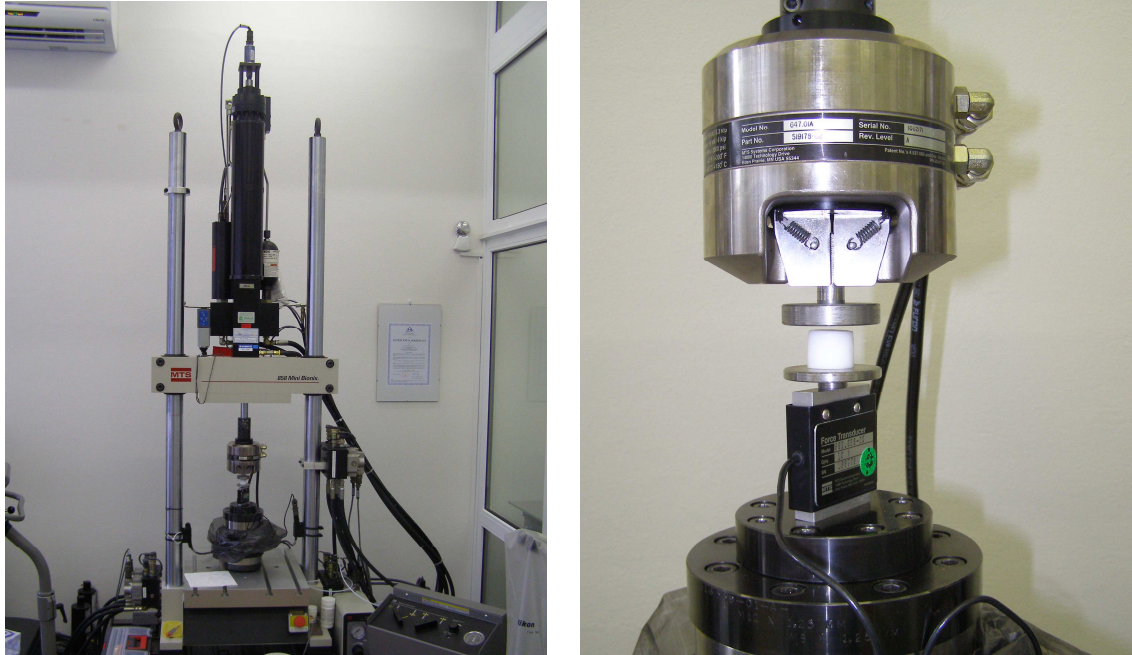
Meranie na prístroji BIONIX prebiehalo podľa nasledujúceho postupu:

1. Výber a inštalácia vhodného snímača na BIONIX
2. Na snímač je vložená vzorka testovaného valcového fantómu(Obr.31)
3. Nastavenie požadovaných parametrov na počítači, ku ktorému je pripojený BIONIX 858
4. Po zaťažovacích skúškach je možné uložiť data do ľubovoľného formátu (xls, txt, dat) na pevný disk počítača pripojeného k prístroju BIONIX

Skúška tlakom prebiehala podľa nasledujúcich parametrov:

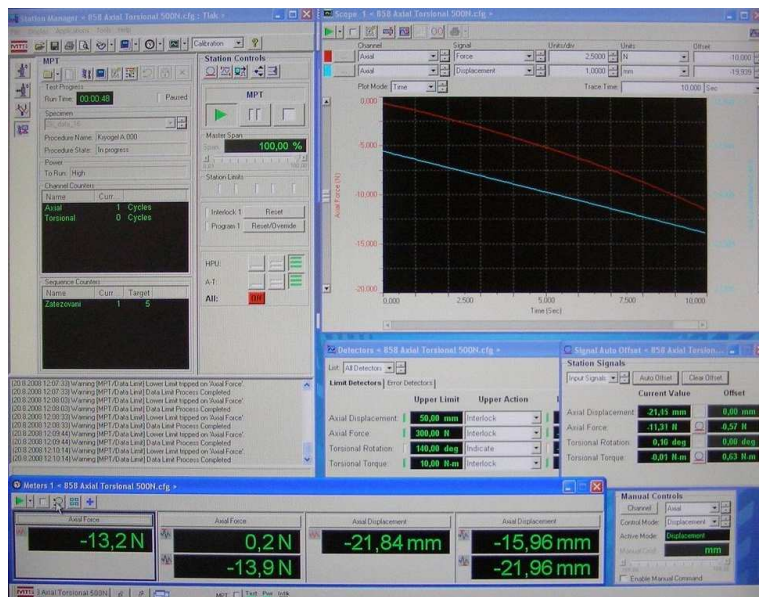
- Smer zaťažovania: axiálny smer
- Rýchlosť zaťažovania: 15 mm/min
- Rýchlosť odľahčovania: 15 mm/min
- Zaťažovanie silou: 0 – 25 N
- Počet cyklov zaťažovania: 5
- Maximálny tlak v čeľustiach: 5MPa

Fantómy sme doniesli do laboratória mechanických skúšok v prenosnej nádobke s vodou . Každý fantóm sme pred jednotlivým testom osušili, aby pri stláčaní nedochádzalo ku šmyku fantómu o čeľuste snímače.



Obr.31 Fantóm umiestnený v prístroji MTS Mini Bionix 858

Pri samotnej skúške sme mohli v reálnom čase pozorovať zmenu okamžitého predĺženia a silu akou bol fantóm stláčaný (Obr.32).



Obr.32 Obrázok pracovného prostredia, v ktorom sme mohli pozorovať zmeny parametrov zaťažovania v reálnom čase.

4.7. Ultrazvukové obrázky a pohybová estimácia

Cieľom tejto časti je vyskúšať si jednoduchú elastografickú metódu založenú na stláčaní fantómu ultrazvukovou sondou, následne získavať sekvencie ultrazvukových obrázkov z týchto deformácií.

Použitím ultrazvukového prístroja EchoBlaster 128 sme ručnou ultrazvukovou sondou tlačili kolmo na vrstvy fantómu (Obr.33)



Obr.33 Sekvencie ultrazvukových obrázkov sme získavali ručným zaťažovaním sondou kolmo na vrstvy fantómu

Pracovné prostredie EchoWawe, v ktorom sme pracovali s ultrazvukovým prístrojom, je zobrazený na (Obr.34). Práca s týmto softwarom bola v podstate intuitívna a jednoduchá.



Obr.34 Obrázok pracovného prostredia Echowave, v ktorom sme mohli pozorovať stláčanie fantómu v reálnom čase.

Z troch trojvrstvových fantómov (4.7.1) sme si natočili spolu 6 videí. Videá sú uložené na priloženom CD súbore *Nasnímané videa avi*. Každý fantóm sme nasníмали z oboch strán pre kontrolu merania. Dĺžka každého videa trvala v priemere 10 s. Prvých 5 sekúnd sonda zaznamenávala kompresiu fantómu a v druhých 5 sekúnd zaznamenávala relaxáciu po kompresii. Video nám poskytovalo snímanie 15 obrázkov za sekundu a formát *avi* sme si pomocou programu Virtual Dub rozdelili na obrázky formátu *png* o veľkosti 512x512 pixelov. Obrázky sme následne spracovali algoritmom blokového porovnávania, ktorý bude popísaný v ďalších častiach práce.

4.7.1. Vrstevné fantómy

Pre túto časť skúmania sme si pripravili 3 viacvrstvé grafitové fantómy. Na Obr.35 je ukážka dvojvrstvého fantóm, na ktorý bola pridávaná ešte 3 vrstva.



Obr.35 Na tento dvojvrstvý fantóm bola pridávaná ešte tretia vrstva.

Keďže fantóm znižuje svoj priemer každým zmrazovacím cyklom, vzniká medzi nádobou a fantómom prázdny priestor. Pridávanie 3 vrstvy spôsobilo, že nová vrstva vznikala nielen na povrchu dvojvrstvého fantómu, ale z časti aj do jeho okolia.

Fantóm	Poradie vrstiev vo fantóme	Počet cyklov ZaR vo vrstve
1	Vrstva 1	ZaR 3
	Vrstva 2	ZaR 7
	Vrstva 3	ZaR 1
2	Vrstva 1	ZaR 4
	Vrstva 2	ZaR 8
	Vrstva 3	ZaR 2
3	Vrstva 1	ZaR 5
	Vrstva 2	ZaR 9
	Vrstva 3	ZaR 3

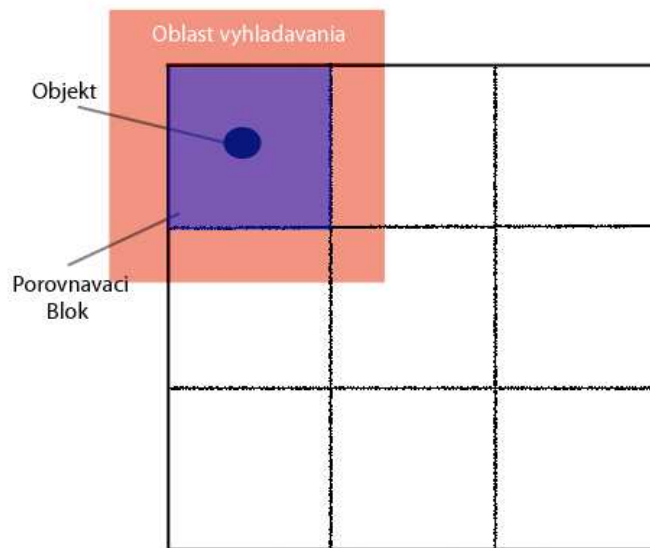
Tab.2 Zoznam vrstevných fantómov vyrobených pre skúšky ultrazvukom

V Tab.2 môžeme vidieť počet zmrazení jednotlivých vrstiev fantómov. Dĺžka výroby týchto fantómov trvala približne 8 dní. Každý fantóm je oddelený hrubou čiernou čiarou.

4.7.2. Algoritmus blokového porovnávania (BMA)

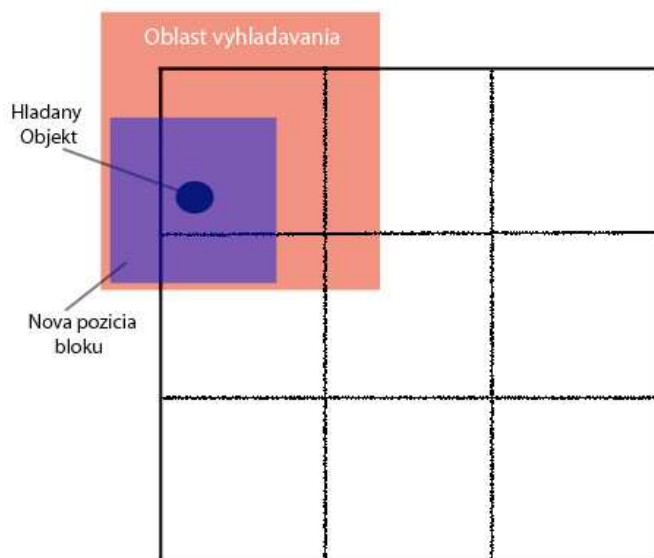
K účinnej predikcii hodnôt pixelov po sebe časovo nasledujúcich obrázkov sa používa pohybová estimácia. Úlohou je odhadnúť veľkosť a smer posunutia, na ktorých súradniciach sa nachádzali vyhľadávané objekty súčasného obrázku v obrázku predchádzajúcom. Najznámejším a najpoužívanejším je registračný algoritmus Blokového porovnávania (BMA - Block Matchng Algoritmus) [20]-[26]. Táto technika sledovania je určená 3 hlavnými časťami: určenie veľkosti bloku, vyhľadávacia metóda a výber vhodného kritéria [20].

Súčasný obrázok rozdelíme na bloky rovnako veľké a hľadáme najzhodnejší blok v prechádzajúcom (napr. referenčnom) obrázku. Pri porovnávaní je pohyb bloku po obrázku obmedzený na určitú oblasť vyhľadávania, v ktorej sa budeme v čase vyhľadávania pohybovať (Obr.36).



Obr.36 Na obrázku vidíme umiestnenie bloku v referenčnom obrázku R

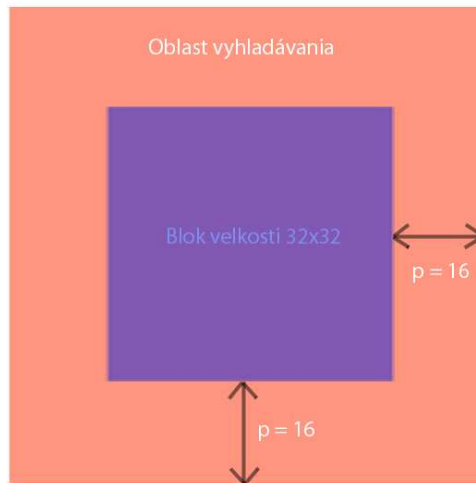
Cieľom je nájsť najpodobnejších blokov medzi dvoma obrázkami a výpočet pohybového vektoru medzi nimi. Takéto pohybové vektory získame z každého bloku rozdeleného obrázku(Obr.37). Algoritmus BMA predpokladá iba posun a nie rotáciu hľadaných blokov. Algoritmy uvedené nižšie sú popísané v bodoch pre lepšie pochopenie danej problematiky.



Obr. 37 Na obrázku vidíme presun bloku v oblasti vyhľadávania v aktualnom obrázku A

Dôležitú úlohu má taktiež parameter maximálneho posunutia p , ktorý nám určuje oblasť vyhľadávania v obrázku (Obr.38). Tento parameter si pevne volíme na začiatku algoritmu v závislosti na požadovanej veľkosti oblasti vyhľadávania. Prehľadávaná je teda väčšia oblasť a tým pádom je väčšia pravdepodobnosť, že nájdený blok je ten správny. Pri voľbe veľkosti bloku a parametru p musíme brať do úvahy, že čím vyššiu hodnotu bloku alebo parametru zvolíme, tým bude algoritmus časovo náročnejší. My sme si túto hodnotu zvolili v závislosti na veľkosti bloku B a to podľa vzťahu: $p = \frac{B}{2}$.

V našom prípade sme si volili $B = 32$ a teda parameter $p = \frac{32}{2} = 16$.



Obr.38 Oblasť vyhľadávania, veľkosť bloku a parameter p

Vyhľadávacím kritériom totožnosti blokov medzi jednotlivými obrázkami je nákladová funkcia. Existuje veľa druhov nákladových funkcií [20], [22], my sme si zvolili *priemernú absolútnu chybu* MAD (Mean Absolute Difference) daná rovnicou nižšie. Výhoda tejto funkcie je hlavne jej nízka časová náročnosť [23]. Inou funkciou by mohla byť napr. stredná kvadratická odchýlka MSE (Mean square error) [23].

$$MAD(d_1, d_2) = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=1}^{N-1} |A(i, j, N) - R(i + d_1, j + d_2, N)|$$

$$MSE(d_1, d_2) = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=1}^{N-1} [A(i, j, N) - R(i + d_1, j + d_2, N)]^2$$

kde N je veľkosť strany štvorcového bloku, (d_1, d_2) hodnoty posunu pixelu bloku, $A(i, j, N)$ označuje intenzitu jedného pixelu so začiatočnými súradnicami (i, j)

v aktuálnom obrázku o veľkosti bloku N a $R(i + d_1, j + d_2, N)$ označuje intenzitu jedného pixelu s posunutými súradnicami o (d_1, d_2) v referenčnom obrázku o veľkosti bloku N . V našom prípade minimalizujeme rozdiel medzi vybraným blokom v referenčnom obrázku a porovnávaným blokom z aktuálneho obrázku.

Pri algoritme Block Matchng je nutne zvoliť akým spôsobom budeme obrázok prehľadávať a bloky porovnávať. My sme si zvolili implementačne jednoduché, ale časovo najnáročnejšie riešenie prehľadávania s istotou nájdenia najsprávnejšieho výsledku. Vyhľadávanie je známe pod názvom *úplné* alebo *vyčerpávajúce* (Exhaustive / Full Search) [24], [26]. Algoritmus vypočítava nákladovú funkciu na každej možnej pozícii bloku. Po skončení všetkých výpočtov pre daný blok z aktuálneho obrázku sú hodnoty nákladovej funkcie porovnané a blok s najmenšou chybou je práve náš hľadaný blok v referenčnom obrázku.

Ako ďalšie druhy výpočtu pohybovej estimácie s nižším zaťažením môžeme uviesť napr. logaritmickej výber [23], troj-krokový výber (three-step search) [25] alebo hierarchický výber [21]. Nevýhodou týchto iných vyhľadávacích postupov je, že nemusia dospieť ku globálnemu minimu, ale k lokálnemu minimu použitej nákladovej funkcie.

Algoritmus 1: Všeobecný popis algoritmu Block Matching

1. **Vstup:** veľkosť bloku B , veľkosť parametru p , počet vstupných obrázkov N , referenčný obrázok R a aktuálny obrázok A .
 2. **Cyklus 1:**
 - 2.1. Načítajte referenčný obrázok R a aktuálny obrázok A
 - 2.2. Rozdeľte obrázok A a obrázok R na mriežku rovnako veľkých blokov.
 - 2.3. **Cyklus 2:** Pre jeden blok
 - 2.3.1. Pre blok v obrázku R nájdite najpodobnejší blok v obrázku A s najmenšou priemernou absolútnou chybou MAD, tak že budete prehľadávať celú oblasť vyhľadávania (Obr.38) obrázku A v rastrovom poradí.
 - 2.3.2. Vráť nájdenu pozíciu bloku v obrázku A
 - 2.3.3. Vypočítajte veľkosť vektorov posunutia blokov medzi obrázkami A a R
 - 2.3.4. *Cyklus 2* opakuj pre ďalšie bloky v aktuálnom obrázku A
 3. *Cyklus 1* opakujte pre ďalšie vybrané obrázky A a R z posledne nájdenej pozícií.
 4. **Výstup:** Pohybové vektory získané pre každý skúmaný blok pre každú dvojicu obrázkov A a R .
-

4.7.3. Zistenie pomeru modulu pružnosti pomocou BMA

Po aplikácii algoritmu BMA, ktorý nám zabezpečil nájdenie rovnakých blokov posunutých medzi dvoma obrázkami, sme vypočítali o koľko pixelov sa jednotlivé vrstvy pri kompresii fantómu posunuli. Na základe znalosti posunu vieme určiť pomer modulu pružnosti jednotlivých vrstiev (*Algoritmus 2*).

Algoritmus 2: Algoritmus výpočtu pomeru modulu pružnosti jednotlivých vrstiev

1. **Vstup:** Počet bodov N , Referenčný obrázok A
2. Stanovte počet bodov N , ktoré budete chcieť sledovať pomocou algoritmu BMA a ručne ich naklikajte na rozhrania skúmanej vrstvy v referenčnom obrázku. Algoritmus je navrhnutý tak, že počet bodov N musí byť párne číslo. Body v intervale od $(1, \frac{N}{2})$ sú naklikané body prvého rozhrania a body v intervale $(\frac{N}{2}, N)$ sú naklikané body druhého rozhrania. Napr. ak $N = 60$, tak prvých 30 bodov, tj. $(1, \dots, 30)$, bude naklikaných na prvé rozhranie a zvyšných 30, tj. $(31, \dots, 60)$ bude naklikaných na druhé rozhranie (Obr.39)

3. Vypočítajte vzdialenosť ℓ_0^i bodu 1 z prvého rozhrania a bodu $\frac{N}{2}$ z druhého rozhrania, následne pokračujte vo výpočte vzdialenosti $1+i$ a $\frac{N}{2}+1$. Napr. vzdialenosť medzi 1 a 31 bodom, 2 a 32 bodom, atď.

Vzdialenosť je počítaná stále medzi dvoma vrstvami. ℓ_0^i sa mení pre každú dvojicu bodov, pretože rozhranie nie je rovnomerné.

4. Po spustení algoritmu BMA vypočítaj novú vzdialenosť ℓ^i nájdených bodov jedného rozhrania medzi bodmi druhého rozhrania. Vzdialenosť je počítaná ako v bode 2 tohto algoritmu.

5. Vypočítaj relatívne stlačenie ε_m pre vybranú vrstvu m , medzi bodmi i

podľa vzťahu
$$\varepsilon_{m,i} = \frac{\ell^i - \ell_0^i}{\ell_0^i}$$

6. Opakuj body 1 až 4 pre ďalšiu vybranú vrstvu vo fantóme. (Z prvej vrstvy získame relatívne stlačenie ε_1 a z druhej vrstvy získame ε_2).

7. V tomto kroku nasleduje výpočet pomeru stlačenia prvej a druhej vrstvy

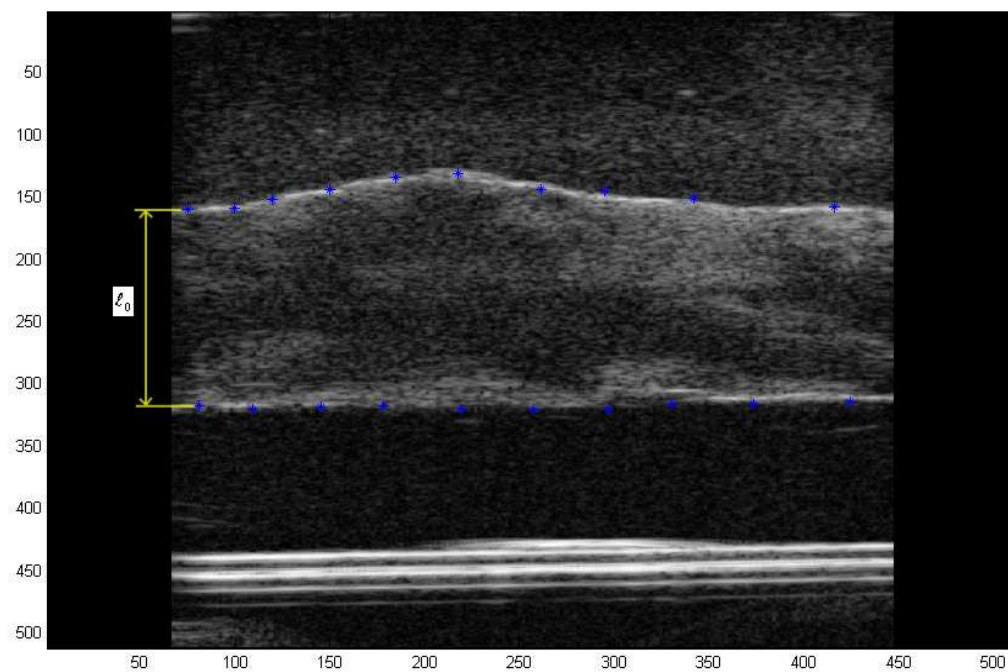
$$\frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_2}$$

a následné získanie hľadaného pomeru modulu pružnosti medzi

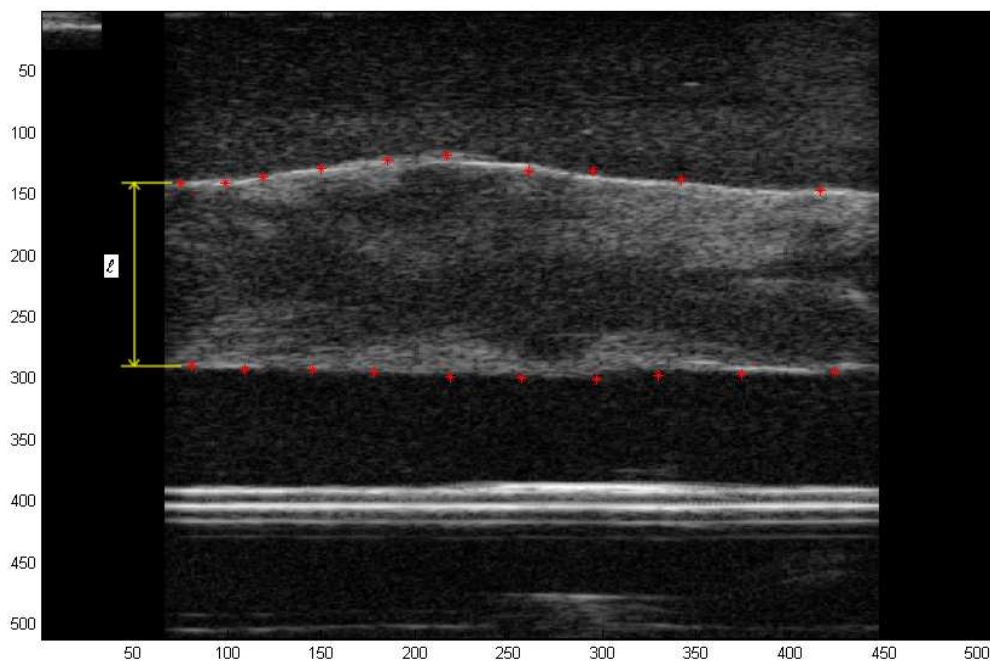
týmito vrstvami
$$\frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_2} = \frac{E_2}{E_1}.$$

8. Výstup: Pomery stlačenia medzi skúmanými vrstvami.

Obr.39 je referenčný obrázok (prvý zo sekvencie ultrazvukových obrázkov, *Data: FirstHard*), do ktorého sme si naklikali body (modré hviezdičky) podľa popísaného *Algoritmu 2*. Použitím algoritmu Block-matching sme sledovali posun nami určených bodov. Na Obr.40 je aktuálny obrázok (posledný zo sekvencie ultrazvukových obrázkov, *Data: FirstHard*), v ktorom sú znázornené sledované body po posunutí.

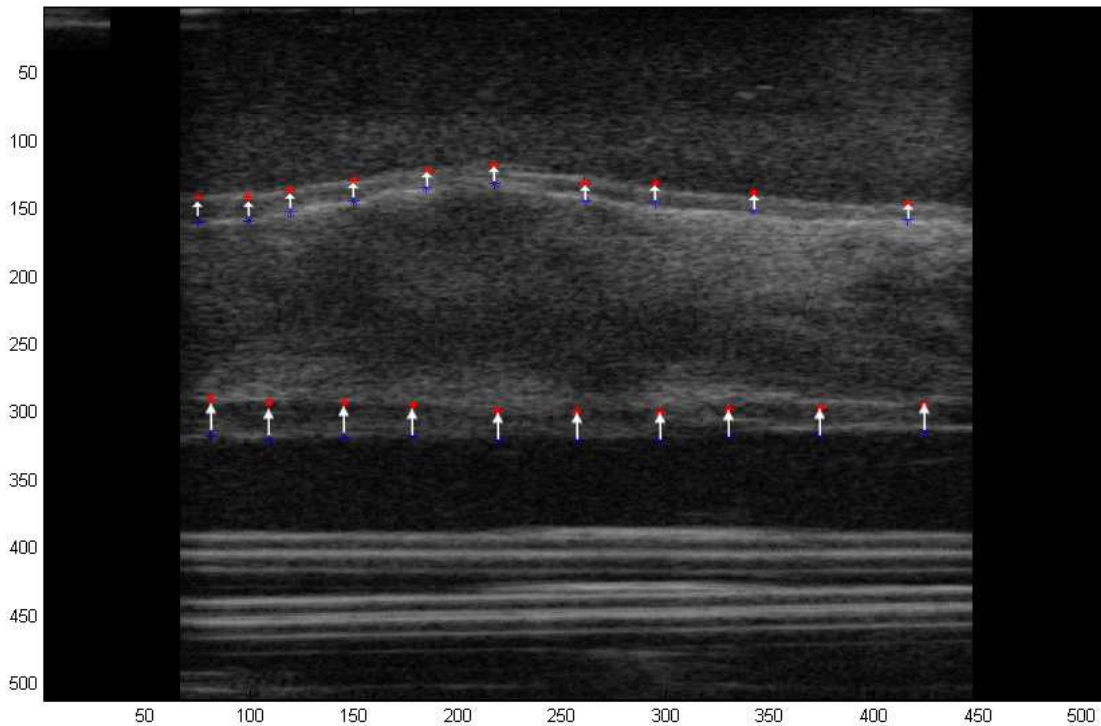


Obr.39 Po naklikaní bodov (modrých hviezdíček) do referenčného obrázku R sme spustili algoritmus BMA.



Obr.40 Výsledný obrázok zobrazuje sledované body po spustení algoritmu BMA. Červené body sú sledované modré body z referenčného obrázku Obr.39.

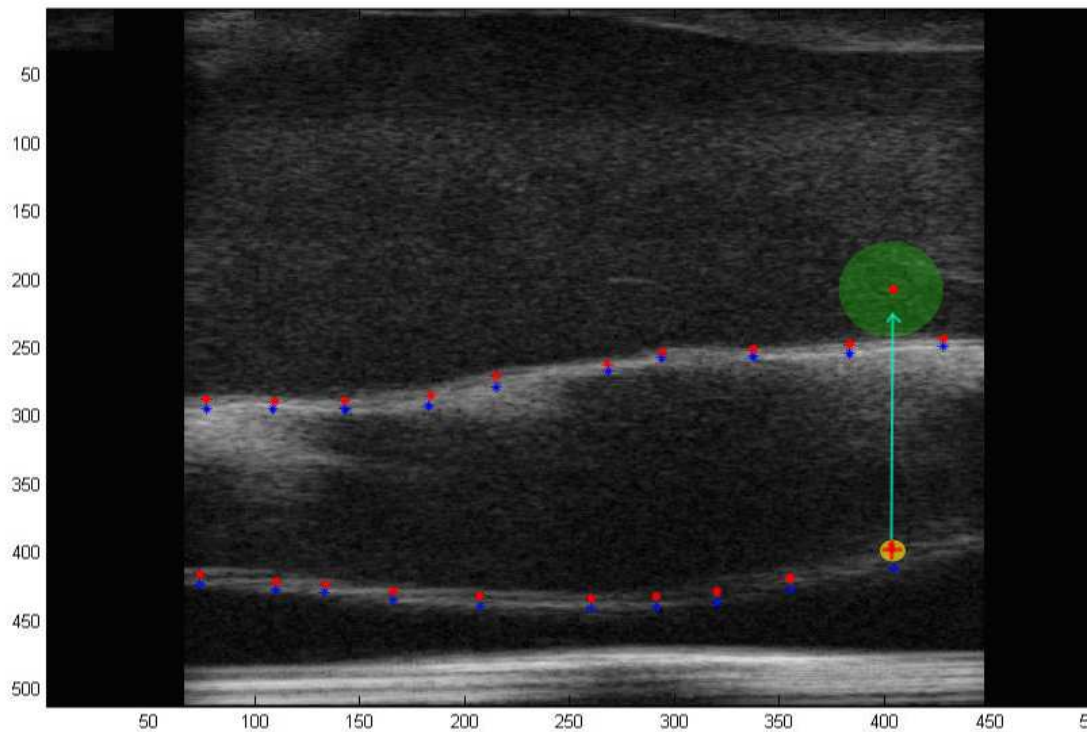
Pre lepšiu predstavu nám slúži Obr.41, ktorý bol vytvorený prekrytím referenčného obrázku s výsledným aktuálnym obrázkom pomocou zníženia prievitnosti o 50%. Biele šípky nám znázorňujú pohybové vektory, ktoré nám určujú veľkosť posunutia medzi obrázkami a smer, kde sa sledovaný bod presunul.



Obr.41 Obrázok vytvorený prekrytím referenčného obrázku s výsledným aktuálnym obrázkom
Biele šípky nám znázorňujú pohybové vektory.

Kvôli veľkému šumu ultrazvukových obrázkov a zároveň kvôli strate textúr počas snímania medzi obrázkami za sebou idúcimi, algoritmus BMA nenašiel vždy správne riešenie sledovaného bloku ako je znázornené na (Obr.42). V takom prípade sa javili hodnoty posunu skúmaného bodu medzi dvoma obrázkami príliš veľké a nezmyselné. Veľkosť posun u správne sledovaných bodov bol v rozmedzí 3-7 pixelov, avšak u chybné sledovaného bodu bol posun

pixelov 126 pixelov. Takéto body sme z meraní vyradili kvôli skresľovaniu konečných výsledkov. Tento prípad nastal iba pri vyhodnocovaní obrázkov (*Data: ThirdHard*) fantómu 3 z Tab.2 . Spôsob akým sme maximalizovali počet správne nájdených hodnôt bol naklikaním väčšieho počtu bodov na každé rozhranie a následne vylúčenie extrémne veľkých hodnôt posunutia medzi obrázkami.



Obr.42 Nesprávne sledovanie jedného bodu z referenčného obrázku kvôli strate textúry v aktuálnom obrázku. Obrázok vznikol prekrytím referenčného obrázku s aktuálnym obrázkom.

Po aplikácii algoritmu Block Matching na sekvencie obrázkov sme získali pomer tuhosti jednotlivých vrstiev podľa *Algoritmu 2* , ktorý sme následne porovnávali s výsledkami mechanických skúšok.

5. Experimenty

5.1. Funkčnosť procesu Zmrazovania a Rozmrazovania (ZaR)

V prvom experimente sme skúmali vplyv nedostatočného rozmrazenia fantómu. Na Obr.43 vidíme príklad takého fantómu. Na tomto pokuse sme si teda vyskúšali, že proces zmrazovania a rozmrazovania naozaj mení mechanické vlastnosti fantómu.



Obr.43 Vyťahovanie bubliniek injekčnou striekačkou z fantómu, na ktorom sme overovali vplyv nedostatočného roztopenia

Pri pokuse sme pozorovali, že rozmrazovanie objektu začalo najprv v okolí vonkajšej časti a postupne sa šírilo smerom do stredu. Pokusný fantóm sme po 3 hodinách rozmrazovania vložili do mraziaceho boxu na opätovné zmrazenie po dobu 12 hodín. Tento čas nebol postačujúci nato, aby sa fantóm roztopil úplne. Stred bol úplne zmrznutý v čase vloženia fantómu do mrazničky, avšak okraj bol roztopený (Obr.44).



Obr.44 Zobrazenie vnútornej a vonkajšej časti fantómu

Tento čiastočné nedokončený cyklus ZaR bol opakovaný 5 krát s rovnakou dobou rozmrazovania a dobou zmrazovania ako je spomenuté vyššie. Jednoduchou palpáciou, bez merania modulu pružnosti sme zistili, že vnútoraná časť fantómu bola znateľne mäkšia ako vonkajšia časť.

Taktiež na zmrznutom fantóme umiestnenom proti svetlu, bolo dobre vidieť, že vnútoraná časť má rozdielne vlastnosti ako vonkajšia časť fantómu. Bolo to spôsobené pravé neúplným rozmrazením fantómu, pri ktorom bola vonkajšia časť vystavená viacerým cyklom ZaR než vnútoraná (Obr. 45).



Obr. 45 Viditeľné rozdiely v hustote materiálu a priehľadnosti fantómu proti svetlu – vnútoraná časť bola na dotyk po rozmrazení citelne mäkšia pretože prešla menším počtom ZaR cyklov.

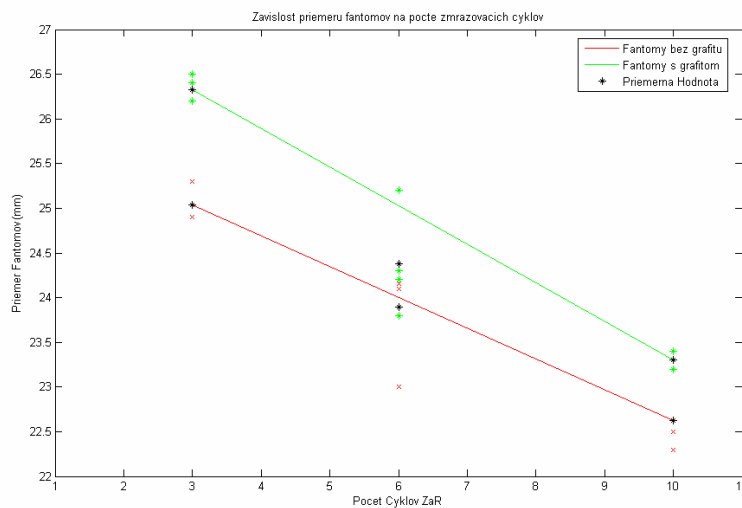
5.2. Experimenty pri mechanických skúškach

5.2.1. Rámcové hodnoty z prístroja BIONIX

Za účelom získania rámcových hodnôt zaťažovania bolo na 4 vytvorených fantómoch v tvare valce s počtom zmrazovacích cyklov 3 vykonaný pilotný experiment, ktorý nám ukázal ako materiál, z ktorého sú fantómy vyrobené, bude reagovať na stláčanie. Výsledky experimentu nám slúžili na zistenie či data z prístroja Bionix budú prínosné a či sa materiál správa lineárne alebo nelineárne. Skúška tlakom nám potvrdila elastickú deformáciu fantómov s malou hysteréziou.

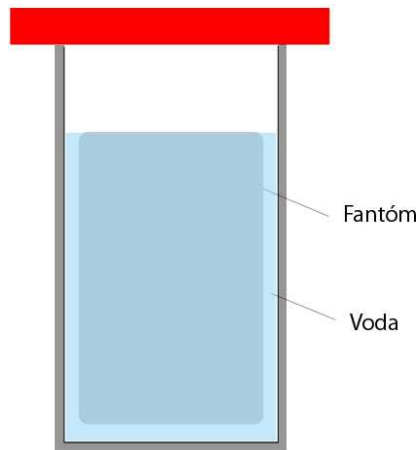
5.2.2. Spracovanie výsledkov mechanických skúšok

Keďže náš fantóm bol zložený z 90 % vody predpokladali sme, že priemer fantómu sa počtom ZaR cyklov bude meniť s dôvodu odparovania vody. Na nasledujúcom grafe môžeme vidieť závislosť priemeru grafitových a negrafitových fantómov na počte zmrazovacích cyklov (Obr.46).



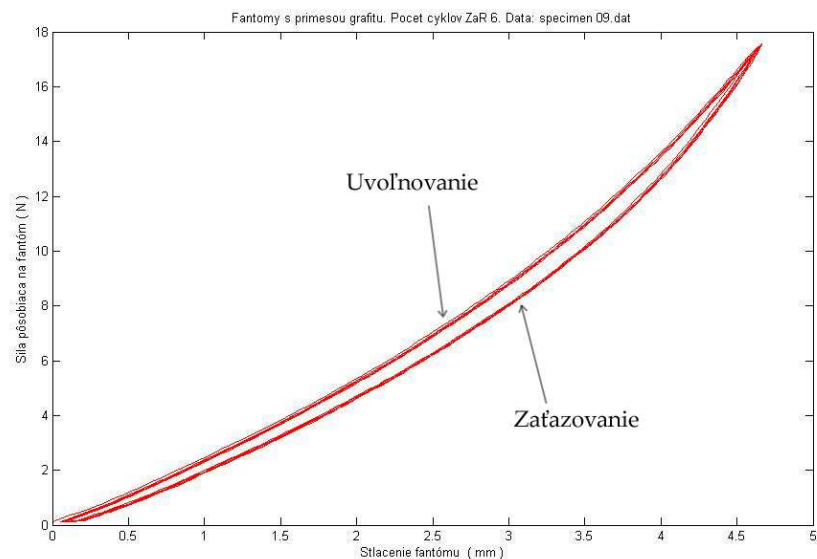
Obr.46 Závislosť priemeru fantómu na počte cyklov ZaR. Pôvodná hodnota priemeru fantómu bola 28 mm.

Po každom zmrazení sa priemer fantómu zmenšoval v priemere o 0.5 mm a výška nepriamo úmerne zvyšovala. Bolo to spôsobené tým, že po rozmrazení v uzavretej nádobe s fantómom zostávala neodparená voda a pri ďalšom zmrazení okolitá voda zmrzla rýchlejšie ako samotný fantóm. Voda teda vytvorila po stranách nádoby nový rovnomerný zmrznutý kruhový obal, ktorý mal každým ďalším cyklom ZaR menší priemer a väčšiu výšku. Fantóm sa teda nemohol ďalej rozpínať do strán ale jedine do výšky (Obr.47).

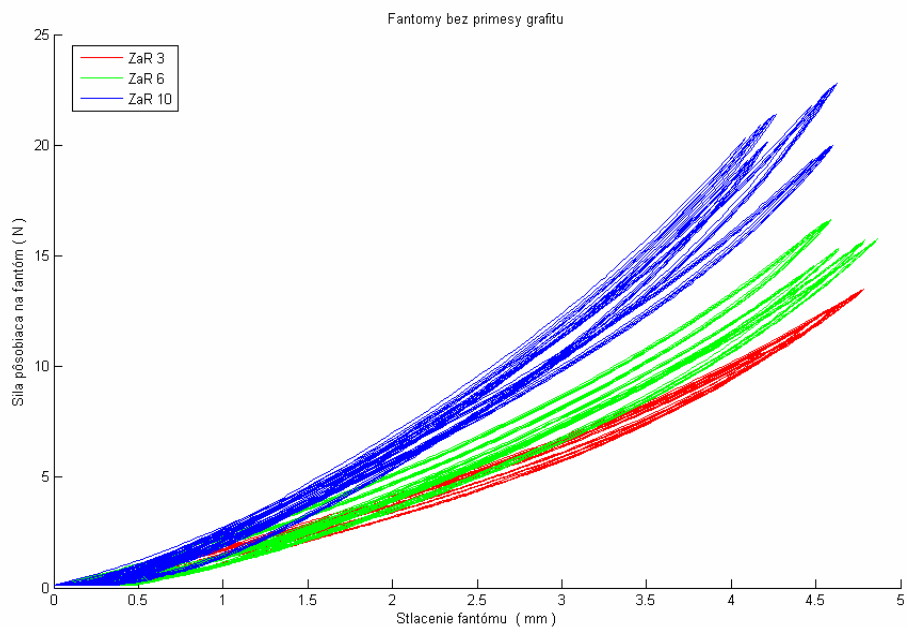


Obr.47 Vizualizácia zmrazenej vody v okolí fantómu. Pri zmrazovaní voda zmrzla skôr ako samotný fantóm.

Na spracovanie výsledkov sme použili programovací jazyk pre technické výpočty Matlab 7.1 [31] a Microsoft Excel 2003. Pri vykresľovaní jednotlivých charakteristík sme zistili nelineárne správanie charakteristík u všetkých testovaných fantómov a odozvu deformácie fantómu s malou hysteréziou (Obr.48).

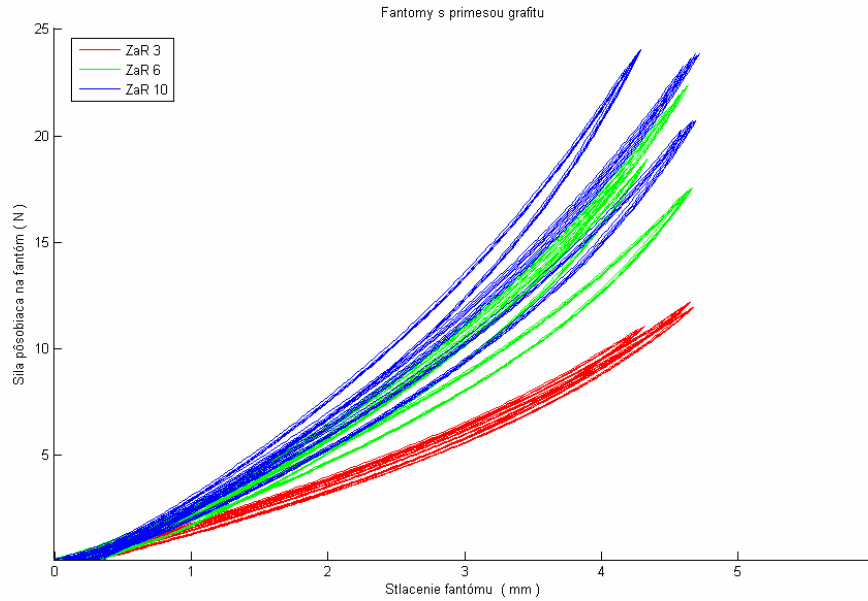


Obr. 48 Závislosť pôsobiacej sily a stlačenia fantómu u negrafitových fantómoch u specimen_09.dat



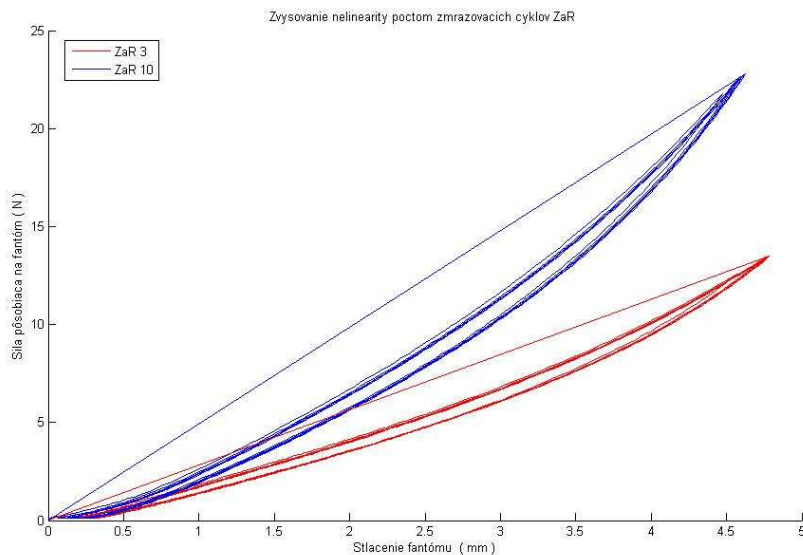
Obr.49 Závislosť pôsobiacej sily a stlačenia fantómu u negrafitových fantómoch. Na obrázku môžeme vidieť 3 druhy fantómov ZaR3, ZaR6, ZaR10 odlišené farbou. Z každej konfigurácie je fantóm stláčaný a uvoľňovaný 5 krát.

Grafy na Obr. 49 a Obr. 50 vyjadrujú závislosť pôsobiacej sily F a stlačení fantómu $\Delta \ell$. Zvyšovaním počtu cyklov u oboch typov fantómov sa zväčšuje aj hodnota modulu pružnosti E .



Obr.50 Závislosť pôsobiacej sily a stlačenia fantómu u grafitových fantómoch. Na obrázku môžeme vidieť 3 druhy fantómov ZaR3, ZaR6, ZaR10 odlišené farbou. Z každej konfigurácie je fantóm stláčaný a uvoľňovaný 5 krát.

Nelineárne správanie charakteristík sa vyskytovalo aj pri grafitových fantómoch. Zvyšovaním počtu cyklov ZaR sa zväčšovala aj nelinearita. Môžeme teda predpokladať, že pri ZaR1 bude závislosť približne lineárna, pretože hodnota nad úsečkou pri oboch krivkách naznačuje znižovanie vzdialenosti pri nižšom počte cyklov, teda i pokles nelineárneho správania(Obr.51).



Obr.51 Na tomto grafickom znázornení môžeme pozorovať efekt zväčšovania nelinearity so zvyšovaním počtov cyklov ZaR. Jedná sa o porovnanie fantómov bez grafitu a počtom cyklov ZaR 3 a ZaR 10.

Hodnotu modulu pružnosti sme určovali pomocou smernice regresnej priamky (*Algoritmus 3*). Prekladanie priamky prebiehalo lokálne a to podľa nasledujúceho postupu.

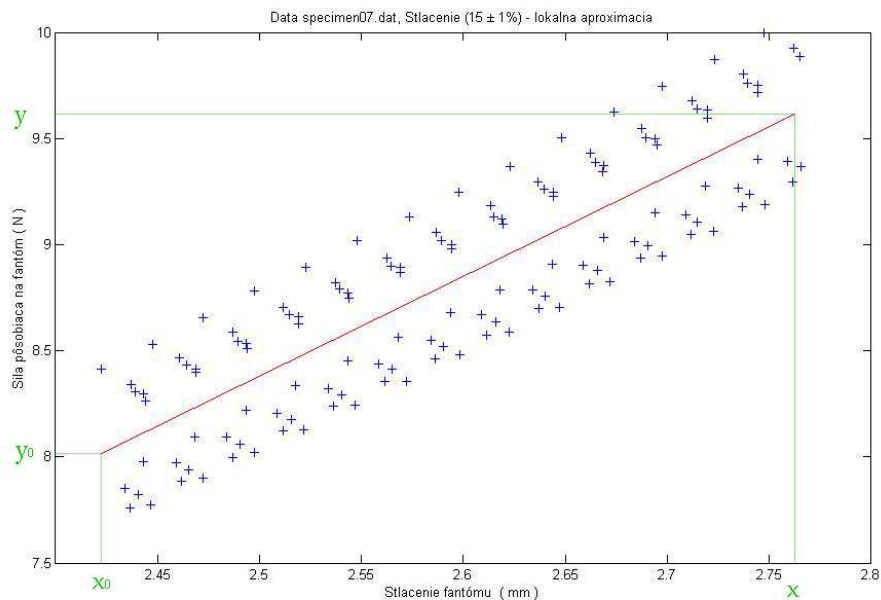
Algoritmus 3: Výpočet modulu pružnosti pomocou regresnej priamky

1. Určili sme si bod záujmu a veľkosť okolia tohto bodu (napr. 15 % stlačenie a okolie bodu 1%). Ďalej pracovali iba s bodmi z daného okolia (Obr.52)
2. Vypočítali sme si koeficienty regresnej priamky a , b podľa postupu popísanom v úvode pre priamku $y - y_0 = a(x - x_0) + b$ a následne určili smernicu a .

3. Na ose y bola umiestnená veličina sila F a na ose x bolo stlačenie Δl

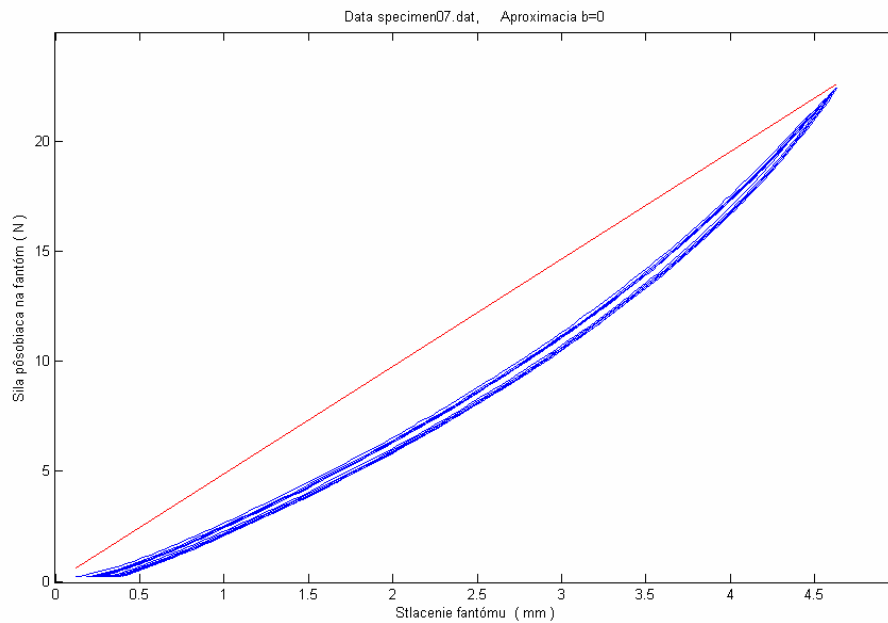
4. Modul pružnosti sme potom vypočítali zo vzťahu
$$E = \frac{F \cdot l_0}{S \cdot \Delta l}$$

Cieľom bolo stanoviť hodnoty modulu pružnosti v 5%, 10 % a 15 % predĺženia. Okolie bodov záujmu sme si stanovili na $\pm 1\%$. Na Obr. 52 môžeme vidieť časť bodov z dát specimen_07.dat z intervalu (15–1% , 15+1%), ktoré boli rozdelené pomocou popísaného *Algoritmu 3*. Body pod regresnou priamkou nám zobrazujú kompresiu fantómu a body nad priamkou nám zobrazujú relaxáciu fantómu po kompresii.



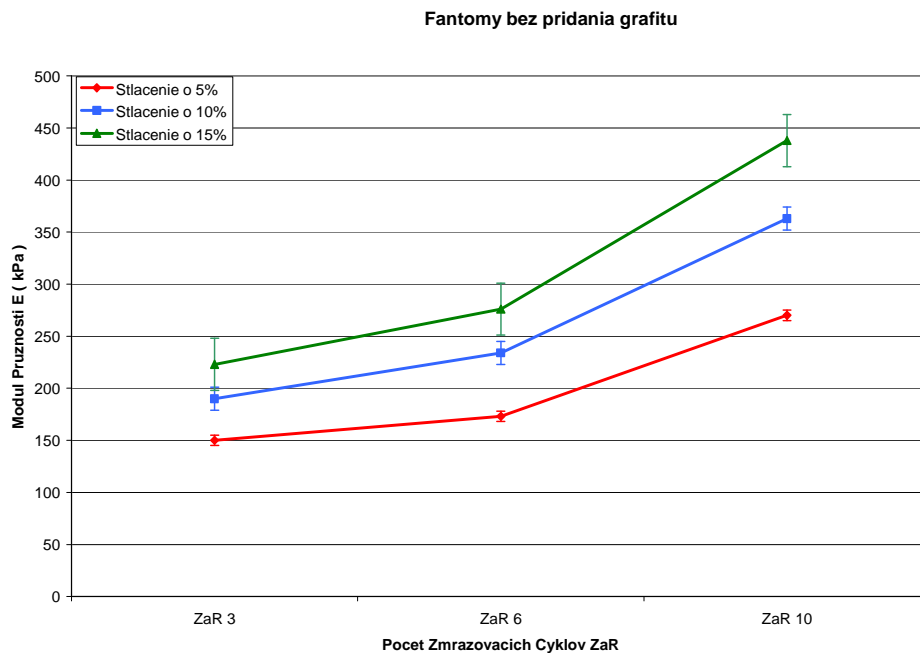
Obr.52 Príklad regresnej priamky z dát specimen_07.dat v $15 \pm 1\%$ predĺženia fantómu, kde $b \neq 0$. Modre krížiky okolo regresnej priamky (červene) nám znázorňujú uvoľňovanie a zaťažovanie v 5 cykloch.

Modul pružnosti sme vyhodnocovali na každom vzorku zvlášť v 5%, 10% a 15 % predĺženia. Keďže priemer výšok fantómov bol 18.15 mm a veľkosť nerovnosti pri výrobe sa pohybovala v rozmedzí 0.4 – 1.2 mm, nebolo možné vyhodnotiť Youngov modul pružnosti pri stlačení menej než 5 %, pretože pri stlačení menšom ako veľkosť nerovnosti, nedôjde k plnému kontaktu čelusti snímače. Vyššie hodnoty predĺženia nebolo vhodné vyhodnocovať, pretože viac ako 15 % stláčania, by na ľudskom organizme mohlo byť pre pacienta nepríjemné.

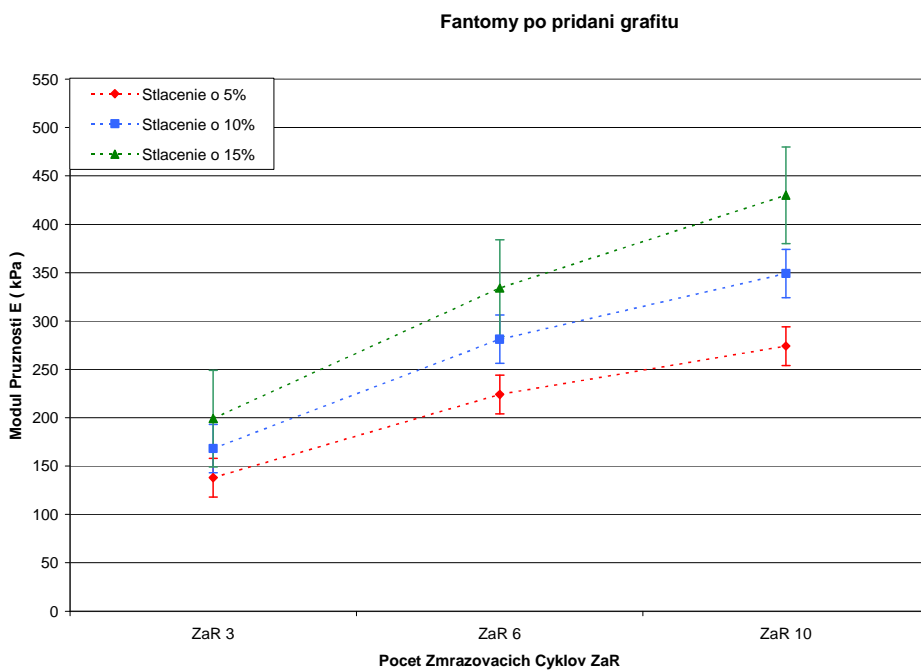


Obr.53 Príklad regresnej priamky z dát specimen_07.dat, kde $b=0$

Na vyhodnocovanie takýchto data pre nás nebolo vhodné použiť regresnú priamku v tvare $y = a \cdot x + b$, kde $b=0$, kvôli veľkej nelinearite v celom pracovnom diagrame. Ďalším spôsobom by bolo možné použiť aproximáciu vhodnou exponenciálou.

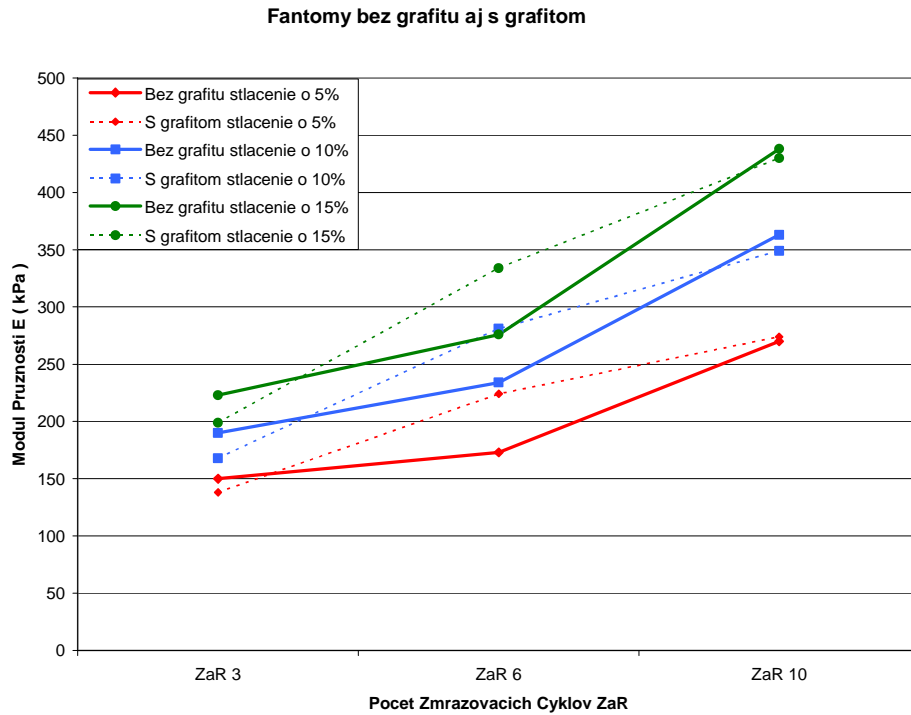


Obr.54 Závislosť modulu pružnosti na zmrazovacích cykloch u negrafitových fantómov s 99 % intervalom spoľahlivosti

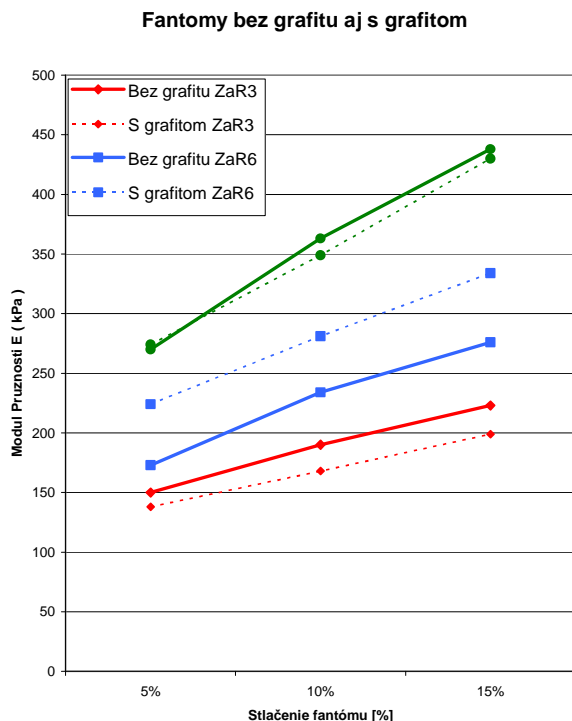


Obr.55 Závislosť modulu pružnosti na zmrazovacích cykloch u grafitových fantómov s 99 % intervalom spoľahlivosti

Z obrázkov Obr. 54, Obr. 55, Obr. 56 Obr.57 je vidieť, že závislosť stlačenia a modulu pružnosti je monotónna. Zvyšovaním zmrazovacích a rozmrazovacích cyklov sa zvyšuje aj modul pružnosti. Na základe týchto výsledkov bude možné vyrobiť fantóm s požadovaným modulom pružnosti.



Obr.56 Porovnanie závislosti modulu pružnosti na cykloch ZaR u oboch typov fantómov.



Obr.57 Porovnanie závislosti modulu pružnosti na stlačení u oboch typov fantómov.

Pri vyhodnocovaní výsledkov sme používali základne štatistické postupy popísané nižšie. Pravdepodobnostné rozdelenia sú dané hodnotami svojho parametra (jedného či viac). Najpoužívanejšími parametrami sú μ - stredná hodnota, σ^2 - rozptyl. Častou úlohou štatistiky je odhadnúť neznámu hodnotu niektorého z týchto parametrov na základe poskytnutých dát [43]. Ak odhadujeme vybraný parameter jediným číslom, hovoríme o bodovom odhade. V našom prípade sme určovali obojstranný intervalový odhad spoľahlivosti, pretože bodový odhad neurčuje dostatočne odhadovaný parameter, neobsahuje v sebe informáciu o tom, o koľko sa odhad odchyľuje od skutočnej hodnoty parametru. Hodnota spoľahlivosti, značená ako $1 - \alpha$ udáva pravdepodobnosť,

z ktorej je skutočná hodnota hľadaného parametru, pokrytá nájdeným intervalom. My hľadáme 99% interval spoľahlivosti, teda $\alpha = 0.01$. Naším cieľom bolo určiť interval spoľahlivosti pre parameter μ pri neznámom σ^2 .

Počet hodnôt n , z ktorých sme určovali interval spoľahlivosti bol $n = 4$ (4 fantómy z každej konfigurácie). Najprv sme si vypočítali priemer $\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$,

výberový rozptyl $s_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}$. Keďže v našom prípade sa jednalo

o prípad $n < 30$, použili sme vzorec pre obojstranný interval s t-kvantilmi.

V tabuľkách t-kvantilov si nájdeme $t_{1-\frac{\alpha}{2}}$ čo je 0.995 pre $n-1$ stupňa voľnosti.

Dosadením do vzťahu pre Študentovo rozdelenie vypočítame interval spoľahlivosti [34]:

$$P\left(\bar{x} - t_{1-\frac{\alpha}{2}} \frac{s_x}{\sqrt{n}} < \mu < \bar{x} + t_{1-\frac{\alpha}{2}} \frac{s_x}{\sqrt{n}}\right) = 1 - \alpha$$

V prípade, že by $n > 30$, použili by sme vzorec pre obojstranný interval s u-kvantilmi.

V Tab.3 môžeme vidieť vyhodnotenie modulu pružnosti E s odchýlkou, pre každú konfiguráciu fantómu samostatne.

Vyhodnotenie modulu pružnosti E v kPa					
Fantóm	Cyklus ZaR	Prímes	Stlačenie 5%	Stlačenie 10%	Stlačenie 15%
A	3	-	150 ± 3	190 ± 9	223 ± 4
B	3	grafit	138 ± 15	168 ± 20	199 ± 26
C	6	-	173 ± 18	234 ± 11	276 ± 7
D	6	grafit	224 ± 33	281 ± 24	334 ± 22
E	10	-	270 ± 30	363 ± 22	438 ± 32
F	10	grafit	274 ± 21	349 ± 48	430 ± 71

Tab.3 Vyhodnotenie modulu pružnosti E všetkých konfigurácii pre 5%, 10%, 15% stlačenia fantómov.

5.3. Experimenty s UZ obrázkami a pohybovou estimáciou

5.3.1. Spracovanie výsledkov pohybovej estimácie

Na overenie správnosti nameraných hodnôt pohybovej estimácie sme si na začiatku pokusu vytvorili tabuľku odhadu pomerov (Tab.4) pomocou výsledkov pomerov z mechanických skúšok (bunky s červeným písmom a bielou farbou pozadia). Tieto pomery sme si vypočítali pre každé stlačenie samostatne a potom sme hodnoty spriemerovali a to z dôvodu, že pri tlačení rukou na fantóm nevieme odhadnúť okamžitú silu stlačania. Odhad bolo robený nezávislé na výsledkoch pohybovej estimácie. Hodnoty boli dopočítané pomocou aritmetickej postupnosti čísel.

Pomocou vyššie popísaných algoritmov tykajúcich sa pohybovej estimácie (*Algoritmus 1 a 2*) sme dospeli k týmto pomerom modulov pružnosti medzi jednotlivými vrstvami (Tab.4). Tabuľka obsahuje pomery modulov pružnosti z mechanických skúšok (bunky v tabuľke s červeným písmom a bielym pozadím), pomery získané pomocou algoritmu BMA (bunky s čiernym písmom a farebným pozadím oranžová, modrá, fialová). Každá farba vyjadruje jeden fantóm. Pre lepšiu orientáciu v tabuľke uvedieme príklad: Hodnota pomeru **2.28** (výsledok z pohybovej estimácie) označená oranžovou farbou je pomer vrstvy s počtom cyklov ZaR 3 k vrstve s počtom cyklov ZaR 1.

Po dokladom porovnaní hodnôt získaných z mechanických skúšok a pohybovej estimácie môžeme usúdiť, že na sebe nezávislé merania dávajú veľmi podobné výsledky. Hodnoty pohybovej estimácie vyhovujú hodnotám odhadovanej postupnosti čísel a odhad hodnôt bol teda správny.

Odhad a výpočet pomerov modulu pružnosti E medzi jednotlivými vrstvami

	ZaR 1	ZaR 2	ZaR 3	ZaR 4	ZaR 5	ZaR 6	ZaR 7	ZaR 8	ZaR 9	ZaR 10
ZaR 1		2.2	2.28	2.5	2.65	2.8	3.10	3.15	3.25	3.4
ZaR 2			1.72	1.70	1.94	2.05	2.16	2.20	2.38	2.49
ZaR 3				1.44	1.57	1.62±0.1	1.67	1.80	1.92	1.98±0.3
ZaR 4					1.27	1.34	1.41	1.44	1.55	1.62
ZaR 5						1.14	1.21	1.27	1.28	1.40
ZaR 6							1.05	1.11	1.17	1.22±0.2
ZaR 7								1.05	1.10	1.16
ZaR 8									1.04	1.10
ZaR 9										1.04
ZaR 10										

Tab.4 Odhad a výpočet pomerov modulu pružnosti E medzi jednotlivými vrstvami. Každé číslo v tabuľke označuje pomer modulu pružnosti medzi dvoma vrstvami. Pomery s farebným pozadím nám ukazujú výsledky pohybovej estimácie. 3 farby = 3 fantómy

5.4. Hodnoty modulu pružnosti u reálneho tkaniva

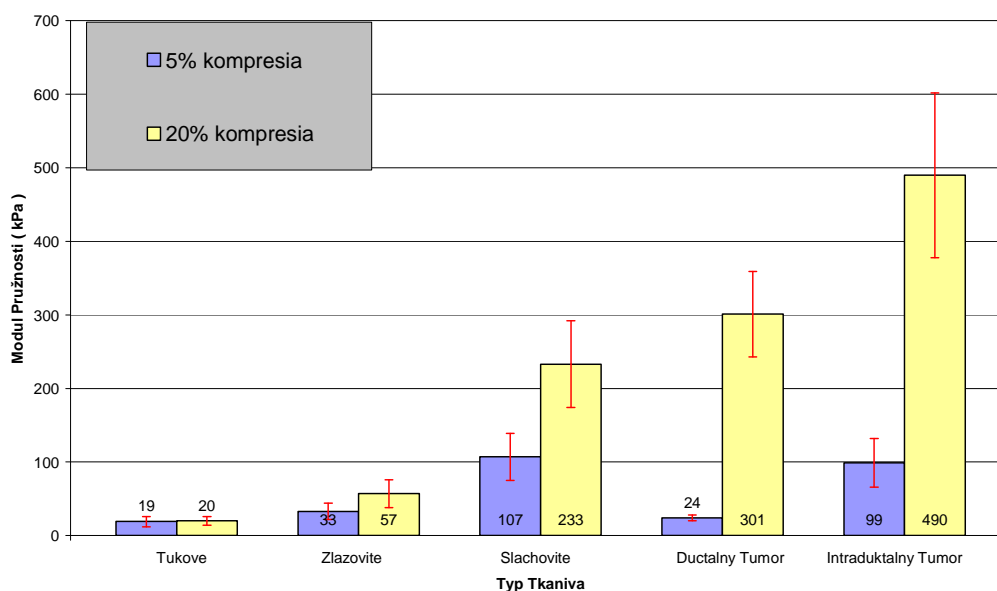
Pre porovnanie výsledkov našich experimentov sme si vytvorili tabuľku hodnôt modulov pružnosti rôznych druhov tkanív v prsníku (Tab.5) [1]. Keďže v literatúrach sme našli uvedené moduly pružnosti len pre 5 % a 20 % stlačenia, odhadli a dopočítali sme si hodnoty pre 10 % a 15 % pomocou aritmetickej postupnosti čísel, pre lepšie porovnanie našich výsledkov.

Modul pružnosti E (kPa)				
Typ Tkaniva	5% kompresia	10% kompresia	15% kompresia	20% kompresia
Tukové tkanivo	19 ± 6	19 ± 6	20 ± 7	20 ± 7
Žľazovité tkanivo	33 ± 11	41 ± 14	49 ± 16	57 ± 19
Šlachovité tkanivo	107 ± 32	149 ± 41	191 ± 50	233 ± 59
Ductálny tumor	24 ± 50	116 ± 52	208 ± 55	301 ± 58
Intraductálny tumor	93 ± 33	225 ± 59	357 ± 85	490 ± 112

Tab.5 Hodnoty modulu pružnosti pre tkaniva v prsníku

Pre názornejšiu predstavu porovnania modulu pružnosti rôznych druhov tkanív slúži nasledujúci graf (Obr.58). Tabuľka a graf porovnávajú deformáciu rovnakých tkanív pri kompresii 5% až 20%. Značnú zmenu je vidieť práve pri ductálnom tumore, kde hodnota modulu pružnosti sa prudko zvyšuje zvyšovaním tlaku. Pri kompresii 20 % vidíme, že modul pružnosti u týchto dvoch tkanív sa líši približne 5 krát.

Porovnanie modulu pružnosti u rôznych druhov tkanív v prsníku



Obr. 58 Grafické znázornenie kompresie 5% a 20% pre rôzne druhy tkaniva.

6. Záver a Diskusia

PVA-C je vhodným materiálom na výrobu rozťažných fantómov pre ultrazvukovú elastografiu vďaka svojim elastickým vlastnostiam. Proces zmrazovania a roztápania bol dobrým spôsobom ako zvoliť počiatočnú tuhosť požadovaného fantómu. Vďaka tomuto výskumu budeme schopní vyrobiť fantóm s požadovanými rozmermi a elastickými vlastnosťami. Modelovanie fantómov podľa popísaného postupu je jednoduché, avšak časovo náročné.

Youngov modulu pružnosti, ktorý sa pohyboval v rozmedzí 150 – 430 kPa pre počet cyklov ZaR3 a ZaR10, sme merali na zariadení pre mechanické skúšky. Ďalej sme implementovali jednoduchú elastografickú metódu stláčania fantómu ultrazvukovou sondou a porovnali tieto výsledky z výsledkami meraní deformačných skúšok BIONIXu 858. Modul pružnosti získaný z mechanických skúšok bol získavaný lokálne po častiach z okolia 5%, 10% a 15% stlačenia fantómu pomocou lineárnej aproximácie.

Porovnaním našich výsledkov z výsledkami rešeršných štúdií uvedených v úvode, môžeme usúdiť, že výsledky sú takmer zhodné. Malé odchýlky mohli byť spôsobené inými podmienkami pri výrobe fantómov. U našich fantómov sa pri zvyšovaní počtu cyklov priemer fantómov stále znižoval, u rešeršných štúdií sa priemer začal ustáľovať pri ZaR5.

Pri porovnaní grafitových a negrafitových fantómov sme zistili, že mechanické vlastnosti sa najviac odlišujú pri počte cyklov ZaR6 (odchýlka o 50 kPa) a najviac zhodujú pri ZaR3 a ZaR10 (rozmedzie odchýlok 10-20 kPa). Preto by sme v ďalších výskumoch navrhovali vyrábať fantómy s nižším množstvom grafitu. Pri pohľade na smerodajne odchýlky modulov pružnosti môžeme usúdiť, že príprava reprodukovateľných grafitových fantómov pri ZaR10 je dosť zložitá a najjednoduchšia je práve pri negrafitových fantómoch pri ZaR3.

Z dôvodu nezahrnutia fantómov s počtom cyklov ZaR1 do nášho pilotného návrhu, sme neboli schopní overiť predpoklad, či sa pri znižovaní počtu cyklov ZaR stáva charakteristika z Obr. 38 lineárnejšou alebo nie. Pri ďalších výskumoch by sme teda navrhovali vyrobiť fantómy všetkých možných konfigurácii od ZaR1 po ZaR10 a zároveň pokúsiť sa opracovať plochy valca fantómov tak, aby výsledky bolo možné vyhodnocovať aj pri 1% stlačenia fantómu. Zároveň by bolo potreba zmerať tuhosť pri 20% stlačenia fantómu.

Algoritmus blokového porovnávania dokazoval, že je primeranou a úspešnou technikou pri sledovaní pohybujúcich sa objektov medzi dvoma obrázkami. Pri implementácii a testovaní tohto algoritmu sme prišli k záveru, že veľkosť parametru oblasti vyhľadávania nemá tak veľký vplyv pri detekcii pohybu sledovaných častí ako práve veľkosť stanoveného bloku.

Pri komplexnom porovnaní výsledkov našich experimentov meraných na syntetických tkanivách sme prišli k záveru, že modul pružnosti reálneho ľudského tkaniva, bol porovnateľný. Pri detailnejšom výskume v oblasti výroby a elastografie budeme určite schopní vytvoriť fantóm ľubovoľného tvaru a s elastickými vlastnosťami podľa dopredu požadovaných parametrov.

Bibliografia

- [1] J.Ophir, F.Kallel, "Elastography, Optical and acustical imaging of biological media ", C. R. Acad. Sci Paris,t.2, Serie IV, p. 1193 – 1212, New York, 2001.
- [2] K. Chu, K. Jordan, "Manufacturing PVA-Fricke gels – a beginner` guide", Personal communication, Lexington, KY, 2001
- [3] M. Surry, B. Austin, M. Fenster, "Poly(vinyl alcohol) cryogel phantoms for use in ultrasound and MR imaging ", Phys. Med. Biol. 49, p.5529 - 5546, Canada, 2004.
- [4] T. Hall, M. Bilgen, "Phantom Materials for elastography", IEEE Transactions on ultrasonic, ferroelectrics and frequency control, Vol.44, NO.6, p.1355 – 1365, 1997.
- [5] J. Kybic and D. Smutek, "Estimating elastic properties of tissues from standard 2d ultrasound images", *Progress in Biomedical Optics and Imaging*, Proceedings of SPIE, Vol.6, p.184-195, USA, 2005.
- [6] J. Fromageau, J.Gennisson, "Estimation of PVA mechanical properties with four ultrasound elastography methods and comparision with gold standard testing", IEEE Transactions on ultrasonic, ferroelectrics and frequency control, Vol. 54, NO.3, pp.498-509, France 2007
- [7] E. Brusseau, J. Fromageau, "Local Estimation of RF Ultrasound signal Compression for Axial Strain Imaging: Theoretical Development and Experimental Results", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine,Vol.24, NO.4, pp.86-94, France 2002
- [8] K.C. Chu, B.K.Rutt, "An ideal fantom material for MR studies of arterial Flow Elasticity", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 37, pp.314-319, London 1997

- [9] L. Markosian, "A motion-compensated filter for ultrasound image sequence", Rhode Island 1996
- [10] J. Jain, A. Jain, "Displacement measurement and its application in interframe image coding", *IEEE transactions on communication*, Vol. 29, No. 12, pp.1799-1808, England 1981
- [11] E. L.Madsen, J. A Zagzebski, R. A. Banjavic, "Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms," *Med. Phys.*, vol. 5, pp.391-394, 1978
- [12] E. L.Madsen, J. A Zagzebski, G.R. Frank, "Oil gelatin dispersions for use as ultrasonically tissue-mimicking materials," *Ultrason. Med. Biol.*, vol. 8, no. 3, pp 277-287, 1982
- [13] J. Hanus, J. Zahora, "Teaching phantom for ultrasound imaging," *Med. Tech.* Vol. 33, No 3, pp. 80-83, Czech Republic 2002
- [14] B. Fornage, "A simple phantom for training ultrasound needle biopsy using freehand technique", *Journal of ultrasound in Medicine*, Vol.8, p.701-703, 1989
- [15] G. Baun, "Comparison of the performance of commercial ultrasound breast scanners versus laboratory instruments" *Journal of clinical Ultrasound*", 11, 405-413, 1983
- [16] W. Aoudi, H. Leibgott, A. Needels, "Estimation methods for flow imaging with high frequency ultrasound", *Ultrasonics* 44, pp.135-140, 2006
- [17] M. Mora, C. Tauber, H. Batatia, "2D local heart motion estimation using level sets and hierarchical B-Splines", Vol.33,pp.513-516 France 2006
- [18] K.Chu, E.Delp, "Detecting left ventricular endocardial and epicardial boundaries by digital two dimensional echocardiography" *IEEE Transaction on Medical Imaging*, Vol.7, NO.3, pp.81-90, 1988
- [19] M. Zehrouni, M. Rachedine, "Ultrasonic calibration material and method", *US patent* 5,196,343, 1993

- [20] A. Gyaourova, C. Kamath, S-C. Cheung, "Block mathching for object tracking" *UCRL-TR-200271*, Nevada 2003
- [21] I. Stuke, T. Aach, E. Barth, "Estimation of multiple motion by block matching", *4th international conference of software engineering, artificial, intelligence, networking SNPD`03*, pp.358-362, Germany 2003
- [22] H. Heijden, F. Wenzel, R. Grigat, "Strategies for fast true motion block matching", *VISAPP*, Vol.2, pp.359-363, Germany 2006
- [23] A. Barjatya, "Block mathing algorithms for motion estimation", *IEEE Conference on Computational Intelligence and Multimedia Applications*, Vol.3, pp.89-96, 2007
- [24] N. Roma, L.Sousa, "A new efficient VLSI architechture for full searh block matching motion estimation" ,*Eleventh International Conference on Very Large Scale Integration of Systems*, Vol. 218, pp.253 - 264 Portugal, 2001
- [25] D. Xu, C. Bailey, R. Sotudeh, " An improvement three-step search block-matching algorithm for low bit-rate video coding applications", *IEEE Transaction on curcuit and systems*, pp.178-181, England 1998
- [26] A. Hamosfakidis, Y. Paker, " A novel hexagonal search algorithm for fast block matching motion estimation", *Journal on applied signal processing*, Vol. 2002, NO.1, p.595-600, England 2002
- [27] E.Hajek, P.Reif, F.Valenta, "Pružnost a pevnost I", *SNTL, Praha* 1988
- [28] Informácie o výskume PVA-C
<http://home.att.net/~kchu/>
- [29] Informácie o zložení PVA-C
http://en.wikipedia.org/wiki/Polyvinyl_alcohol
- [30] Výrobca EchoBlaster 128
<http://www.telemed.lt/>

- [31] Jazyk pre matematické výpočty MATLAB
<http://www.mathworks.com/>
- [32] Dodávateľ pridávaného grafitu Koh-i-noor
<http://www.koh-i-noor.eu/>
- [33] Výrobca pristroja BIONIX 858 - MTS
<http://www.mts.com/>
- [34] Lineárna regresia
http://www.curvefit.com/linear_regression.htm
http://en.wikipedia.org/wiki/Linear_regression
- [35] Svetová zdravotnícka organizácia WHO
<http://www.who.cz/>
- [36] H. Boyer, "Atlas of Stress-Strain Curves", ASM International, Ohio, 1987.
- [37] J. Maintz, M. Viergever, "A survey of medical images registration", Medical Image analysis, Vol.2, NO.1, pp.1-16, 1998
- [38] B. Zitova, J. Flusser, "Image registration methods", Image vision and computing, Vol.21, NO.11, pp.977-1000, 2003
- [39] A. Toga, "Brain Wrapping" First edition, Academic press, 1998
- [40] M. Unser, "Splines-a perfect fit for signal and image processing", IEEE Signal processing magazine, Vol.16, NO.6, pp.22-38, 1999
- [41] S. Lee, G. Wolberg, "Scattered data interpolation with multilevel b-splines", IEEE Transactions on visualization and computer graphics, Vol.3, NO.3, pp.228-244, 1997
- [42] D. Forsey, R. Bartles, "Hierarchical B-splines refinement", Computer graphic proc SIGGRAPH 88, Vol.22, NO.4, pp.205-212, 1988
- [43] R. Hindls, S. Hronová, J. Seger, J. Fischer, "Statistika pro ekonomy", Professional Publishing, Vol.8, pp.115-226, 2007

- [44] R. Lu, Y. Shen, "Automatic Ultrasound Image Segmentation by Active Contour Model Based on Texture" Innovative Computing, Information and Control, Vol.2, pp.689-692, 2006

Prílohy

A. Obsah a štruktúra CD

Výsledky diplomovej práce sú vypálené na CD priloženom k práci. V práci môžete teda nájsť:

- Originálne videosekvencie nasnímaných fantómov z Tab.2
 - *1st config - hard side.avi* – Fantóm 1 snímaný zo strany ZaR3
 - *1st config - light side.avi* – Fantóm 1 snímaný zo strany ZaR1
 - *2nd config - hard side.avi* – Fantóm 2 snímaný zo strany ZaR4
 - *2nd config - light side.avi* – Fantóm 2 snímaný zo strany ZaR2
 - *3rd config - hard side.avi* – Fantóm 3 snímaný zo strany ZaR5
 - *3rd config - light side.avi* – Fantóm 3 snímaný zo strany ZaR3

- Sekvencie obrázkov používaných ako vstupné data
 - *FirstHard* – Fantóm 1 snímaný zo strany ZaR3
 - *FirstLight* – Fantóm 1 snímaný zo strany ZaR1
 - *SecondHard* – Fantóm 2 snímaný zo strany ZaR4
 - *SecondLight* – Fantóm 2 snímaný zo strany ZaR2
 - *ThirdHard* – Fantóm 3 snímaný zo strany ZaR5
 - *ThirdLight* – Fantóm 3 snímaný zo strany ZaR3

- Okomentované zdrojové súbory vytvárané v Matlabe 7.1
 - Zdrojové súbory z mechanických skúšok
 - *TrojkaBez.m* – Spracovanie výsledkov negrafitových fantómov konfigurácie A z Tab.1
 - *TrojkaS.m* – Spracovanie výsledkov grafitových fantómov konfigurácie B z Tab.1
 - *SestkaBez.m* – Spracovanie výsledkov negrafitových fantómov konfigurácie C z Tab.1
 - *SestkaS.m* – Spracovanie výsledkov grafitových fantómov konfigurácie D z Tab.1
 - *DesitkaBez.m*– Spracovanie výsledkov negrafitových fantómov konfigurácie E z Tab.1
 - *DesitkaS.m*– Spracovanie výsledkov grafitových fantómov konfigurácie F z Tab.1
 - *KompletBez.m*– Spracovanie výsledkov negrafitových fantómov konfigurácie A, C, E z Tab.1
 - *KompletS.m*– Spracovanie výsledkov grafitových fantómov konfigurácie B, D, F z Tab.1
 - *FinalReg.m* – Výpočet regresnej priamky

❖ **Ovládanie:**

- ❖ Každý súbor je samostatne spustiteľný
- ❖ Na začiatku je možnosť zadania vstupných parametrov a súborov s ktorými chceme pracovať

- Zdrojové súbory pohybovej estimacie
 - *main.m* - Výpočet vektorov pohybovej estimacie
 - *nakladova_funkce.m* – Nákladová funkcia MAD
 - *mini.m* – Výpočet súradníc najmenšieho bloku

❖ **Ovládanie:**

- ❖ *Main.m* je hlavná časť ktorá je ako jediná spustiteľná
 - ❖ Ostatne súbory sú pomocnými funkciami
 - ❖ Na začiatku je možnosť zadania vstupných parametrov fantómu.
- Diplomovú prácu vo formáte PDF.

Štruktúra zložiek uložených na CD:



- **BMA** – Všetko čo sa týka pohybovej estimácie a Block-Matching
 - **Data** - Zdrojové súbory a v podložkách sa nachádzajú sekvencie obrazov
 - **Nasnímané videa** – Videá nasnímané ultrazvukom
- **Mechanické skúšky** – Všetko čo sa týka mechanických skúšok, zdrojové súbory
 - **Data** – Získané data pri mechanických skúškach.
- **Text práce** – nachádza sa v hlavnom adresári CD vo formáte PDF.