

VŠB-Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2017

Bc. Daniel Dedek

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského
inženýrství

Měření a vizualizace patologických změn v
podkoží

Measurement and visualization of the
pathological changes in the dermis

2017

Bc. Daniel Dedek

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Daniel Dedek**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Měření a vizualizace patologických změn v podkoží**
Measurement and Visualization of the Pathological Changes
in the Dermis
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou měření patologických změn v podkoží.
2. Rešerše stávajícího stavu.
3. Návrh a realizace měřicího zařízení pro měření a vizualizaci patologických změn v podkoží.
4. Návrh a realizace modelu lidské tkáně s definovanými patologiemi.
5. Návrh a realizace zobrazovacího a měřicího software na PC.
6. Návrh kalibrační procedury.
7. Testování měřicího řetězce, zpracování naměřených dat.
8. Zhodnocení dosažených výsledků závěrečné práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [2] FUNG, Yuan-Cheng. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. New York: Springer Science & Business Media, 2013. ISBN 978-0387979472.
- [3] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 3rd ed. New York: Springer, c2004. ISBN 0-387-00750-4.
- [4] KUCKLICK, Theodore R. (ed.) *The medical device R&D handbook*. Boca Raton: CRC Press, 2012. ISBN 978-1439811894.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne...*27.4.2017*.....

Podpis: ........

Poděkování

Největší dík patří mému vedoucímu diplomové práce Ing. Lukáši Peterovi, za užitečné rady a nápady, bez kterých by tato práce nemohla nikdy vzniknout.

Abstrakt

Práce se zabývá měřením tkáňových abnormalit v podkoží. K měření se využívají silové kapacitní senzory od firmy SingleTact. Ty snímají odchylky v tuhosti tkáně, které mohou být způsobeny podkožními lézemi, jako jsou například podkožní nádory.

Jedná se o lineárně uspořádanou sadu senzorů snímajících sílu, jež je vyvolána působením sondy na vyšetřovanou oblast. Odchylky hodnot pod jednotlivými senzory jsou zaznamenávány do grafu, ze kterého lze jednoduše vyčíst, pod jakým senzorem změna nastala a její velikost.

Tento způsob měření by měl sloužit jako levné orientační měření sloužící k zjišťování podkožních nádorů.

Klíčová slova

Podkožní nádory, silové senzory, rakovina prsu, tuhost tkáně, tkáňové fantomy

Abstract

This work deals with measurement of subcutaneous abnormalities. For the measurement, the capacitive tactile sensors from company SingleTact are used. Those are detecting differences in tissue stiffness, which could be sign of presence of some subcutaneous lesions, e.g. subcutaneous tumors.

To be specific, there are three linearly oriented sensors detecting reaction force, which is invoked by probe touching investigated area. Force differences under every sensor are recorded to the graphs, from which the location and size of the force difference could be easily read.

This type of measurement should provide cheap, tentative mean of subcutaneous tumor detection.

Key words

Subcutaneous tumor, force sensors, breast cancer, tissue stiffness, tissue fantoms

Obsah

Seznam použitých zkratk.....	8
Seznam obrázků	9
Seznam tabulek.....	11
1 Úvod.....	12
2 Rešerše	13
2.1 Úvod rešerše.....	13
2.2 Články	13
2.2.1 TACTILE SENSATION IMAGING SYSTEM AND ALGORITHMS FOR TUMOR DETECTION.....	13
2.2.2 REMOTE PALPATION TO LOCALIZE TUMORS IN ROBOT-ASSISTED MINIMALLY INVASIVE APPROACH	14
2.2.3 MECHANICAL IMAGING OF THE BREAST.....	15
2.2.4 POLYMER TACTILE SENSING ARRAY WITH A UNIT CELL OF MULTIPLE CAPACITORS FOR THREE-AXIS CONTACT FORCE IMAGE CONSTRUCTION	15
2.2.5 INCLUSION DETECTION WITH HAPTIC-PALPATION SYSTEM FOR MEDICAL TELEDIAGNOSIS	17
2.2.6 AN OPTICAL TACTILE ARRAY PROBE HEAD FOR TISSUE PALPATION DURING MINIMALLY INVASIVE SURGERY.....	18
2.2.7 MECHANICAL PALPATION FOR SUBSURFACE SENSING.....	19
2.2.8 TACTILE SENSING USING FORCE SENSING RESISTORS AND A SUPER- RESOLUTION ALGORITHM.....	19
2.2.9 LOW-RESOLUTION TACTILE IMAGE RECOGNITION FOR AUTOMATED ROBOTIC ASSEMBLY USING KERNEL PCA-BASED FEATURE FUSION AND MULTIPLE KERNEL LEARNING-BASED SUPPORT VECTOR MACHINE	20
2.3 Závěr rešerše	21
3 Teoretický rozbor	22
3.1 Anatomie kůže a podkoží	22
3.1.1 Stavba kůže.....	22
3.2 Nádory.....	24
3.2.1 Nepravé nádory	24
3.2.2 Dysplazie.....	24
3.2.3 Pravé nádory.....	25
3.2.4 Elastické vlastnosti nádorů.....	25

3.3	Základní silové (dotekové) sensory a jejich princip.....	26
3.3.1	Piezorezistivní	26
3.3.2	Piezoelektrické	27
3.3.3	Kapacitní	27
3.3.4	Souhrn a zhodnocení senzorů.....	28
3.4	Zpracování obrazu.....	28
3.4.1	Zpracování digitálního signálu	28
3.4.2	Zpracování 2D obrazu	28
4	Návrh a realizace.....	30
4.1	Měřící řetězec – hardware	30
4.1.1	Výroba fantomu.....	31
4.1.2	Sonda.....	32
4.2	Měřící řetězec – software	33
4.2.1	Software v Arduinu	33
4.2.2	Uživatelské rozhraní v pc	35
4.2.3	Komunikační protokol.....	42
5	Výsledky a zhodnocení měření	43
5.1	Naměřené výsledky z testovacího fantomu.....	43
5.2	Shrnutí získaných výsledků.....	46
6	Kalibrace měření	47
7	Závěr	48
	Použitá literatura.....	49
	Seznam příloh.....	51

Seznam použitých zkratek

DFT	Diskrétní Fourierova transformace
FFT	Fast Fourier Transformation
FIR.....	Finite impulse response
GUI.....	Graphic user interface
MSB	Most significant byte
LSB.....	Least significant byte

Seznam obrázků

Obr. 2-1: Schematický diagram principu snímání. (a) Optické prostředí je osvětleno tak, aby došlo k jeho absolutnímu odrazu. (b) Světlo se rozptýlí díky deformaci optického prostředí způsobené tvrdším objektem.....	13
Obr. 2-2: Matice kapacitních sensorů snímající sílu	14
Obr. 2-3: Zobrazení měřicího řetězce.....	14
Obr. 2-4: Obecný pohled na celý měřicí řetězec. (1) Sonda s maticí silových sensorů, (2) elektrická jednotka (3) počítač	15
Obr. 2-5: Diagram jedné jednotky tříosého senzoru: (a) schéma, (b) pohled ze shora a (c) pohled z boku	16
Obr. 2-6: Princip tříosého senzoru: (a) pohled z boku, (b) síla působící kolmo na silovou jednotku a (c) síla působící z boku	16
Obr. 2-7: Experimentální hmatový systém: (a) lineární planární manipulátor s silovým čidlem, fantom simulující lidskou tkáň s lézí a CCD kamera, (b) zařízení sloužící k ovládání pohybu čidla a monitor s GUI	17
Obr. 2-8: Bodová zkouška reakčních sil pro hloubku léze v (a) 5 mm a (b) 15 mm.....	17
Obr. 2-9: Schematický náskres hlavice.....	18
Obr. 2-10: Výstup zkoušky pro hloubku léze 10 mm.....	19
Obr. 2-11: a) Charakteristika silového rezistoru v závislosti síly na odporu a b) schéma silového rezistoru.....	20
Obr. 2-12: Ukázka principu <i>Super-Resolution</i> algoritmu.....	20
Obr. 2-13: Hotový senzor (nahore) a schematické znázornění jednotlivých vrstev (dole)	21
Obr. 3-1. Kůže	23
Obr. 3-2. Rozdíl mezi ohraničeným nádorem a) a neohraničeným invazivním nádorem b)....	25
Obr. 3-3. Piezorezistivní senzor	26
Obr. 3-4. Struktura nepolarizovaného (a) a polarizovaného (b) piezoelektrického materiálu .	27
Obr. 3-5. Schéma kapacitního senzoru.....	27
Obr. 3-6. Čtvercová (a) a hexagonální (b) vzorkovací mřížka	29
Obr. 3-7. Příklad devítibodového filtru	29
Obr. 4-1. Blokové schéma měřicího řetězce	30
Obr. 4-2. Silový kapacitní senzor od firmy SingleTact.....	30
Obr. 4-3. Arduino Mega.....	31
Obr. 4-4. Původní fantom na bázi agaru.....	31
Obr. 4-5. Fantom z kombinace agaru a želatiny.....	32
Obr. 4-6. 3D návrh sondy vytvořený v programu Autodesk Inventor	32
Obr. 4-7. Kompletní osazená krabička	33
Obr. 4-8. Blokové schéma postupu získání datového paketu.....	34
Obr. 4-9. Blokové schéma programu hlavní smyčky v Arduinu.....	35
Obr. 4-10. Grafické uživatelské rozhraní – hlavní strana.....	36
Obr. 4-11. Blokové schéma připojení se k portu.....	36
Obr. 4-12. Grafické zobrazení lineární aproximace převodu mezi bitovou hodnotou, napětím a silou.....	37
Obr. 4-13. Zobrazení okamžitých hodnot pomocí „bar grafu“	38

Obr. 4-14. Znázornění převodu z časového zobrazení na prostorové	39
Obr. 4-15. Algoritmus aproximace hodnot pomocí funkce kosinus.....	39
Obr. 4-16. Grafický popis principu aproximace.....	40
Obr. 5-1. Výsledky různých typů zobrazení pro měření lézí v hloubce 2 mm, a) zobrazení absolutních hodnot v čase, b) průměrové zobrazení v prostoru – pohled z boku, c) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled z boku, d) průměrové zobrazení v prostoru – pohled ze shora, e) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled ze shora.....	43
Obr. 5-2. Výsledky různých typů zobrazení pro měření lézí v hloubce 7 mm, a) zobrazení absolutních hodnot v čase, b) průměrové zobrazení v prostoru – pohled z boku, c) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled z boku, d) průměrové zobrazení v prostoru – pohled ze shora, e) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled ze shora.....	44
Obr. 5-3. Výsledky různých typů zobrazení pro měření lézí v hloubce 12 mm, a) zobrazení absolutních hodnot v čase, b) průměrové zobrazení v prostoru – pohled z boku, c) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled z boku, d) průměrové zobrazení v prostoru – pohled ze shora, e) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled ze shora.....	45
Obr. 6-1. Ukázka možného vytyčení zájmové oblasti.....	47

Seznam tabulek

Tab. 1. Seznam validních příchozích příkazů	34
Tab. 2. Seznam odchozích příkazů z Arduina	34
Tab. 3. Komunikační protokol mezi Arduinem a PC	42
Tab. 4. Octet stuffing.....	42

1 Úvod

Cílem práce je vytvoření měřicího řetězce sloužícího ke snímání podkožních lézí za použití silových čidel. Měřicí řetězec se skládá ze sondy, obsahující silové senzory. Signály z jednotlivých senzorů jsou ze sondy přenášeny pomocí stíněného kabelu, kde jsou měřeny pomocí mikrokontroléru Arduino, který data uspořádá do paketu a přes USB kabel odešle do počítače. V počítači je navržen software, který přijatá data zpracovává a přehledně vykresluje v několika různých typech zobrazení. Každý způsob zobrazení poskytuje jinou informaci o změnách tuhosti podkožní tkáně, na základě kterých se vyhodnocuje přítomnost lézí.

Součástí práce je také navržení testovacího fantomu simulujícího lidskou tkáň a tuhé předměty nahrazující podkožní léze. Fantom je vytvořen z kombinace potravinových tužidel agaru a želatiny. Léze jsou zkonstruovány z kovových matic o čtyřech různých velikostech. Čtveřice matic je umístěna v jedné řadě vždy ve stejné hloubce. Fantom obsahuje tři řady těchto čtveřic v různých hloubkách.

Poslední částí je navržení kalibrační metody, která má za úkol podrobně popsat návod k obsluze přístroje tak, aby měření probíhalo za všech podmínek podle stejných principů.

V první části práce je v podobě rešerše rozebrán současný stav snímání tuhosti tkáně na základě různých typů silových senzorů. Další kapitola slouží k popisu obecných znalostí týkajících se dané problematiky. V poslední části je popsána samotná realizace celé práce spolu s vyhodnocení výsledků.

2 Rešerše

2.1 Úvod rešerše

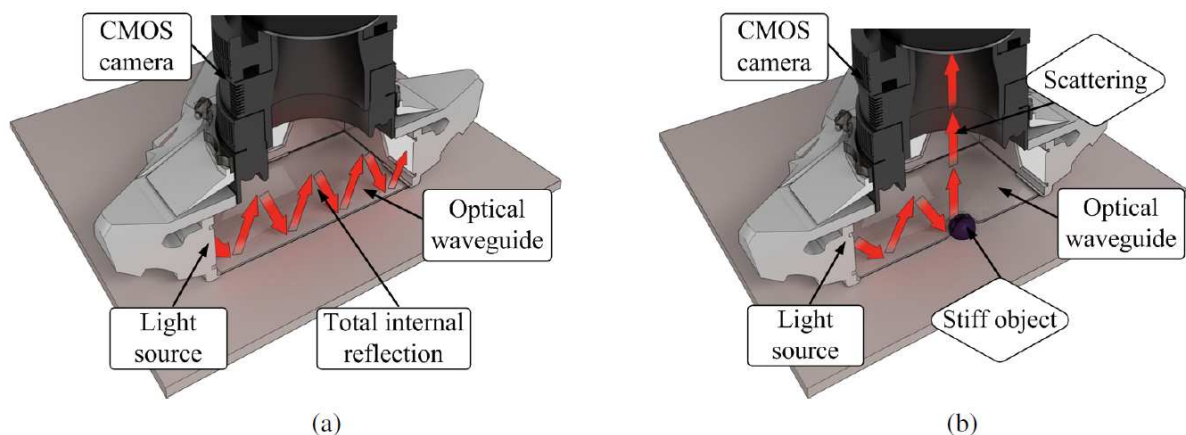
Cílem rešerše je získání obecného přehledu dostupných technologií a postupů v otázce zobrazování podkožních nádorů pomocí silových senzorů.

2.2 Články

2.2.1 TACTILE SENSATION IMAGING SYSTEM AND ALGORITHMS FOR TUMOR DETECTION

Autor: Jong-Ha Lee

V článku je popsána konstrukce optického snímače síly, který využívá absolutní odraz světla od přechodu dvou optických prostředí. Základem snímače je opticky vodivé a mechanicky flexibilní prostředí, které je osvětlováno zdrojem světla pod úhlem větším, než je kritický úhel odrazu. Mechanickou deformací optického prostředí dojde ke změně kritického úhlu, čímž dojde k úniku světla z optického prostředí, které je následně zaznamenáno kamerou.



Obr. 2-1: Schematický diagram principu snímání. (a) Optické prostředí je osvětleno tak, aby došlo k jeho absolutnímu odrazu. (b) Světlo se rozptýlí díky deformaci optického prostředí způsobené tvrdším objektem.

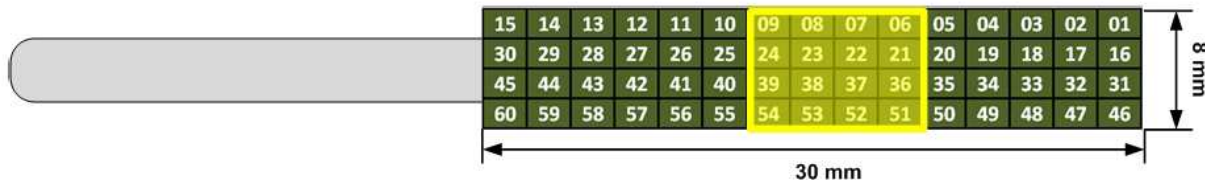
Z Obr. 2-1 (a) lze vidět, že nepůsobí-li na mechanicky pružnou část sondy žádná deformační síla, světlo díky absolutnímu odrazu projde optickým prostředím bez toho, aniž by CMOS kamera něco zachytila. Začne-li však na membránu působit síla (v podobě léze), membrána se zdeformuje (viz Obr. 2-1 (b)) CMOS kamera zachytí unikající světlo. Čím větší síla působí na membránu, tím větší intenzita světla unikne z optického prostředí ke kameře.

Podle článku má sonda vysokou přesnost a spolehlivost, nicméně díky vysoké konstrukční náročnosti tento typ snímání nebude pravděpodobně možný použít.

2.2.2 REMOTE PALPATION TO LOCALIZE TUMORS IN ROBOT-ASSISTED MINIMALLY INVASIVE APPROACH

Autor: A. Talasz a R. V. Patel

Článek pojednává o lokalizaci tumorů na plicích za použití dvoudimenzionální matice (15 x 4) kapacitních silových sensorů. Velikost jednoho elementu je 2 mm x 2 mm a celková velikost aktivní plochy je 8 mm x 30 mm (viz Obr. 2-2).

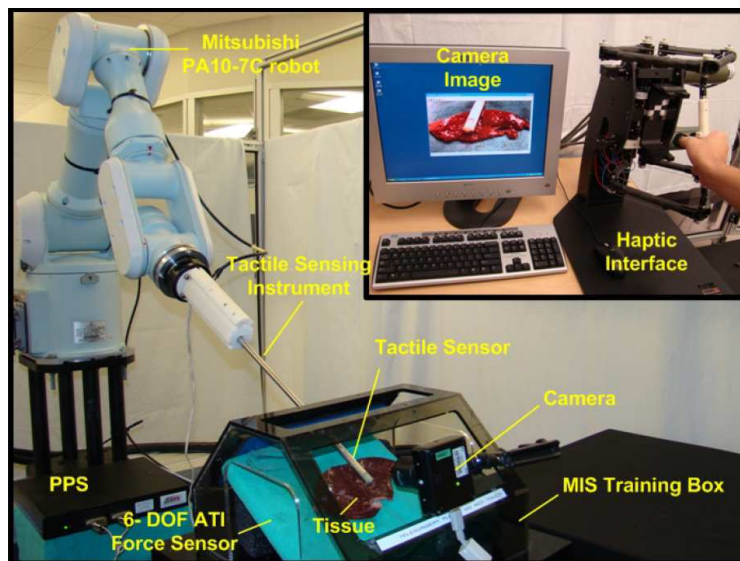


Obr. 2-2: Matice kapacitních sensorů snímající sílu

Tento sensor je připevněn na sondu umístěnou na automatickou robotickou ruku ovládanou pomocí počítače.

Přenášená data obsahují informace o velikostech síly působící na jednotlivé elementy. Za použití softwaru Simulink/Matlab vytvořeno grafické prostředí, které snímaným silám přiřadí barevnou škálu a vytvoří tak 2D obraz.

Střední část sensoru (na Obr. 2-2 oblast zvýrazněna žlutě) je použita jako aktivní část, která snímá změny v tuhosti tkáně. Krajní oblasti sensoru slouží ke kontrole síly, kterou sonda působí na tkáň. Pracovní hodnota přítlakové síly na tkáň je nastavena na 3 N a je udržována automaticky pomocí softwaru řídící robotickou ruku.



Obr. 2-3: Zobrazení měřicího řetězce

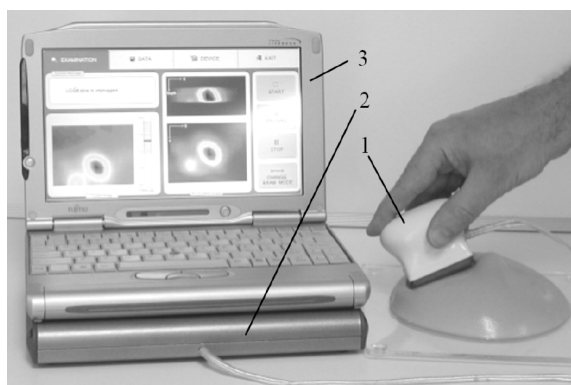
Rozmístění snímačů v této práci mi připadá jako ideální řešení k mému tématu. I použití softwaru Matlab je asi nejlepší varianta ke zpracování příchozího signálu ze sondy.

2.2.3 MECHANICAL IMAGING OF THE BREAST

Autor: Vladimír Egorov a Armen P. Sarvazyan

Autoři tohoto článku vytvořili sondu obsahující matici silových snímačů sloužící k detekci nádorů prsou. Stejně jako všechny diagnostické metody tohoto typu, i tato sonda využívá znalosti, že nádorová tkáň, případně tkáň s nedostatečným krevním zásobováním má větší tuhost než tkáň zdravá. S touto znalostí je ze snímaných dat vykreslen 2D obraz, který slouží k detekci nádorů.

Hlava sondy má rozměry 50 mm x 40 mm, přičemž aktivní část je velká 40 mm x 30 mm. Je složena ze 192 sensorů (matice o rozměrech 16 x 12). Každý sensor je velký 2,5 mm x 2,5 mm s citlivostí 0,05 kPa (cca 0,3 mN). Sonda je k počítači připojena pomocí USB rozhraní a je schopna přenášet až 20 snímků za vteřinu.



Obr. 2-4: Obecný pohled na celý měřicí řetězec. (1) Sonda s maticí silových sensorů, (2) elektrická jednotka (3) počítač

Na snímku je provedena několikastupňová filtrace kvůli lepší přehlednosti. Nejdůležitější kroky ve filtraci jsou: odstranění šumu obrazu, odstranění pozadí obrazu a prahování.

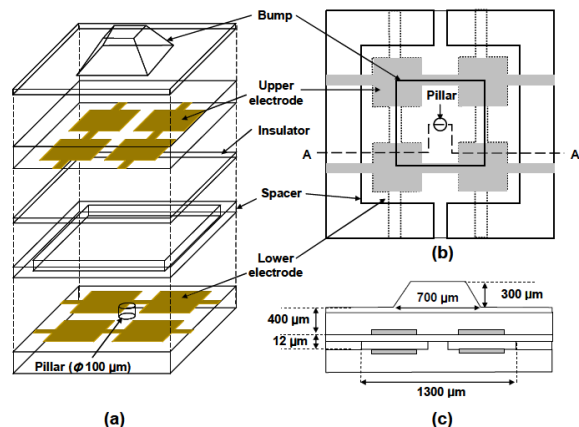
Ideální pracovní rozsah přítlačové síly je v rozmezí od 7 do 18 N. Z toho plyne, že maximální aplikovaná síla na tkáň je 7,2 kN.

V článku jsou dobře popsány přítlačné síly, které mi pomohou vybrat správné sensory k mé práci. Dále je zde dobře popsána filtrace obrazu, jejíž části pro mne budou pravděpodobně mít značný přínos.

2.2.4 POLYMER TACTILE SENSING ARRAY WITH A UNIT CELL OF MULTIPLE CAPACITORS FOR THREE-AXIS CONTACT FORCE IMAGE CONSTRUCTION

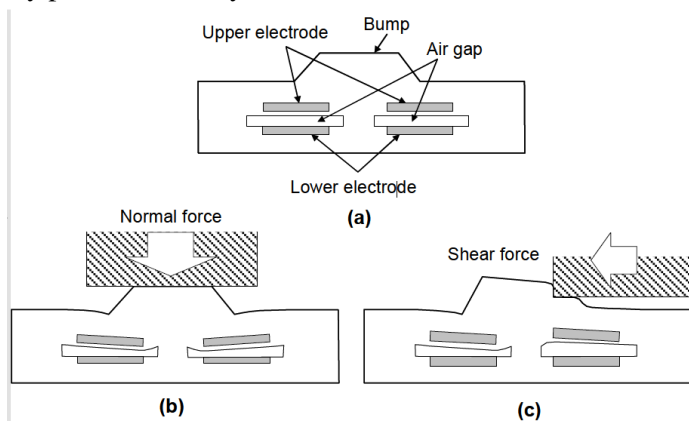
Autor: Hyung-Kew Lee, Jaehoon Chung, Sun-Il Chang a Euisik Yoon

Autoři tohoto článku se zabývají výrobou nového typu silového snímače. Snímač je složen z pěti vrstev (viz Obr. 2-5): silikonová vrstva s výčnělky, vrstva s vrchními elektrodami, izolační vrstva, distanční vrstva a vrstva se spodními elektrodami a podpurným sloupkem. Jedna silová jednotka se skládá ze čtyř kondenzátorů, jednoho výčnělku uprostřed této jednotky a podpurného sloupku.



Obr. 2-5: Diagram jedné jednotky třívrstvého senzoru: (a) schéma, (b) pohled ze shora a (c) pohled z boku

Velikost jednoho kondenzátoru je $400 \times 400 \mu\text{m}$ a jeho kapacita bez přiložené síly činí 180 fF. Průměr podpůrného sloupku je $100 \mu\text{m}$. Na Obr. 2-6 je názorně ukázán princip funkce jedné silové jednotky při aplikaci síly působící v různých směrech.



Obr. 2-6: Princip třívrstvého senzoru: (a) pohled z boku, (b) síla působící kolmo na silovou jednotku a (c) síla působící z boku

Výčnělek a sloupek jsou podstatnou součástí zajišťující správnou funkci. Když je na silovou jednotku aplikovaná kolmá síla, výčnělek deformuje všechny vzduchové mezery rovnoměrně, čímž se kapacita všech čtyř kondenzátorů mění stejně. Navíc vrchní vrstva s výčnělkem se zapře o sloupek, čímž dojde ke snížení citlivosti na kolmou sílu.

Při aplikaci síly působící z boku se střed výčnělku zapře o sloupek, takže vzduchové mezery se na straně působení síly zvětší a na straně druhé zmenší (viz Obr. 2-6). Velikost výčnělku musí být tak velká, aby poskytl dostatečnou oporu pro boční sílu. Jelikož je výčnělek asymetricky posunut boční silou, lze získat velikost této síly změřením rozdílu kapacit mezi jednotlivými kondenzátory.

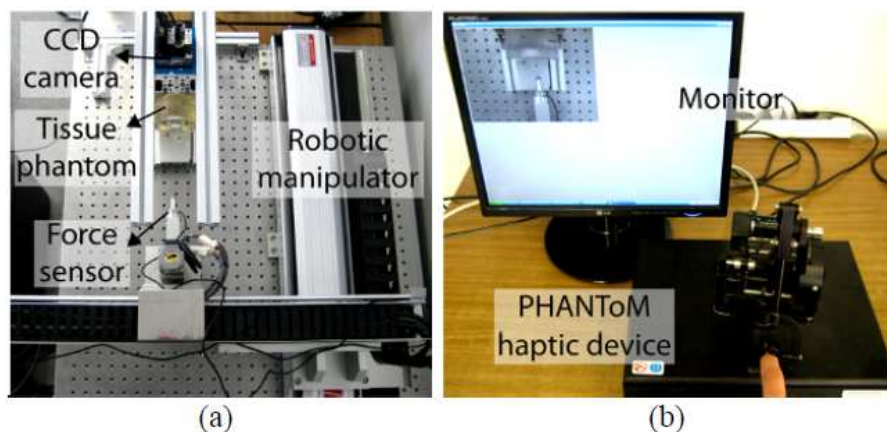
Autoři použili kapacitní senzory ke snímání síly jako ve většině článků. Ovšem speciálním návrhem povrchu sondy vymysleli způsob, jak snímat sílu nejen v kolmém směru, ale i síly působící z boku. V článku byl také dobře popsán princip kapacitních sensorů, které pravděpodobně využijí i já.

2.2.5 INCLUSION DETECTION WITH HAPTIC-PALPATION SYSTEM FOR MEDICAL TELEDIAGNOSIS

Autoři: Jungsik Kim, Bummo Ahn, Yeongjin Kim a Jung Kim

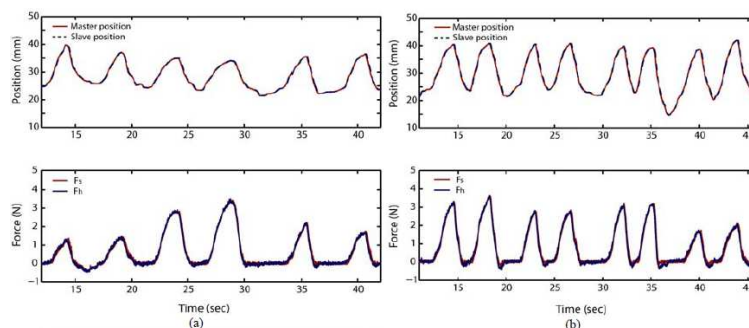
V tomto článku se autoři zabývají detekcí patologických abnormalit v podkožní tkáni. Vytvořili systém pro zkoumání tuhosti měkkých tkání pracující v reálném čase. Navíc byl vyvinut model, který se zabývá reakčními silami, které působí na senzor při dané deformaci tkáně a slouží k odhadnutí hloubky léze. Metody použité v článku mohou být použity ke včasné detekci rakoviny prostaty nebo prsu.

Vytvořený systém se skládá z grafického uživatelského rozhraní a ovládacího prvku sloužícího k ovládání robotické ruky s připevněným silovým snímačem. Snímač se skládá z jednoho silového převodníku umístěného na sondě, která se pohybuje po čtvercovém planárním manipulátoru (500 mm x 500 mm). Snímač má rozlišení až 50 mN a přítláčná síla je z něj bezdrátově přenášena do počítače. Deformace tkáně a pohyb robotického manipulátoru jsou zachycovány CCD kamerou.



Obr. 2-7: Experimentální hmatový systém: (a) lineární planární manipulátor s silovým čidlem, fantom simulující lidskou tkáň s lézí a CCD kamera, (b) zařízení sloužící k ovládání pohybu čidla a monitor s GUI

Součástí práce bylo i vytvoření algoritmu k odhadu hloubky léze v tkáni. Hlavní úkol tohoto modelu je předpovědět reakční sílu tkáně pro určitou velikost deformace při různých hloubkách lézí. Experimentálně byly naměřeny reakční síly pro hloubku léze od 5 mm do 25 mm s krokem 5 mm. Horní grafy na Obr. 2-8 ukazují posun hlavice se silovým senzorem a spodní ukazují silovou odezvu senzoru v reálném čase.



Obr. 2-8: Bodová zkouška reakčních sil pro hloubku léze v (a) 5 mm a (b) 15 mm

Z tohoto měření byl vytvořen vzorec, podle kterého je odhadnuta hloubka léze na základě deformace tkáně a výsledek je zobrazen na monitoru.

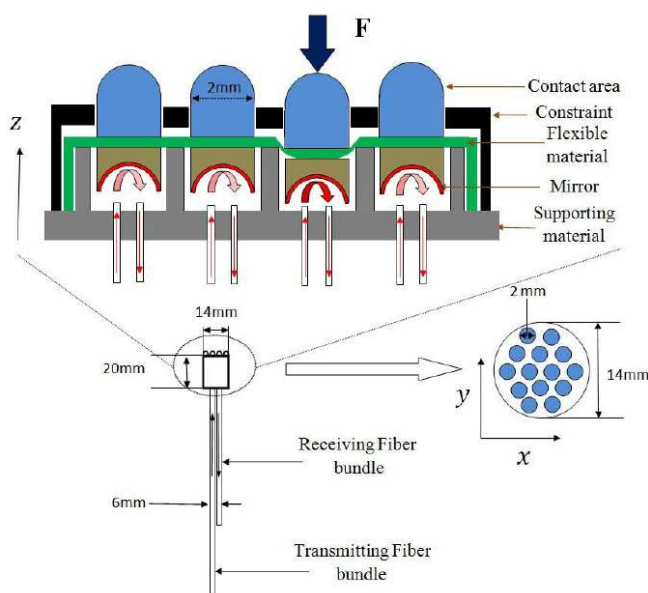
V této práci je velice zajímavě popsána závislost hloubky léze na reakční síle, což bude mít velký přínos v navrhování mé práce.

2.2.6 AN OPTICAL TACTILE ARRAY PROBE HEAD FOR TISSUE PALPATION DURING MINIMALLY INVASIVE SURGERY

Autor: Hui Xie, Honbin Liu, Lakmal D. Seneviratne a Kaspar Althoefer

Článek pojednává o inovativním způsobu snímání nádorů měkkých tkání za použití optických snímačů síly. Hlavice využívá k přenosu světla optické kabely a skládá se ze 14 elementů snímajících sílu. Jednotlivé elementy jsou uspořádány v kruhové konfiguraci, přičemž každý element má 2 mm v průměru a velikost celé hlavice je 14 mm (viz Obr. 2-9).

Každý element obsahuje mikrostrukturu, která převádí reakční sílu tkáně na kruhový obraz zprostředkovaný průchodem světla o vlnové délce 560 nm vysílacím a přijímacím optickým kabelem. Příchozí světlo z každého elementu je snímáno kamerou na vzdálených koncích přijímacích optických kabelů a je převedeno na silovou odezvu, za použití zpracování obrazu.



Obr. 2-9: Schematický náčrt hlavičky

Z testování bylo zjištěno, že každý silový element má rozlišení 0,05 N a může měřit v rozsahu od 0 do 0,5 N. Výhodou této hlavičky je její nízká cena a váha, možnost jednoduché sterilizace a kompatibilita s magnetickou rezonancí. Hlavička byla navržena k použití při operacích s co nejnižším zásahem do organismu.

Při přiložení síly na silový element dojde k posunu válečku, čímž se síla přenesla na zrcadlo umístěné na přechodu mezi vysílacím a přijímacím optickým kabelem. Tím se změnila intenzita světla přijímaného kamerou. Světelné intenzity z jednotlivých elementů jsou převedeny na obraz v odstínech šedé. Aby došlo k extrakci užitečné informace a zároveň potlačení šumu, je tento obraz převeden za pomoci metody prahování na obraz binární. Prahová hodnota byla určena jako údolí histogramu. Tato metoda je mnohem méně výpočetně náročná.

Jednotlivé pixely mají jednobajtovou velikost, tudíž nabývají hodnoty 0 až 255, kde 0 je černá a 255 je bílá. Po prahování nabývají pixely pouze hodnoty 0 nebo 1, přičemž jsou určeny na základě následující rovnice:

$$f_T(x, y) = \begin{cases} 0, & \text{if } f(x, y) < I_{threshold} \\ 1, & \text{if } f(x, y) > I_{threshold} \end{cases}$$

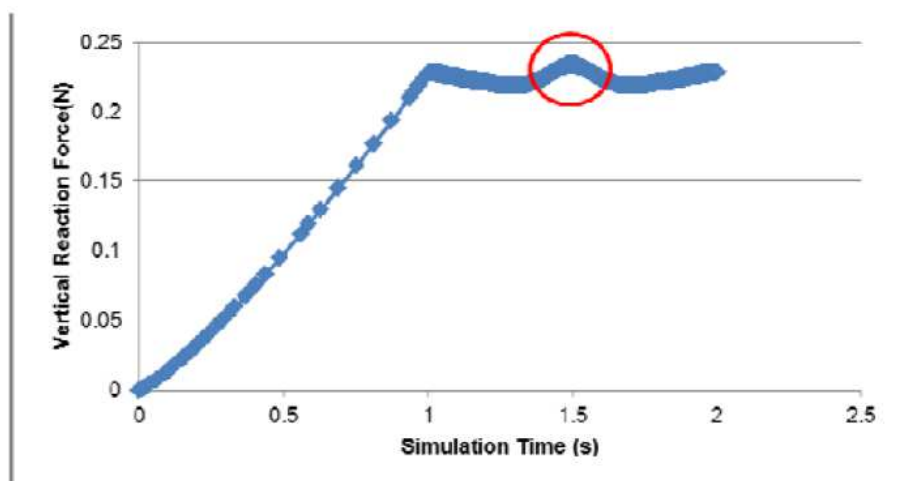
$I_{threshold}$ je prahová hodnota získaná pomocí metody popsané výše a $f_T(x, y)$ je funkcí jasu jednotlivých pixelů po prahování.

Autoři článku dobře popsali metodu prahování obrazu, kterou nejspíše budu využívat v mé práci. Je v ní vysvětleno i jak získat prahovou hodnotu, což je základem správné binarizace.

2.2.7 MECHANICAL PALPATION FOR SUBSURFACE SENSING

Autor: Paige Burke, Robert Eley, Spencer Heyl, Margaret McGuire a Alan Radcliffe

Tématem práce je testování silového zařízení pro detekci rakoviny prsu. Cílem zařízení je detekovat nekonzistentní lézi o velikosti 5 mm. Tato velikost léze je stanovena jako rakovina prsu I. stupně, kterou pacientky v 88 % přežijí. Pro testování byl použit fantomový gel simulující tkáň a léze je reprezentována kuličkovým ložiskem. Dotkne-li se zařízení tkáň v blízkosti léze, bude detekovat změnu reakční síly tkáně způsobenou v nárůstu celkové tuhosti tkáně. Průběh celého měření je přenášen do počítače, kde doktor v reálném čase může tyto změny vidět.



Obr. 2-10: Výstup zkoušky pro hloubku léze 10 mm

Na Obr. 2-10 je zobrazen výstup při testování detekce léze v hloubce 10 mm. Červeně zakroužkovaná oblast označuje místo, ve kterém technik přešel silovou hlavici nad lézi. Změna sil je sice nepatrná, avšak je dostatečná k ukázaní toho, že v dané oblasti je tkáň nekonzistentní.

Má práce bude nejspíše taktéž složena z jednoho aktivního sensoru, tudíž pro mne je tento článek velice přínosný z hlediska zobrazování výsledného grafu a vyvození závěru z něj.

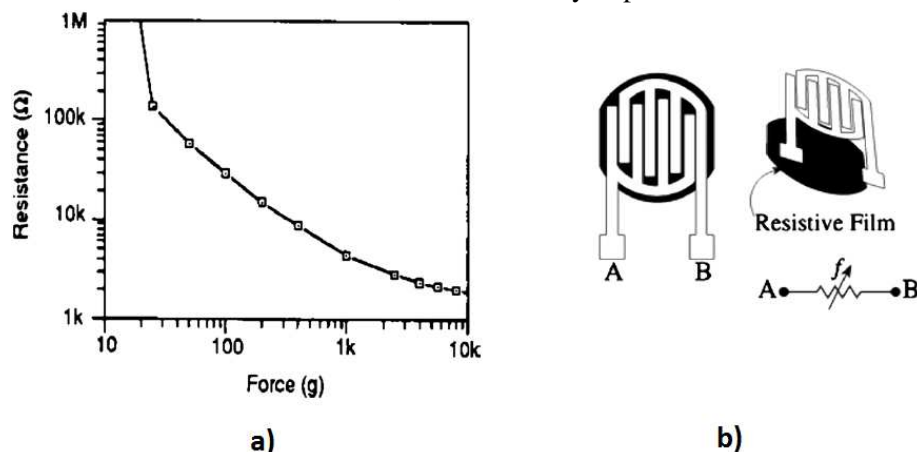
2.2.8 TACTILE SENSING USING FORCE SENSING RESISTORS AND A SUPER-RESOLUTION ALGORITHM

Autor: David J. van den Heever, Kristiaan Schreve a Cornie Scheffer

Autoři v článku uvádějí silovou hlavici skládající se z matice sensorů, přičemž jednotlivé sensory jsou realizovány pomocí silově citlivých rezistorů. K získání obrazu s vysokým rozlišením, je potřeba získat několik snímků s nízkým rozlišením z mírně odlišných úhlů, které jsou následně pomocí *Super-Resolution* algoritmu převedeny na jediný obraz s vysokým rozlišením.

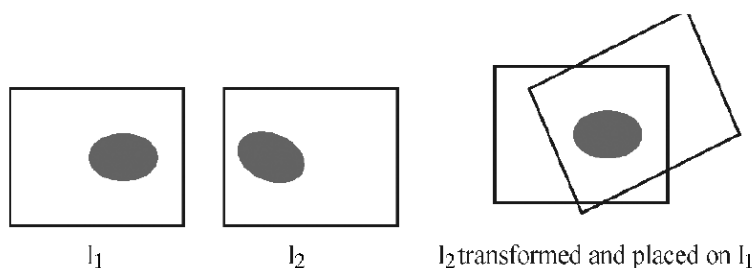
Silové citlivé rezistory mají přesně definovanou charakteristiku závislosti síly na odporu (viz Obr. 2-11 a). Sensor se skládá z rezistivního filmu a dvou měděných elektrod. Schematický náčrt je

zobrazen na Obr. 2-11 b). Přiložením síly na senzor dojde k přitlačení rezistivního filmu na elektrody A a B, čímž dojde k poklesu odporu mezi elektrodami z nekonečné hodnoty na konečnou, přesně definovanou hodnotu v závislosti na přiložené síle. Čím větší je přiložená síla, tím menší je přechodový odpor mezi rezistivním filmem a elektrodami, a tím i celkový odpor mezi A a B.



Obr. 2-11: a) Charakteristika silového rezistoru v závislosti síly na odporu a b) schéma silového rezistoru

Super-Resolution algoritmus slouží ke zlepšení rozlišení obrazu. Skládá se ze čtyř základních kroků. Prvním je extrakce význačných bodů v jednotlivých snímcích, které budou použity ke sloučení obrazů. Následuje série transformací, které dokáží seřadit jednotlivé obrazy. V třetím kroku se testují různé transformace pro zhotovení obrazu. V posledním kroku se vyhodnocují výsledky z předchozího a je vybrán nejvhodnější typ transformace.



Obr. 2-12: Ukázka principu *Super-Resolution* algoritmu

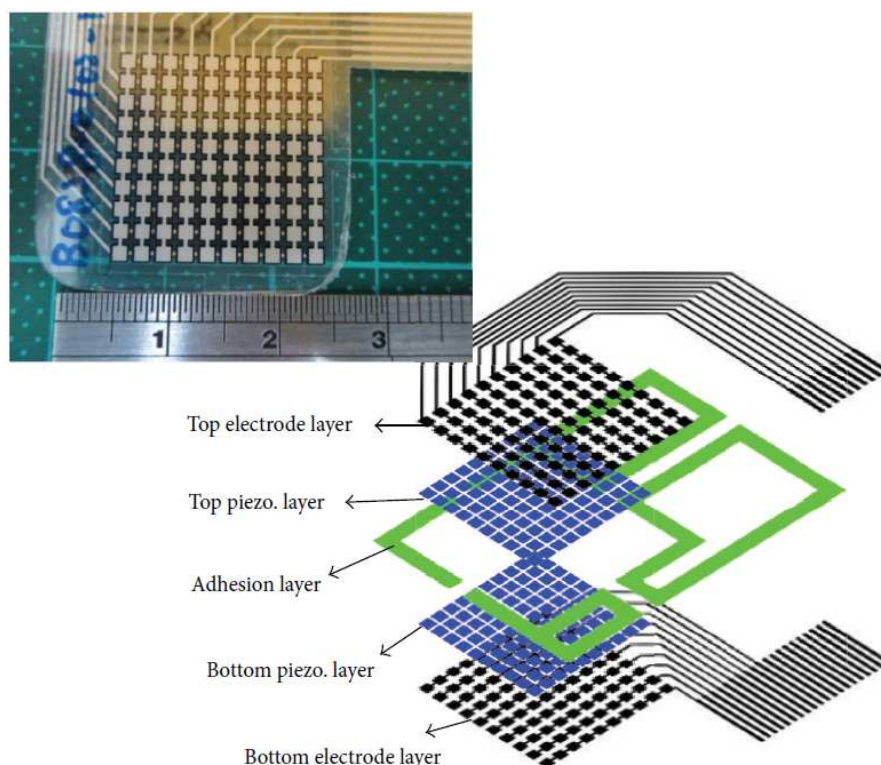
Autoři vymysleli způsob, jak několik snímků s nízkým rozlišením sloučit do jednoho s velkým rozlišením, což může být přínosem pro mou práci.

2.2.9 LOW-RESOLUTION TACTILE IMAGE RECOGNITION FOR AUTOMATED ROBOTIC ASSEMBLY USING KERNEL PCA-BASED FEATURE FUSION AND MULTIPLE KERNEL LEARNING-BASED SUPPORT VECTOR MACHINE

Autor: Yi-Hung Liu, Yu-Tsung Hsiao, Wei-Teng Cheng, Yan-Chen Liu a Jui-Yiao Su
Téma článku bylo sestavit senzor sloužící k rozpoznání objektu pomocí silových čidel.

Senzor se skládá z několika vrstev. Spodní vrstva slouží jako elektroda a je vyrobena z materiálu polyethylen terephthalatu (PET) o tloušťce 100 μm . Na ní je nanášena spodní vrstva piezorezistivních elementů. Stejně je složena i vrchní vrstva; tenký film PET sloužící jako druhá elektroda a vrstva piezorezistivních elementů (viz Obr. 2-13). Vrstvy jsou k sobě slepeny pomocí pryskyřicového lepidla.

Velikost senzoru je 10 x 10 aktivních elementů, přičemž každý element má velikost 1,3 mm x 1,3 mm s 0,7 mm mezerou mezi jednotlivými elementy ve všech směrech. Měřicí rozsah je v rozmezí od 70 kPa do 4 MPa.



Obr. 2-13: Hotový senzor (nahore) a schematické znázornění jednotlivých vrstev (dole)

Při snímání dochází i k difuznímu efektu, což znamená, že síla způsobena přiloženým předmětem, tlačící na daný silový element se rozšíří i na okolní elementy. To má za následek zkreslení předmětu, především jeho hran.

V článku byl zmíněn difuzní efekt, který může výrazně zkreslit měřený objekt, jestliže jsou sensory blízko sebe. Při návrhu mé sondy bude proto třeba na tento jev dávat pozor.

2.3 Závěr rešerše

Z výsledků rešerše vyplývá, že většina systémů zabývajících se detekcí podkožních nádorů na základě rozdílné tuhosti těchto nádorů od okolní tkáně, používá kapacitní silové sensory díky jejich konstrukční jednoduchosti a snadné dostupnosti. Byly také získány informace ohledně přítlačných sil potřebných k správné funkčnosti sondy. Většina prací používá 2D matici s co největším počtem sensorů, aby bylo dosaženo co největšího rozlišení obrazu.

Tuto práci budu asi směřovat k vytvoření jednoduché sondy se třemi senzory, převážně z ekonomických důvodů. Sensory budou umístěny v linii, přičemž krajní budou sloužit jako detektory přítlačné síly při pohybu po tkáni a prostřední bude sloužit jako aktivní senzor, který bude zachytávat změny oproti krajním sensorům.

Případně by bylo možné vymyslet algoritmus, který by byl schopen z dat jednoho senzoru sestavit planární obraz rozložení sil na dané oblasti. Bylo by ovšem zapotřebí dodržet přesný postup pohybu sondy po tkáni, aby nedošlo ke zkreslení obrazu.

3 Teoretický rozbor

Tato kapitola se zabývá převážně obecnými znalostmi, potřebnými k pochopení celkové problematiky. K návrhu potřebného měřicího řetězce je nutné pochopení funkčnosti různých typů senzorů, aby pak v praktické realizaci mohl být použit ten nejpříjemnější. Dále je potřeba znát anatomické vlastnosti měkkých tkání, převážně podkoží, a jejich patologických změn, aby z naměřených dat mohly být vyvozeny správné závěry.

3.1 Anatomie kůže a podkoží

Kůže je největší orgán v lidském těle. Jeho plocha u dospělého člověka je 1,2–2,3 m² a váží přibližně 4,5 kg, což odpovídá asi 16 % celkové tělesné hmotnosti. Kůže je životně důležitý orgán, který zabraňuje fyziologickým ztrátám tekutin, mikrobiální invazi, napomáhá udržovat stálou tělesnou teplotu, chrání organismus před mechanickým i chemickým poškozením. Navíc se v ní nachází smyslové receptory pro vnímání mechanických (Meissnerovo a Vater-Pacciniho tělísko), tepelných (Ruffiniho tělísko – teplo a Krauseho tělísko - chlad) a bolestivých (volné nervové zakončení) počítků. Dále plní i funkci vylučovací, kdy mazovými a potními žlázami vylučuje maz a pot, které mají kyselou reakci, čímž se omezuje růst mikroorganismů na povrchu kůže.

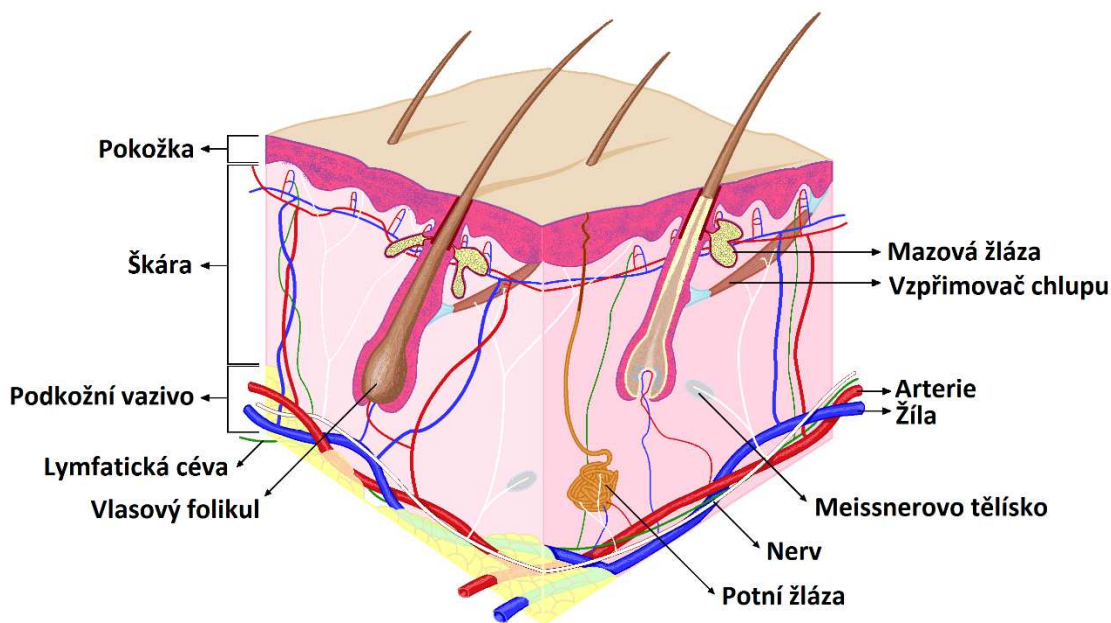
Vrchní vrstva kůže navíc obsahuje pigment melanin, který zabraňuje proniknutí ultrafialových paprsků ze slunce do hlubších částí pokožky, kde by mohly poškodit buněčnou informaci (DNA), a tím spustit nádorové bujení. Navíc absorpcí ultrafialového záření dochází k syntéze vitamínu D₃, který je nezbytný pro správné fungování metabolismu vápníku a fosfátu a napomáhá správné funkci imunitního systému.

[1][2]

3.1.1 Stavba kůže

Kůže se skládá ze tří základních vrstev, a to pokožka (epidermis), škára (dermis) a podkožní vazivo (tela subcutanea). Celková tloušťka kůže se liší v závislosti, kde se nachází a pohybuje se v rozmezí od 0,5 mm (oční víčka) do 4 mm (záda, chodidla). Každá z vrstev má různou tuhost. Průřez kůže je zobrazen na Obr. 3-1.

[3]



Obr. 3-1. Kůže

- **Epidermis - pokožka**

Epidermis se skládá z rohovatějícího mnohavrstevného dlaždicového epitelu. Tento epitel v zárodečné vrstvě neustále tvoří nové vrstvy, čímž vytlačuje starší buňky do vyšších vrstev pokožky (povrchová vrstva), kde rohovatější, odumírají a následně se odlupují. V závislosti na části těla se liší i tloušťka pokožky. Rozlišujeme tedy epidermis tlustého a tenkého typu, přičemž tlustý se pohybuje v rozmezí 400–800 μm a tenký 75–150 μm . Jedná se o nejužší vrstvu pokožky ($1,4 \cdot 10^5 Pa$).

[1][2][3][9]

- **Dermis - škára**

Jedná se o bohatě prokrvenou vazivově elastickou vrstvu kůže. Do epidermis se vyklenuje v tzv. papilách, ve kterých jsou kapilární sítě a nervová zakončení. Škára je hojně protkána krevními a mízními cévami a nervy. Navíc se zde nachází různé kožní deriváty jako např. vlasové folikuly a potní a mazové žlázy (viz níže). Tloušťka dermis, stejně jako u epidermis, je velmi proměnlivá. Největší tloušťku (4 mm) nabývá na zádech. Její tuhost je přibližně $8,0 \cdot 10^4 Pa$.

[1][2][3][9]

- **Tela subcutanea - podkožní vazivo**

Podkožní vazivo se skládá převážně z tukových buněk, jejichž množství výrazně závisí na výživě. Tato vrstva je nejjemnější ($3,4 \cdot 10^4 Pa$). Rozložení tuku závisí i na pohlaví. U mužů se tuky ukládají převážně na břichu, u žen pak převážně v prsech, na hýždích a horních částech stehen.

Tato vrstva slouží jako mechanická a tepelná ochrana, ale i jako zásobárna energie.

[1][3][9]

- **Kožní deriváty**

Jedná se o deriváty epidermis a dělí se na rohovějící a nerohovějící deriváty. Mezi rohovějící patří chlupy, vlasy a nehty a mezi nerohovějící patří potní a mazové žlázy.

Vlasy a chlupy vyrůstají z vlasových folikulů uložených ve škáře a skládají se z kořene, který je uložený právě ve vlasovém folikulu, a kmene, který z části vyčnívá nad úroveň pokožky.

Na vlasové folikuly navazují mazové žlázy produkující kožní maz, který brání kůži před vysycháním a vlasy a chlupy před lámavostí.

Potní žlázy jsou po těle rozmístěny nerovnoměrně. Nejvíce se jich nachází v podpaží, na čele, dlaních a chodidlech. Hrají velkou roli v regulaci tělesné teploty.

[1][3]

3.2 Nádory

Je spousta definic nádorů. Jedna z nich říká, že nádor je shluk abnormálních buněk, které rostou odlišně od buněk normálních, a tento růst přetrvává v těle i v době, kdy přestala působit příčina nádor vyvolávající.

Jiná zase říká, že se jedná o trvalý nadměrný růst tkáně nekoordinovaný s růstem okolních tkání.

Důležitá podstata nádorů je však to, že se vymykají všem kontrolním mechanismům, které řídí růst normálních buněk.

Pojem tumor obecně znamená zduření tkáně, neznamená to tedy hned to, že pacient má zhoubný nádor. Může se jednat pouze o zánětlivý tumor. Označení nádorů obecně vyplývá z tkáně, ze které nádor vzniká, a příponou –om (osteom, lipom, myom, atd.). Rozlišujeme také nádory pravé a nepravé (tzv. pseudotumory).

[4][6]

3.2.1 Nepravé nádory

Mezi nepravé nádory se řadí hypertrofie, hyperplazie, cysty, ukládání patologického materiálu (např. kyselina močová u dny), zánětlivý pseudotumor a další. Jedná se nádorovité útvary bez autonomního růstu.

Cysty jsou chorobně vzniklé dutiny s výstelkou. Pseudocysty neboli nepravé cysty, výstelku nemají. Velikost cyst je velice různorodá. Některé jsme schopni vidět pouze mikroskopem, jiné dosahují značných rozměrů. Náplň cyst je také různorodá, většinou bývá serózní, hlenová, naplněná plynem nebo krví.

Mezi nepravé nádory řadíme i polypy, což je vyklenutí povrchu sliznice. Můžou být stopkaté nebo přisedlé.

[4][6]

3.2.2 Dysplazie

Dysplazie je pojem týkající se celých orgánů (dysplazie ledvin), ale i jednotlivých buněk. Dysplazie patří k prenádorovým procesům (dříve byly označovány jako prekancerózy). Může plynule přecházet v carcinom in situ neboli neinvazivní karcinom. Dysplastické změny se hodnotí podle velikosti a tvaru buněk, vzhledu jejich jader, uspořádání jednotlivých buněk v epitelu a dalších faktorů.

[4]

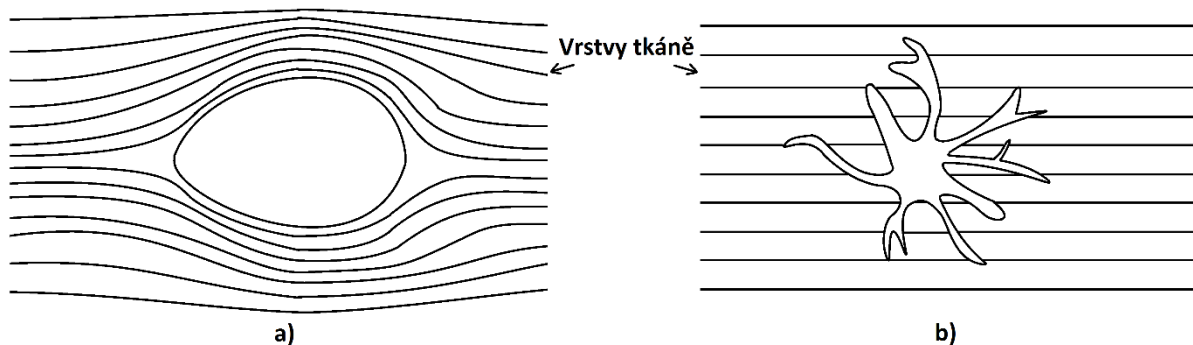
3.2.3 Pravé nádory

Pravé nádory můžeme rozdělit do dvou základních skupin, a to benigní a maligní. Existují i takzvané semimaligní nádory, kterou jsou na pomezí mezi benigními a maligními nádory. Jsou pouze lokálně destruktivní a nemetastazují do jiných částí těla.

Benigní neboli nezhoubné nádory jsou ohraničené a svým růstem pouze utlačují okolní tkáň. Zůstávají na místě svého vzniku – nemetastazují. Obvykle nemají větší negativní účinek na organismus a jsou snadno operovatelné.

Maligní neboli zhoubné nádory jsou zpravidla rychle rostoucí a rostou obvykle invazivně do okolní tkáňe a vytváří vzdálená ložiska (metastázy). Nedojde-li k včasnému odhalení, končí tyto onemocnění obvykle smrtí organismu, jelikož jsou špatně operovatelné. Rozlišují se tři základní typy růstu:

- **expanzivní** – mechanicky utlačuje okolí, čímž dochází k atrofii okolní tkáňe. Tímto způsobem rostou obvykle benigní nádory a po různou dobu i některé maligní nádory,
- **infiltrativní** – nádorové buňky vrůstají mezi buňky okolní tkáňe, přičemž nedochází k jejímu zničení,
- **invazivní** – jedná se o agresivní, destruktivní růst nádorových buněk do okolních tkání, čímž dochází k poškození zdravé tkáňe a následně i jejímu zničení. Jde o typický růst maligních nádorů.



Obr. 3-2. Rozdíl mezi ohraničeným nádorem a) a neohraničeným invazivním nádorem b)

Nádory se mohou šířit trojím způsobem, a to rozšiřováním se v místě růstu, metastazováním lymfatickými cestami nebo metastazováním krevními cestami.

Růstem nádoru v místě vzniku může dojít i k obsazení rozsáhlých částí těla, zvláště šíří-li se nádor v tělních dutinách, kde růstu nebrání žádné anatomické překážky.

Metastazováním lymfatickými cestami se zakládají tzv. dceřiná ložiska v průběhu lymfatických cest, nejčastěji v lymfatických uzlinách. Jelikož lymfatické cesty končí v krevním řečišti, pokračuje dále šíření krevními cestami, kde nejčastěji vznikají metastázy na plicích či játrech.

[5][6]

3.2.4 Elastické vlastnosti nádorů

Nádorové struktury se často výrazně odlišují od struktury okolní tkáňe převážně na úrovni mikrostruktury nežli makrostruktury. Největší rozdíl mezi nádorovou a zdravou tkání je v architektuře buněk, změnou jejich velikostí, obsahem extracelulárního prostoru a změnami kapilární sítě. Mimo jiné dochází u maligních nádorových bujení i ke změně mikrostruktury okolních tkání, především u invazivních nádorů. Dochází k zánětlivým reakcím a otokům.

Silové sensory tyto mikrostrukturální změny nedokáží zachytit, a proto je nutné posuzovat jinou veličinu – elasticitu. Mechanické vlastnosti nádorů jsou dány nejen jejich složením, ale převážně ohraničením jednotlivých struktur. U maligních nádorů jsou jejich mechanické vlastnosti ovlivněny převážně vyšší buněčností, uniformitou struktury, změnou objemu extracelulárního prostoru a také snížením obsahu extracelulárně uložených elastických a kolagenních vláken. Z toho plyne snížení elasticity maligních nádorů, čehož lze právě využít u zobrazení podkožních nádorů silovými sensory, jelikož se pomocí mechanické energie (síla) zobrazují mechanické vlastnosti podkožních struktur.

[7]

3.3 Základní silové (dotekové) sensory a jejich princip

Dotykové sensory se používají převážně ve strojní robotice, nicméně se v posledních letech začínají implementovat i do zdravotnických přístrojů. Ve strojní robotice se tento typ sensorů používá převážně ke zjištění polohy a orientace součástek, případně k jejich rozeznávání.

V biomedicíně se poměrně nově začínají implementovat do biomedicínské robotiky, a to hlavně do robotů pro minimálně invazivní operace. Chirurgové se při těchto operacích doposud musejí spoléhat pouze na svou intuici, jelikož nemají žádnou odezvu o tom, jakou silou robotická ruka tlačí na tkáň. Proto je snaha o vytvoření rozhraní, ve kterém by chirurg cítil i odezvu tkáně a mohl se tak lépe orientovat.

[8]

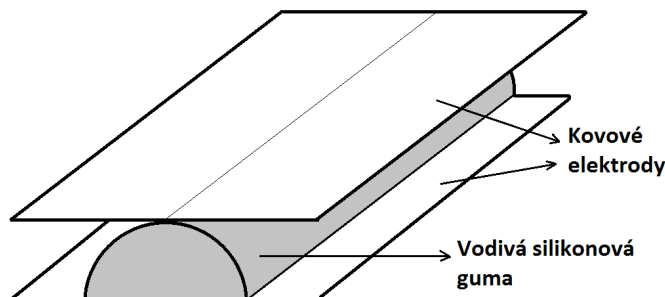
Další, a pro tuto práci důležitější, je využití aplikace dotykových sensorů při zobrazování podkožních struktur na základě rozdílnosti elasticity jednotlivých objektů. Jedná se o poměrně novou a doposud málo používanou metodu, která se stále ještě rozvíjí.

Za poslední desetiletí byla vynalezena spousta druhů sensorů pro napodobení hmatových receptorů v lidských prstech. Tyto sensory můžeme rozdělit na základě jejich principu. V dnešní době je snaha převádět všechny měřené veličiny na elektrický signál, s kterým se dá po binarizaci snadno pracovat. Sensory mohou být např. kapacitní, piezorezistivní, piezoelektrické, magnetické, optické a další. Níže jsou popsány nejpoužívanější z nich.

[9]

3.3.1 Piezorezistivní

Tento způsob sensorů pracuje na základě měření vodivostních změn ve vodivém materiálu při aplikaci síly. Největší odpor má sensor, když na něj není vyvinuta žádná síla. Se zvětšující se působící silou jeho rezistivita klesá. Na Obr. 3-3 je schematicky znázorněn cylindrický piezorezistivní sensor. Jako piezomateriál je použita silikonová guma.



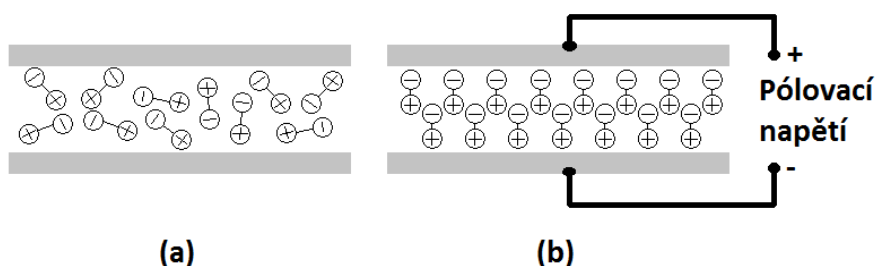
Obr. 3-3. Piezorezistivní sensor

Velkou výhodou tohoto snímače je jeho vysoká citlivost, nízká cena a velký dynamický rozsah. Jeho nevýhodou je velká spotřeba energie a omezené rozlišení.

[9][10]

3.3.2 Piezoelektrické

Jak již z názvu vyplývá, piezoelektrické sensory využívají piezoelektrického jevu, což je vznik napětí na piezoelektrickém materiálu při působení deformační síly. Obr. 3-4 znázorňuje základní mechanismus piezoelektrického mechanismu. V piezoelektrickém materiálu jsou dipóly náhodně rozmístěny, nejsou-li umístěny v elektrickém poli. Jakmile dojde k aplikaci napětí, dojde k orientaci dipólů ve směru elektrického napětí. Je-li v tomto stavu sensor stlačen silou, dojde k posunu dipólů mimo jejich osy, čímž dojde k nerovnováze nábojů a vzniku napětí. Snímáním vzniklého napětí je měřena aplikovaná síla na sensor.



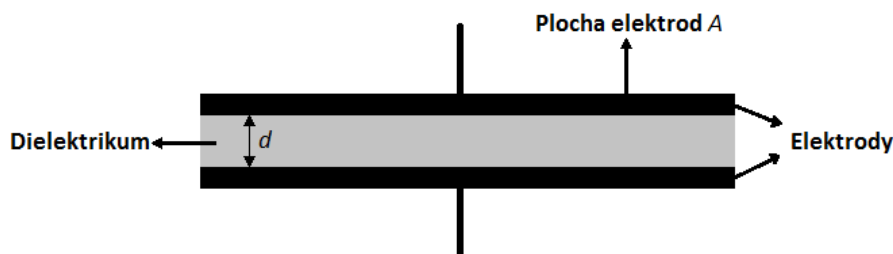
Obr. 3-4. Struktura nepolarizovaného (a) a polarizovaného (b) piezoelektrického materiálu

Výhodami tohoto typu sensorů jsou jejich vysoký dynamický rozsah a odolnost. Navíc jsou velmi jednoduché, levné a snadno vyrobitelné. Mezi jejich nevýhody však patří teplotní závislost, omezené rozlišení a hystereze.

[9][10]

3.3.3 Kapacitní

Kapacitní sensory převádějí aplikovanou sílu na změnu kapacity. Sensor se skládá ze tří vrstev, a to paralelně umístěných elektrod a mezi nimi vrstvou dielektrického materiálu, nejčastěji vzduch nebo silikon (viz Obr. 3-5). Působením silou na jednu z elektrod dojde ke snížení vzdálenosti mezi elektrodami, čímž dojde k nárůstu kapacity, která je snímána a z ní je získán údaj o velikosti působící síly.



Obr. 3-5. Schéma kapacitního sensoru

Výslednou kapacitu lze snadno vypočítat ze vztahu:

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \cdot \left(\frac{A}{d}\right) \quad (1)$$

kde A je plocha elektrod, d jejich vzdálenost, ϵ_0 permitivita vakua ($\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} F \cdot m^{-1}$) a ϵ_r je permeabilita použitého dielektrika.

Hlavní výhodou tohoto typu sensoru je jejich malá velikost, a tedy vysoké rozlišení. Mezi nevýhody patří značná hystereze a teplotní závislost.

[9][10]

3.3.4 Souhrn a zhodnocení senzorů

Na základě výše uvedených parametrů jednotlivých senzorů a hlavně i z výsledků daných rešerší, byly pro tuto práci vybrány kapacitní senzory. Vyznačují se převážně svou jednoduchostí a spolehlivostí. Dalším faktorem byla jejich dostupnost a nízká cena.

3.4 Zpracování obrazu

Po získání surového obrazu je nutná téměř vždy určitá softwarová úprava, která obraz změní do podoby, ze které je možno co nejlépe vyčíst požadované parametry. Mezi nejčastější úpravy patří např. filtrace šumu, transformace jasové stupnice, binarizace obrazu atd.

Jelikož v této práci budou přijímána data ve formě amplitudového módu a až poté převedena na 2D obraz, je nutné popsat průběh filtrace signálu (odstranění třesu rukou atp.).

3.4.1 Zpracování digitálního signálu

Důležitou operací je filtrace digitálního signálu, jelikož je díky ní možno odstranit z celého frekvenčního spektra ty části, které nenesou hledanou informaci a získat tak ze zkráceného signálu pouze užitečnou informaci. Analogové filtry nedosahují takových kvalit jako filtry digitální, proto je softwarová filtrace tak důležitá. Nejzákladnější implementace digitálních filtrů je za použití konvoluce vstupního signálu s impulzní odezvou filtru. Tyto typy filtrů jsou nazývány FIR filtry (*Finite Impulse Response*). Filtry typu IIR (*Infinite Impulse Response*) jsou konstruovány taktéž pomocí konvoluce, avšak výstup není konstruován pouze ze vstupů, ale i z předešlých hodnot výstupu.

[17]

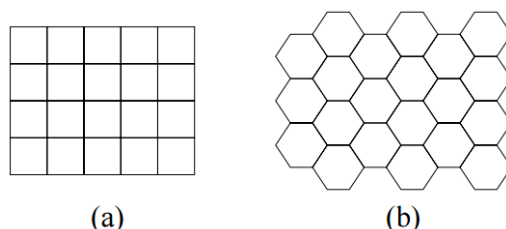
V práci byl použit klasický filtr s klouzavým průměrem, což je filtr, který z několika posledních příchozích hodnot vypočte průměrnou hodnotu, kterou uloží namísto poslední příchozí.

3.4.2 Zpracování 2D obrazu

Při tvorbě obrazu je nutné nejdříve správně provést jeho digitalizaci. Digitalizace je převedení pomocí vzorkování spojité obrazové funkce $f(x,y)$, kde x a y jsou souřadnice v prostoru, do matice o $M \times N$ bodech, přičemž každému bodu je přiřazena jedna z K úrovní jasu (kvantování). Vzorkování obrazu se řídí podle stejného principu jako klasické signály, tedy podle Shannon-Kotělnikova teorému. Z toho vyplývá, že nejmenší možný detail musí být minimálně dvojnásobkem vzorkovacího intervalu.

Správná volba vzorkovací frekvence je zásadní ke správnému fungování následného zpracování obrazu. Při nízké vzorkovací frekvenci dochází ke ztrátě detailů v obrazu, čímž může docházet ke špatnému stanovení diagnózy. Naopak při vysoké frekvenci vzorkování dochází ke zvýšení výpočetní náročnosti. Velikost obrazu se obvykle udává v obrazových bodech, tzv. pixelech. Rozlišení obrazu se obvykle udává v jednotkách DPI (dots per inch - body/palec). Počet jasových úrovní je třeba volit tak, aby nedocházelo ke vzniku falešných obrysů. Obvykle se volí 256 kvantizačních úrovní (1 bajt).

Ke správné digitalizaci je důležité určit i vzorkovací mřížku. Nejčastěji se používají mřížky čtvercové a hexagonální (viz Obr. 3-6). Čtvercová mřížka má nevýhodu v měření vzdáleností a spojitosti objektů. Nicméně díky své jednoduché realizovatelnosti a snadným následným úpravám obrazu je nejčastější. Hexagonální mřížka řeší většinu problémů čtvercové mřížky, avšak není vhodná pro určité operace jako např. Fourierova transformace.



Obr. 3-6. Čtvercová (a) a hexagonální (b) vzorkovací mřížka

[11][12]

Pomocí transformace jasové stupnice se mohou měnit vlastnosti obrazu. Např. při zvýraznění kontrastu je možné potlačit pozadí snímku a naopak zvýraznit požadované struktury.

Prahování neboli binarizace obrazu patří také mezi jasové transformace. Na základě zvoleného (vypočítaného) prahu se jednotlivým bodům přiřadí hodnota 0 (černá), nebo 1 (bílá) v závislosti, je-li původní hodnota bodu pod nebo nad prahovou hodnotou. Takto lze jednoduše odlišit pozadí (obvykle černé) od požadovaných struktur (bílé).

[13]

Obraz je po pořízení obvykle ještě potřeba vyfiltrovat, aby se dosáhlo větší ostroty, případně aby se vyhladily nepotřebné struktury nebo naopak zvýraznily ty důležité. Rozlišujeme dva základní způsoby filtrace, a to prostorová a frekvenční.

Filtrace v prostorové oblasti funguje na principu průměrování daného bodu s body okolními. Tímto se v každém bodě obrazu sníží statické fluktuace. Při tomto postupu se hodnoty jednotlivých obrazových elementů násobí vhodnými váhovými koeficienty (výchozí centrální bod má obvykle nejvyšší váhu a váhy okolních bodů se vzdáleností vhodně klesají). Tyto součiny jsou sečteny a poděleny celkovým součtem vah a výsledná hodnota se uloží zpět do výchozího bodu. Klasickým příkladem je devítibodový filtr, viz Obr. 3-7.

1	2	1
2	4	2
1	2	1

Obr. 3-7. Příklad devítibodového filtru

Filtrace ve frekvenční oblasti je založena na Fourierově teorému, který říká, že každou funkci $f(x)$ lze rozložit na součet kosinových a sinových harmonických funkcí. Filtrace probíhá ve třech krocích. Nejdříve se obraz převede Fourierovou transformací do frekvenční oblasti, čímž vznikne frekvenční spektrum. Dále se vzniklé spektrum násobí vhodnou funkcí nazývanou filtr, což způsobí lokální zvýšení či snížení (případně úplné anulování) amplitud určitých harmonických funkcí. Posledním krokem je inverzní Fourierova transformace zfiltrovaného spektra (převedení do prostorové oblasti), čímž se získá výsledný zfiltrovaný obraz.

[14]

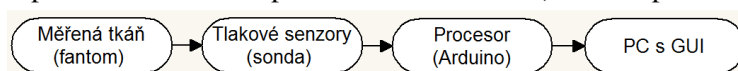
4 Návrh a realizace

Prvním důležitým bodem bylo zvolení správného hardwaru, který by splňoval veškeré požadavky potřebné k realizaci celého řetězce. Nicméně bylo třeba brát zřetel i na pořizovací cenu. Proto se ve výsledku udělal kompromis a byly využity senzory od firmy SingleTact. Jedná se o kapacitní senzory (dle předpokladů vyplývajících z rešerše) s měřícím rozsahem 0 až 10 N a rozlišením 25 mN, což je pro požadované účely dostačující. Avšak velikost aktivní plochy senzoru (kruh o poloměru 8 mm) značně omezuje jeho rozlišovací schopnost, co se týče velikosti snímaných objektů.

K předzpracování snímaných dat se jako ideální mikrokontrolér jevil Arduino Mega, který díky svým rozsáhlým perifériím a poměrně jednoduchým programovacím prostředím nabízí dostačující možnosti potřebné ke správné funkci celého řetězce.

4.1 Měřicí řetězec – hardware

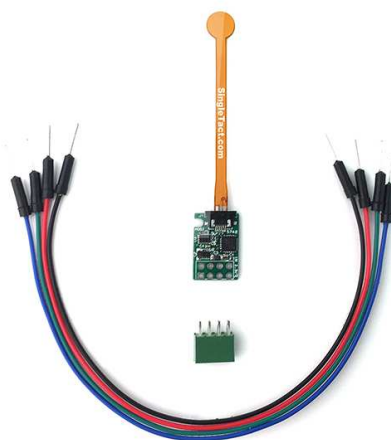
Jak lze vidět na Obr. 4-1, tak měřicí řetězec se skládá z vytvořeného fantomu, který je blíže popsán v kapitole 4.1.1, dále pak ze tří lineárně umístěných silových kapacitních senzorů od firmy SingleTact (viz Obr. 4-2) umístěných do vytvořené sondy (viz kapitola 4.1.2). Veškerá data ze senzorů jsou přenášena do mikrokontroleru Arduino Mega 2560, který je uspořádá do požadovaného formátu a následně je odešle do počítače k dalšímu zpracování a zobrazení (více v kapitole 4.2).



Obr. 4-1. Blokové schéma měřicího řetězce

Použitý silový senzor obsahuje i kalibrační jednotku (viz Obr. 4-2 dole), která zmenšuje nelinearitu změny kapacity senzoru působením síly na jeho aktivní plochu. Senzory jsou napájeny 5 V prostřednictvím výstupu z Arduina.

Kalibrační jednotka umožňuje použití komunikačního rozhraní I2C, nicméně díky velké složitosti jejího komunikačního protokolu byly nakonec použity analogové vývody, jejichž výstupní napětí se pohybuje v rozmezí 0–2 V. Běžný pracovní rozsah je ovšem od 0,5 V (odpovídající 0 N) do 1,5 V (odpovídající 10 N). Klesne-li napětí pod 0,5 V, značí to podtlak na senzor, čehož je třeba se vyvarovat, jelikož může dojít k poškození vnitřní struktury senzoru. Přesáhne-li naopak síla 10 N, výstupní napětí se ustálí na 2 V v saturaci, která značí přetížení senzoru.



Obr. 4-2. Silový kapacitní senzor od firmy SingleTact

Mikrokontrolér Arduino Mega 2560 je založený na procesoru ATmega2560. Z obsažených 54 digitálních vstupů je využit pouze jeden, který je softwarově nastaven trvale na hodnotu logické jedničky pomocí zabudovaného pull-up rezistoru. Při stisku tlačítka dojde k propojení tohoto vstupu se zemí, a tedy změny na hodnotu logické nuly. Funkce tlačítka je popsána v kapitole 4.2.1.

Arduino je napájeno 5 V přímo z počítače pomocí kabelu USB. Tento kabel slouží zároveň i jako datová linka mezi Arduinem a počítačem, ve kterém se nachází grafické uživatelské rozhraní sloužící k zpracování a zobrazení měřených hodnot.



Obr. 4-3. Arduino Mega

4.1.1 Výroba fantomu

K výrobě testovacího fantomu byly použity různé typy gelů simulujících lidskou tkáň. Jako první byl vytvořen fantom na bázi agaru. Byly otestovány různé koncentrace, nicméně ve všech případech byl výsledný produkt moc křehký a po vyvinutí i poměrně malé síly, jeho povrch začal prskat (viz .Obr. 4-4).



Obr. 4-4. Původní fantom na bázi agaru

Proto byla otestována kombinace agaru spolu s želatinou. Agar zajišťuje pevnost fantomu, kdežto želatina dodává požadovanou elasticitu. Opět bylo otestováno několik různých kombinací koncentrací jednotlivých složek, dokud se nedosáhlo požadované kvality.

Jako první se do 150 ml studené vody vsype 3 g agar prášku. Směs se důkladně promíchá a pomalu za stálého míchání přivede k varu. Mezitím se do studené vody vloží jeden plátek želatinu a nechá se nabobtnat. Po 3–5 minutách varu se agar nechá ochladnout na cca 50–60 °C. Vloží se do něj předpřipravený želatinový plátek a důkladně se směs promíchá. Takto vzniklá směs se naleje do formy.

Pro účel této práce byly použity tři vrstvy takovéto směsi. Každá z vrstev obsahuje sadu tuhých předmětů simulujících podkožní léze. Jako léze byly použity matice o velikosti závitů M10, M6, M4 a M3.

Nejdříve se do formy nalila tenká vrstva směsi, nechala se zaschnout a na ni se pak postupně vkládaly matice různých velikostí do jedné řady. Takto uložené matice se celé zalily směs, a ta se nechala vychladit. Tento postup se ještě dvakrát opakoval, až vznikly tři vrstvy matic různých velikostí, ve třech různých hloubkách (viz Obr. 4-5). První matice jsou v hloubce přibližně 2 mm, druhá řada matic je v cca 7 mm a poslední zhruba ve 12 mm.

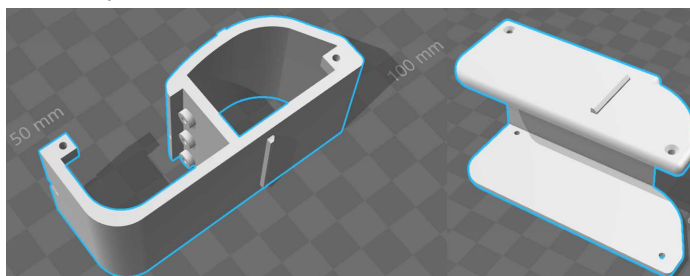


Obr. 4-5. Fantom z kombinace agaru a želatiny

4.1.2 Sonda

Ke správné funkčnosti a zároveň jednoduché obsluze bylo zapotřebí vytvořit sondu, do které se umístí senzory spolu s tlačítkem. Původně byla snaha i o umístění kontroléru Arduina do sondy kvůli jednoduchosti, avšak díky značným rozměrům Arduina Mega bylo nakonec umístěno samostatně mimo sondu. Jednou z myšlenek, jak tomuto zabránit, bylo použití Arduina Nano, které je mnohonásobně menší, avšak to neobsahuje možnost softwarového nastavení rozsahu analogových vstupů na hodnotu 2,56 V (základní rozsah je 5 V). To by mělo za následek značné zmenšení citlivosti senzorů (detailnější popis se nachází v kapitole 4.2.2).

Jak lze vidět z Obr. 4-6, byl vytvořen 3D návrh dle rozměrů senzorů. K návrhu byl použit program Autodesk Inventor. Při návrhu bylo nutné dbát fyzikálních možností pružnosti senzorů. Proto je horní strana navržena s velkým zaoblením.



Obr. 4-6. 3D návrh sondy vytvořený v programu Autodesk Inventor

Každá ze tří kalibračních jednotek je umístěna na distančním sloupku (viz Obr. 4-6) a přichycena šroubkem o průměru 2 mm. Z kalibračních jednotek vedou flexibilní senzory, které jsou ohnuty podél horní zaoblené plochy, a jejich aktivní plocha je přilepena pomocí oboustranné pásky na přední rovnou plochu do vyznačeného okénka (viz Obr. 4-7).

V zadní stěně je ponechán otvor pro kabel. Ten obsahuje 6 žil; 2 napájecí, 3 datové přenášející analogový signál ze senzorů a jednu, která vede od tlačítka k digitálnímu vstupu (propojení se zemí). Jelikož se přenáší analogový signál, byl proto použit stíněný kabel, který poměrně spolehlivě brání od vnějšího elektromagnetického rušení.



Obr. 4-7. Kompletní osazená krabička

Otvor pro tlačítko byl vyfrézován až po vytisknutí, jelikož bylo zapotřebí vyzkoušet nejdříve ergonomii držení sondy a až následně rozhodnout do jakého místa bude nevhodnější tlačítko umístit. Po vytisknutí sondy bylo tedy zvoleno místo vhodné pro stisknutí palcem – používá-li přístroj pravák (viz Obr. 4-7). Jako tlačítko byl použit spínač antivandal HBGQ16B-10/S z důvodů své velikosti (snadná manipulace) a odolnosti.

Výčnělky po celém obvodu sondy viditelné jak na návrhu sondy (Obr. 4-6), tak i na samotné realizaci (Obr. 4-7) slouží ke snadnému uchycení fólie, která slouží k ochraně senzorů proti vnějším vlivům (převážně proti sonografickému gelu).

4.2 Měřicí řetězec – software

Měřicí řetězec začíná v mikrokontroléru Arduino, kde se z analogového signálu stává diskretní digitální signál, který je přenášený pomocí USB kabelu do počítače. Tam je celý signál následně dodatečně zpracován a zobrazen několika různými způsoby.

4.2.1 Software v Arduinu

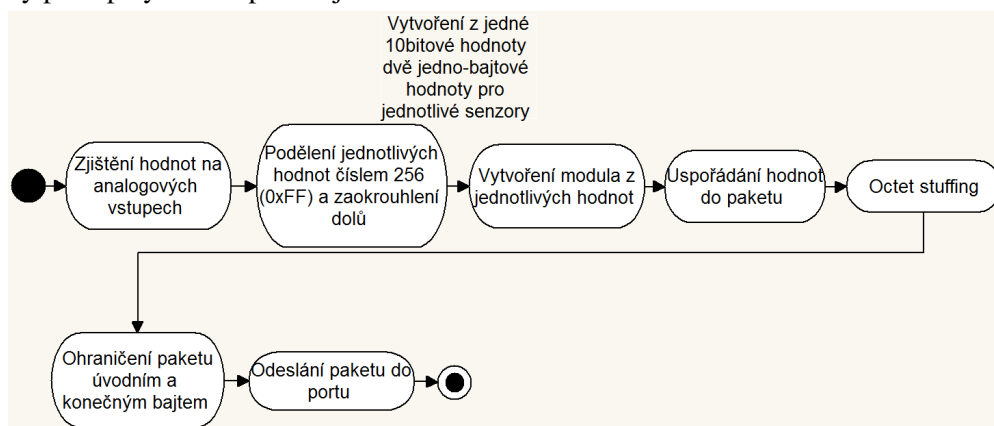
Při zapnutí Arduina (připojení k USB kabelu) dojde nejdříve k inicializaci základních parametrů, jako jsou nastavení pinu pro LED diodu jako výstup, nastavení digitálního vstupu jako vstup s aktivovaným pull-up rezistorem (vstup z tlačítka), nastavení měřicího rozsahu analogových vstupů na hodnotu 2,56 V (důvod změny rozsahu je popsán v kapitole 4.2.2) a nastavení přenosové rychlosti na hodnotu 19200 baudů. Dále dojde k inicializaci globálních proměnných, např. odchozí příkazy pro GUI v počítači a proměnné pro booleovu logiku potřebnou ke správné funkčnosti hlavní smyčky.

Po inicializaci výše zmíněných parametrů, vejde program do hlavní nekonečné smyčky. První proces uvnitř smyčky slouží k přečtení příchozích bajtů. Je-li množství bajtů nenulové, dojde k validaci příchozího příkazu – kontrola jeho přesné struktury dle Tab. 1. Rovná-li se obsah balíku hodnotě 0x01, změní se hodnota booleovy proměnné *measure* na PRAVDA (logická 1) a dojde k odeslání potvrzujícího balíku do počítače (viz Tab. 2, příkaz 0xF9). Je-li naopak příkaz roven hodnotě 0x00 změní se hodnota na NEPRAVDA (logická 0). V případě, že se příchozí příkaz nerovná ani jedné z výše uvedených variant, nedojde k žádné změně nastavení.

Tab. 1. Seznam validních příchozích příkazů

Příkaz - HEX	Příkaz - překlad
0xFC 0x00 0xFD	Ukončení měření – vypnutí snímání hodnot z analogových vstupů
0xFC 0x01 0xFD	Zahájení měření – povolení snímání hodnot z analogových vstupů

Další fází smyčky je kontrola proměnné *measure*. Je-li nastavena na hodnotu 0, dojde k přeskočení stávajícího kroku na krok následující popsany níže. Je-li však roven 1, změří se aktuální hodnoty vstupů na třech analogových vstupech, na které jsou připojeny senzory. Jelikož rozlišení analogových vstupů je 10 bitů, je nutné toto 10-ti bitové slovo rozdělit do dvou bajtů. To se provede dělením původní hodnoty číslem 256 a zaokrouhlením dolů, čímž se získá nejvýznamnější bajt (MSB). Následně se z původní hodnoty získá modulo, kterým se získá nejméně významný bajt (LSB). Je-li nutné, provede se octet stuffing a veškeré získané hodnoty se ohraníčí úvodním a konečným bajtem dle komunikačního protokolu (detailnější rozbor v kapitole 4.2.3). Nakonec se získaný paket odešle do portu. Celý postup vytvoření paketu je blokově zobrazen na Obr. 4-8.



Obr. 4-8. Blokové schéma postupu získání datového paketu

Ke konci cyklu se zjišťuje hodnota na digitálním vstupu, ke kterému je připojeno tlačítko. Opět na základě booleovy logiky se nekontroluje jen stávající hodnota, ale hlavně i změna hodnoty oproti poslednímu proběhnutí cyklu. Čili stiskem tlačítka se hodnota na vstupu změní z hodnoty log. 1 na log. 0. Při zaznamenání této události dojde k rozsvícení integrované LED diody, odeslání příkazu do počítače pro začátek vykreslování hodnot do grafu v reálném čase (viz Tab. 2, příkaz 0xFB) a nakonec pozastavení programu na 100 ms. Tato hodnota byla experimentálně zjištěna, že více než dostatečně stačí na ošetření proti nechtěným zákmitům docházejícím při stisku tlačítka.

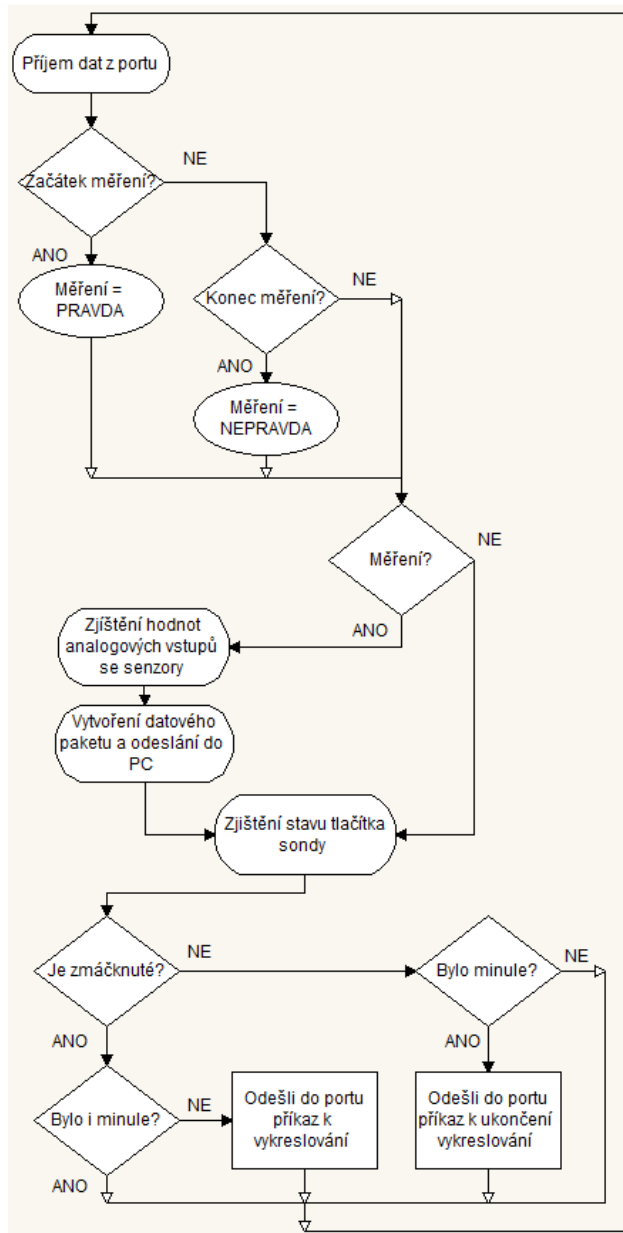
Pustí-li uživatel tlačítko, dojde k jeho rozpojení, což má za následek změnu z log. 0 na log. 1 díky zabudovanému pull-up rezistoru. Nastane-li tato událost, LED dioda se zhasne, odešle se příkaz do počítače sloužící k ukončení vykreslování hodnot do grafu (viz Tab. 2, příkaz 0xFA) a opět dojde k pozdržení programu na 100 ms kvůli zákmitům.

Tab. 2. Seznam odchozích příkazů z Arduina

Příkaz - HEX	Příkaz - překlad
0xFC 0xF9 0xFD	Potvrzení začátku měření
0xFC 0xFA 0xFD	Příkaz k ukončení vykreslování do grafu
0xFC 0xFB 0xFD	Příkaz k začátku vykreslování do grafu

Zdržení celé smyčky je nastaveno tak, aby jeden průběh celého cyklu trval přibližně 10 ms, z čehož vyplývá, že vzorovací frekvence je přibližně 100 Hz, což je více než dostačující, jelikož měřená veličina je poměrně pomalu se měnící.

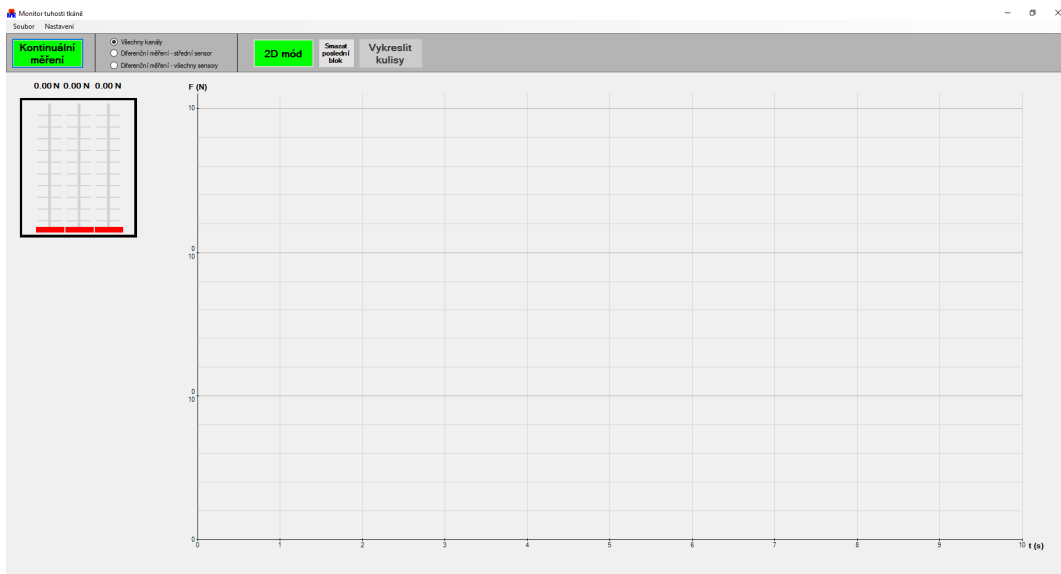
Celý postup hlavní smyčky je znázorněn na Obr. 4-9.



Obr. 4-9. Blokové schéma programu hlavní smyčky v Arduinu

4.2.2 Uživatelské rozhraní v pc

Celé grafické uživatelské rozhraní (GUI) bylo napsáno v programovacím jazyce C# v programu Microsoft Visual Studio 2013. Výsledný program není třeba instalovat. Stačí si překopírovat kdekoli na disk soubor *Tactile_Sensing_DED0031.exe* a program je připraven k použití. Na Obr. 4-10 je vidět úvodní strana programu.

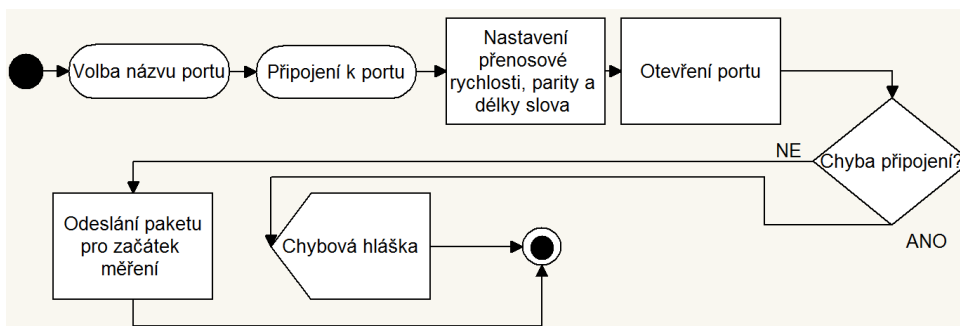


Obr. 4-10. Grafické uživatelské rozhraní – hlavní strana

Po kliknutí na tlačítko *Nastavení* se odkryje možnost nastavení portu. V této možnosti se zvolí COM port, ke kterému je připojena měřící sonda. Název portu je nastaven tak, že po ukončení programu a jeho opětovném spuštění zůstane uložen název z předešlé relace, kvůli ulehčení práce pro obsluhu zařízení.

K začátku vykreslování do grafu je možnost použití dvou tlačítek; *Kontinuální měření* a *2D mód*. První tlačítko vykresluje data pouze v časové doméně (viz Obr. 4-10). Druhé tlačítko vykresluje data nejdříve stejně jako předchozí, avšak po ukončení měření má možnost zobrazení hodnot do 3D grafu a to buď ve formě zhuštěných kulís, anebo povrchového grafu (viz níže).

Nicméně po stisknutí libovolného z uvedených dvou tlačítek dojde v obou případech k připojení se ke zvolenému portu (viz Obr. 4-11). Jako první dojde k nastavení základních parametrů portu, jako jsou název portu a přenosová rychlost, která je nastavena na 19200 baudů. Navíc jsou vyprázdněny buffery pro příchozí a odchozí komunikaci a nastaveny další vnitřní parametry programu. Vyskytne-li se v průběhu některého z výše uvedených kroků jakýkoli problém, struktura funkcí *try{}* a *catch{}* chybu zachytí a dojde k vyskočení chybové hlášky. Proběhne-li vše v pořádku, do portu je odeslán příkaz pro začátek měření (viz Tab. 1 z minulé kapitoly, příkaz 0x01) a je vyvolána funkce pro příjem příchozích dat z portu.



Obr. 4-11. Blokové schéma připojení se k portu

Obdobné kroky jako připojení k portu má i funkce k odpojení od portu, jen neobsahuje nastavení parametrů portu, ani není potřeba struktura `try{} / catch{}`, která by kontrolovala správnost odpojení a do portu je před jeho odpojením odeslán příkaz pro ukončení měření (viz Tab. 1, příkaz 0x00).

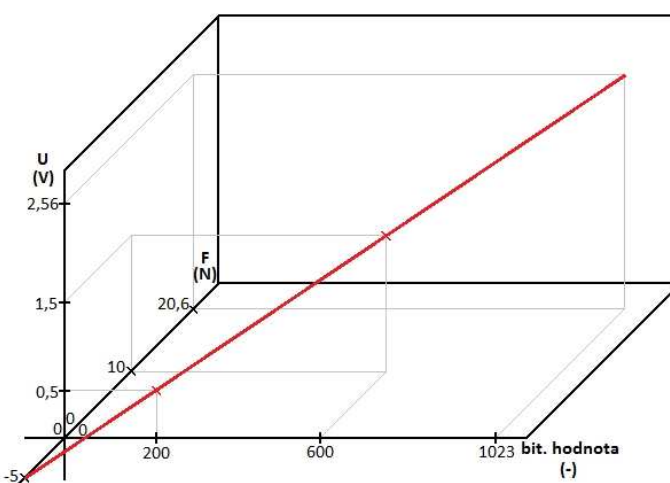
Z příchozích dat musí být nejdříve zkompletován celý datový paket na základě komunikačního protokolu (viz kapitola 4.2.3). V další fázi je dekodován obsah paketu na základě octet stuffingu (viz kapitola 4.2.3). Následně je zkontrolováno, jestli obsah paketu neobsahuje nějaký příkaz z Arduina. Obsahuje-li nějaký, je vykonána patřičná funkce, neobsahuje-li žádný, proběhne validace příchozího paketu. Je-li vše v pořádku, dojde ke sloučení dvou sousedních bajtů pomocí bitových operací (bitový posun a funkce OR), dle komunikačního protokolu (viz Tab. 3), patřících jednotlivým sensorům, a vzniku 10ti bitových hodnot.

V tomto kroku jsou hodnoty přepočítány na skutečnou hodnotu přítláčné síly působící na jednotlivé senzory. Přepočet je realizován na základě rovnice (2).

$$F = 20,6 \cdot \frac{(b_{10} - 200)}{824} \quad (2)$$

b₁₀.....10ti bitová hodnota

Vzorec vyplývá z faktu, že nastavený měřicí rozsah Arduina je 2,56 V. Tudíž hodnotám 0–2,56 V připadá 10 bitů (napětíové rozlišení je tedy 2,5 mV). Na základě faktu, že hodnotě 0 N připadá 0,5 V a hodnotě 10 N připadá 1,5 V, byly tyto body aproximovány přímkou, čímž vznikla výsledná rovnice. Z rovnice také vyplývá to, že maximální rozlišovací schopnost je 25 mN, což vzhledem k tomu, že rozlišení samotných sensorů je 20 mN, je dostačující. Právě z tohoto důvodu bylo zapotřebí v Arduinu změnit napětíový rozsah analogových vstupů na 2,56 V. Grafické znázornění přepočtu je zobrazeno na Obr. 4-12.



Obr. 4-12. Grafické zobrazení lineární aproximace převodu mezi bitovou hodnotou, napětím a silou

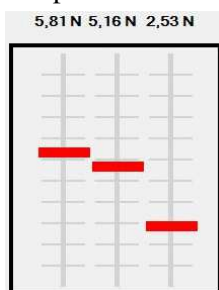
Je-li hodnota větší než 600 (10 N), v grafu se zobrazí jako saturace v 10 N. Je-li naopak hodnota nižší než 200 (0 N), v grafu bude hodnota zobrazena jako 0 N.

Následuje krok, ve kterém dojde k dodatečné softwarové filtraci dat z jednotlivých sensorů pomocí průměrového filtru. Ten je realizován pomocí pole o velikosti 10, ve kterém je uloženo vždy posledních 10 hodnot, z nich je spočítán průměr, a ten je uložen místo poslední příchozí hodnoty. Filtr má především za úkol filtrovat drobné odchylky způsobené síťovým brumem, případně třesem ruky vyšetřujícího.

V poslední fázi zpracování dat se už pouze získané hodnoty přidávají do grafu a zobrazí se.

Zobrazení dat

Jak bylo zmíněno výše, k zobrazení lze použít dvě tlačítka (*Kontinuální měření a 2D mód*). V obou případech po jejich stisknutí začnou přicházet data z Arduina. Dokud na sondě není stisknuto tlačítko, přichází hodnoty se zobrazují pouze v „bar grafu“ (viz Obr. 4-13). Ten zobrazuje pouze okamžité hodnoty jak v grafické, tak i číselné podobě.



Obr. 4-13. Zobrazení okamžitých hodnot pomocí „bar grafu“

Po stisku tlačítka se hodnoty kromě do „bar grafu“ začnou zaznamenávat v čase do klasického 2D grafu. Ten má tři druhy zobrazení pomocí výběrových tlačítek. Základním typem je zobrazení absolutních hodnot, které jsou v jednom grafu zobrazeny nad sebou.

Další možností je měření pomocí jednoho aktivního senzoru a dvou senzorů kontrolujících přítlačnou sílu. Princip tohoto zobrazení je takový, že z hodnot z dvou krajních senzorů je spočítána průměrná hodnota, která je odečtena od hodnoty z prostředního senzoru. Takto získána hodnota je zobrazena v grafu samostatně.

Posledním typem zobrazení v časové oblasti je průměrové zobrazení. Jedná se o podobný princip jako v předchozím zobrazení, ale průměrná hodnota je spočítána ze všech tří senzorů a odečtena od všech jejich absolutních hodnot. Tímto je eliminována informace o přítlačné síle a zůstane jen informace o silových odchylkách v jednotlivých časových okamžicích.

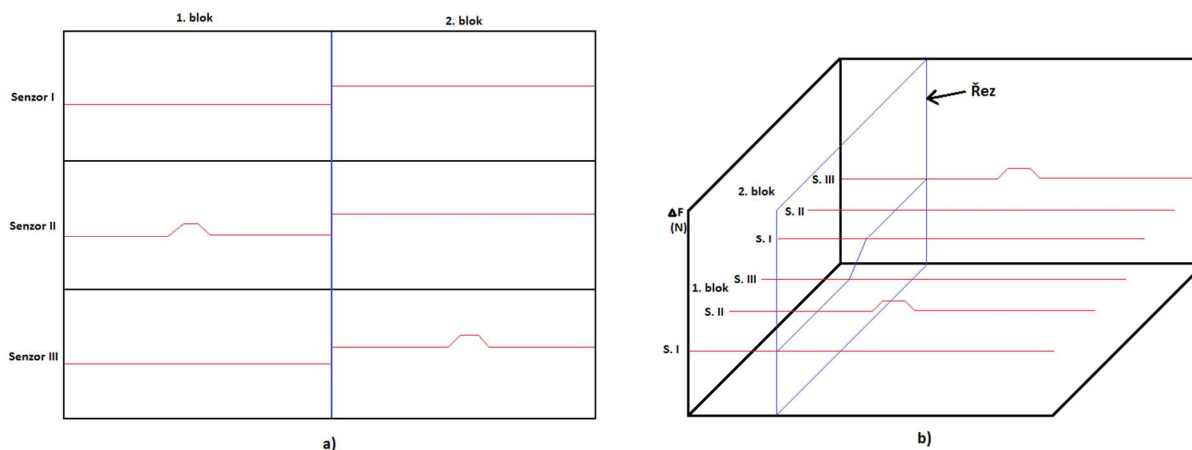
Pustí-li uživatel v průběhu měření tlačítko na sondě, dojde k odeslání příkazu k ukončení zobrazování hodnot v čase. Na grafu se to projeví zobrazením svislé modré čáry, která slouží pro jednodušší orientaci v záznamu. Stiskne-li uživatel tlačítko znovu, hodnoty se začnou zobrazovat s návazností na poslední měření.

Zvolí-li se možnost 2D módu, je po ukončení měření navíc zpřístupněna volba *vykreslení kulis*. Po stisknutí tohoto tlačítka dojde jako první ke kontrole konzistentnosti dat. První se kontroluje počet naměřených bloků (kolikrát uživatel stisknul a pustil tlačítko sondy během jednoho měření). Obsahuje-li měření pouze jeden blok, software kontroluje pouze délku záznamu – musí být delší než jednu sekundu. V případě, že bloků obsahuje více, pak každý blok musí být delší než jednu vteřinu a navíc délka libovolného úseku nesmí být větší o více než 30 % vzhledem k nejkratšímu úseku. Nesplňují-li data libovolnou z uvedených podmínek, vyskočí chybová hláška. V případě, že je vše v pořádku, data se odešlou do druhého formuláře k dalšímu zpracování.

V tomto formuláři má uživatel možnost zvolit mezi dvěma základními typy zobrazení, a to vykreslení průměrných hodnot, anebo zobrazení derivace v čase (princip je rozebrán níže). U každého typu zobrazení je ještě možnost volby mezi zobrazením pomocí zhuštěných kulis, anebo pomocí povrchového grafu v barevné teplotní mapě (modrá – nejnižší hodnoty, červená – nejvyšší).

V základním nastavení je zvolen typ zobrazení průměrných hodnot pomocí zhuštěných kulis. Obsahuje-li měření více bloků, dojde k přepočítání hodnot tak, aby všechny bloky měly stejný počet bodů, a jsou uspořádány do matice. Následně je pro řez v každém okamžiku (viz Obr. 4-14 b) vypočtena

průměrná hodnota, která se odečte od všech absolutních hodnot. Poté je zjištěna minimální hodnota opět z jednotlivých řezů a odečtena od hodnot daného řezu. Tím je eliminována informace o přítlačné síle nejen v jednom řezu, ale napříč celým měřením. Tudíž i když uživatel v průběhu měření jednoho bloku v určitém okamžiku zvýší, případně sníží, přítlačnou sílu, na zobrazení to nebude mít žádný vliv. V grafu se zobrazují pouze okamžité odchylky v rámci jednoho řezu.



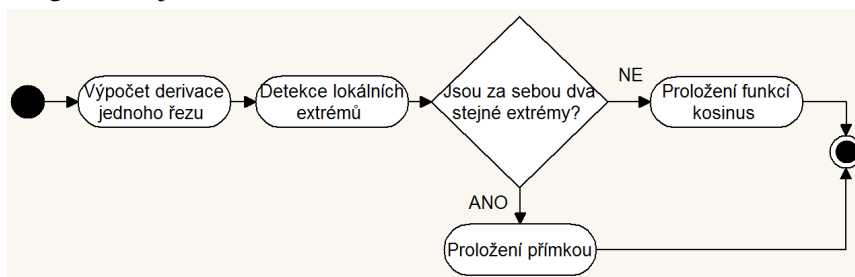
Obr. 4-14. Znázornění převodu z časového zobrazení na prostorové

Zvolí-li uživatel zobrazení pomocí derivace v časové oblasti, je spočítána diskretní derivace neboli rozdíl dvou sousedních hodnot, napříč daty z každého sensoru a každého bloku zvlášť. Tím ztratíme informaci ohledně silových změn napříč jednotlivými řezy, avšak naopak je zvýrazněna informace ohledně náhlých změn v časové oblasti. Posléze je zjištěna nejmenší hodnota z celé matice a od každé hodnoty je toto minimum odečteno, čímž si usadíme celou matici hodnot do ideální pozice pro zobrazení.

V obou typech zobrazení následuje aproximace hodnot v rámci jednotlivých řezů, kdy se mezi každé dva body daného řezu vloží 3 další dopočítané body, kopírující funkci kosinus (detailnější popis principu aproximace je popsán níže). Výsledná matice s aproximovanými hodnotami je odeslána do 3D grafu jehož princip je popsán ke konci kapitoly.

Aproximace

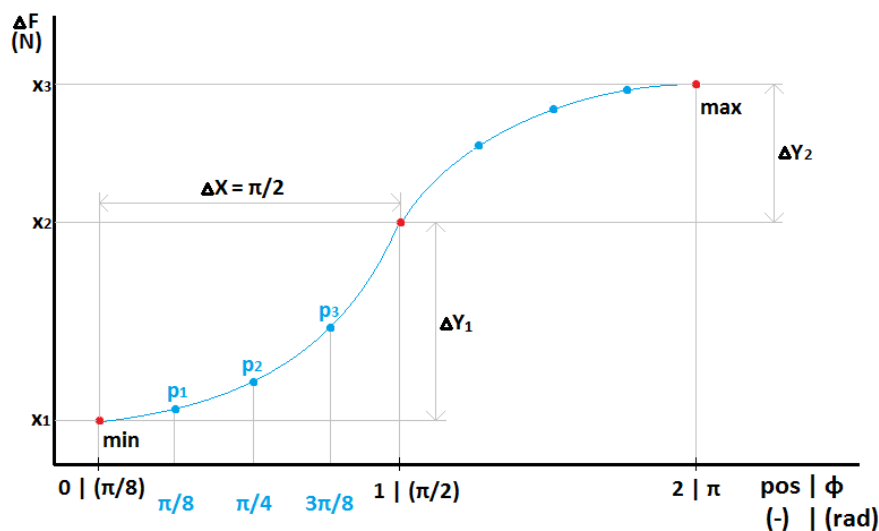
Proložily-li se body přímkou, výsledek by neměl žádnou výpovědní hodnotu. Proto byl pro lepší orientaci v nasnímaných hodnotách vymyšlen algoritmus, který v rámci každého řezu proloží hodnoty funkcí kosinus. Algoritmus je blokově znázorněn na Obr. 4-15.



Obr. 4-15. Algoritmus aproximace hodnot pomocí funkce kosinus

V prvním kroku aproximace je vypočtena derivace jednotlivých řezů. Ta se později používá k nastavení správné amplitudy kosinu. Následně se pomocí booleovy logiky detekují lokální minima a maxima jednotlivých řezů, které slouží k určení periody kosinu. Na Obr. 4-16 je vidět grafické

znázornění principu aproximace. Z obrázku lze vidět, že v řezu bylo nalezeno jedno minimum a jedno maximum. Vzdálenost mezi těmito extrémy jsou 2 body, z čehož vyplývá, že vzdálenost sousedních bodů v radiánech je $\pi/2$, jelikož vzdálenost minima a maxima je vždy rovna π .



Obr. 4-16. Grafický popis principu aproximace

Rovnice (3) popisuje matematický princip získání aproximovaných bodů. Vychází z principu, že rozdělí první půlperiodu funkce kosinus na tolik dílů, kolik je mezer mezi jednotlivými body (mezi minimem a maximem). Ke skutečné naměřené hodnotě senzorem, je přičteno normalizované číslo v rozsahu 0 až 2 (rozsah je závislý na vzdálenosti minima a maxima), které je však vynásobeno podílem difference a maximální normalizovanou hodnotou, čímž se z normalizované hodnoty stane odpovídající nárůst vzhledem k rozdílům amplitud dvou sousedních skutečných bodů.

$$p_j = x_i + \frac{(\cos(pos \cdot \Delta X) - \cos((pos + j/4) \cdot \Delta X)) \cdot \Delta Y_i}{|\cos(pos \cdot \Delta X) - \cos((pos + 1)\Delta X)|} \quad (3)$$

$j \in \{1; 2; 3\}$

index aproximovaného bodu

i

index aktuálního bodu

pos

pozice daného bodu na ose X

ΔX

přepočítaná vzdálenost sousedních bodů na radiány

ΔY

diference hodnot dvou sousedních bodů

Obdobně aproximace probíhá, i když je funkce klesající. Je-li funkce konstantní, jsou mezi každé skutečné body vloženy tři nové o stejné hodnotě (lineární aproximace).

3D graf

K vytvoření 3D grafu bylo zapotřebí spočítat správné úhly natočení jednotlivých přímk, aby nedocházelo k deformaci nebo zkreslení obrazu. Proto byly deklarovány proměnné *azimut* a *elevation*, které nabývají hodnot od 0 do 90, přičemž základní hodnota při otevření grafu je pro obě proměnné 30. Jejich funkce slouží k určování úhlu pohledu na graf, přičemž změnu úhlu lze provést pomocí tahu myši nad grafem.

2D pozice jednotlivých bodů v grafu je získána spočtením vhodnou kombinací poměrů proměnných *azimut* a *elevation* vzhledem k jejich maximálnímu rozsahu, tedy 90, případně doplňku tohoto poměru do 1 (číselný rozsah je vždy od 0 do 1), a vynásobením absolutní hodnotou bodu v 3D

prostoru (x, y, z). Tímto se převedou 3D body do 2D prostoru. Rovnice (4) je ukázka vzorce, na základě kterého se počítá y-ová relativní pozice libovolného příchozího bodu.

$$Y_{rel} = y \cdot gain + y_{miny} \cdot \left(1 - \left(x \cdot \frac{\left(1 - \frac{azimut}{90} \right)}{x_{maxx}} \right) \right) + z \cdot \frac{elevation}{90} \cdot \left(1 - \frac{azimut}{90} \right) \quad (4)$$

$$gain = \frac{y_{maxy} - y_{miny}}{y_{max} - y_{min}}$$

Y_{rel}	relativní pozice hledaného bodu na ose Y
x, y, z	skutečná pozice hledaného bodu
y_{miny}	minimální relativní y-ová hodnota osy Y
y_{maxy}	maximální relativní y-ová hodnota osy Y
x_{maxx}	maximální relativní x-ová hodnota osy X
y_{max}	maximální absolutní hodnota osy Y
y_{min}	minimální absolutní hodnota osy Y

Proměnná x_{maxx} v rovnici (4) je závislá na proměnné *azimut*. Proto v programu musí být ošetřena podmínka, která v případě, že se x_{maxx} rovná nule (resp. *azimut* se rovná 90 – pohled kolmo z boku), zjednoduší uvedený vzorec, aby se eliminovalo dělení nulou. Tato situace musí být ošetřena i ve výpočtu x-ové relativní pozice hledaného bodu.

Jsou-li data v grafu zobrazována pomocí kulis, hodnoty z jednotlivých senzorů (už spolu s aproximovanými hodnotami) jsou vykresleny jako čáry, pro každý senzor zvlášť.

V případě, že je zvoleno vykreslování pomocí povrchového grafu, jsou vytvořeny čtyřúhelníky z nejbližších bodů (vždy dva z jedné řady a dva z druhé řady) a je spočtena jejich průměrná hodnota. Ta slouží k určení barvy dané elementární plochy grafu.

Podle rovnice (5) je zjištěna poměrná hodnota průměru k celkovému rozsahu grafu, která slouží k určení jednotlivých barevných složek z RGB spektra.

$$ratio = \frac{avg}{y_{max} - y_{min}} \quad (5)$$

avg	průměrná hodnota daného čtyřúhelníku
$ratio$	poměr průměrné hodnoty k celkovému rozsahu grafu {0; 1}

Je-li poměr menší nebo roven 0,5, je výsledná barva vypočtena na základě vzorců (6).

$$r = 0 \quad (6)$$

$$g = 255 \cdot 2 \cdot ratio$$

$$b = 255 \cdot (1 - 2 \cdot ratio)$$

V případě, že je poměr větší než 0,5, je výsledná barva vypočtena podle vzorců (7).

$$r = 255 \cdot (ratio - 0,5) \cdot 2 \quad (7)$$

$$g = 255 \cdot (1 - (ratio - 0,5) \cdot 2)$$

$$b = 0$$

Výsledná barva je takto vypočítána pro všechny elementární plochy grafu. Tím, že se elementární plochy vykreslují zleva doprava a odzadu dopředu, se při libovolném otočení a elevaci (důvod omezení jejich rozsahů od 0 do 90 – krajní mez je kolmo zprava a kolmo shora) obraz jeví jako v prostoru. Je možné naprogramovat otočení v plném rozsahu od 0 do 360°, nicméně pro tuto práci zobrazení v omezeném rozsahu natočení plně dostačuje. Ukázky grafu jsou zobrazeny v kapitole 5.

Další funkce programu

V levém horním rohu základního okna je tlačítko „Soubor“. Po kliknutí na něj se odkryjí tři další možnosti. První je tlačítko „Nové měření“, které ukončí stávající měření a vymaže veškeré dosavadní hodnoty. Další tlačítko je volba „Uložení“. Po kliknutí dojde k otevření dialogu, ve kterém je možné vybrat požadované umístění a název souboru. Veškerá data se ukládají ve formátu .csv. Posledním z nabízených tlačítek je volba „Otevřít“, po jejímž kliknutí dojde také k otevření dialogu, avšak tentokrát slouží k nalezení požadovaného souboru. Otevřít lze pouze soubor s koncovkou .csv ve stejné struktuře, v jaké se data ukládají.

Přesáhnou-li měřená data maximální časový rozsah grafu, dojde k automatickému posunu časové osy o 8 vteřin tak, že poslední dvě vteřiny zůstanou vždy viditelné a na jejich konec se naváží další příchozí data. Zároveň se pod grafem zobrazí slider, který se po ukončení měření stane aktivní a je tak možno v naměřených datech listovat. Kromě listování v grafu si lze po ukončení měření pomocí kliknutí myši do oblasti grafu zjistit absolutní hodnotu síly z jednotlivých senzorů ve zvoleném časovém okamžiku. Síla se zobrazí v „bar grafu“.

4.2.3 Komunikační protokol

Jelikož se měřící řetězec skládá z více než jednoho senzoru, je nutné tedy dodržovat určitou strukturu odesílaných dat, aby při jejich příjmu v počítači bylo jasně zřetelné jaká hodnota, kam patří. Z tohoto důvodu musel být navrhnout komunikační protokol, který dodal odchodícím hodnotám pevnou strukturu. V Tab. 3 je zobrazena obecná struktura jednoho datového paketu. Každý paket je ohraničen nezaměnitelnými hodnotami. Začátek paketu obsahuje vždy hodnotu 252 (0xFC) a poslední bajt je vždy 253 (0xFD). Mezi nimi se nachází hodnoty ze samotných senzorů, přičemž každý senzor zabírá 2 bajty. MSB každého senzoru může nabývat pouze hodnot od 0 do 3, jelikož výsledné číslo má 10 bitů, tudíž z celého MSB jsou obsazeny jen první 2 bity. LSB se pohybuje v celém svém rozsahu, tedy 0 až 255.

Tab. 3. Komunikační protokol mezi Arduinem a PC

Úvodní bajt	I. senzor		II. senzor		III. senzor		Konečný bajt
252 (0xFC)	0 - 3	0 - 255	0 - 3	0 - 255	0 - 3	0 - 255	253 (0xFD)

Jak vyplývá z předchozí věty, LSB každého senzoru může nabývat zakázaných hodnot (úvodního a konečného bajtu). Proto bylo zapotřebí navrhnout octet stuffing, který zabráni vyskytnutí těchto hodnot uvnitř paketu, a tím chybného určení začátku, případně konce paketu.

V Tab. 4 je zobrazena struktura navrženého octet stuffingu. Princip kódování je takový, že před odesláním dat z Arduina, dojde ke kontrole dat uvnitř paketu, jestli se některý z bajtů rovná jedné z hodnot 0xFC, 0xFD nebo 0xFE. 0xFE je takzvaný únikový bajt, který se používá k označení hodnoty, která se rovná jednomu z uvedených zakázaných bajtů. Je-li tedy uvnitř taková hodnota, dojde k jejímu nahrazení dvěma bajty podle Tab. 4 a dojde tak k jejímu zamaskování.

Tab. 4. Octet stuffing

Skutečná hodnota	Nahrazená hodnota
0xFC	0xFE 0xDC
0xFD	0xFE 0xDD
0xFE	0xFE 0xDE

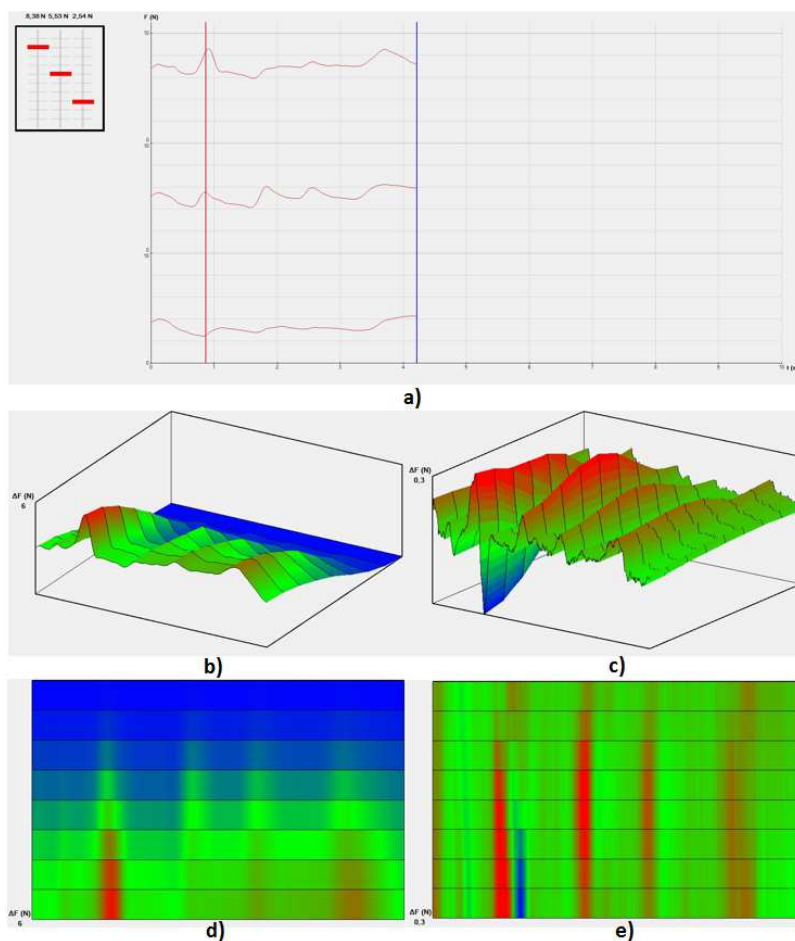
5 Výsledky a zhodnocení měření

Na vytvořeném fantomu bylo provedeno několik testovacích měření, které měly za úkol ověřit funkčnost celého měřicího řetězce a hlavně zjistit, zda by tento typ diagnostické metody mohl být používán v klinické praxi. Měření mělo dále za úkol určit nejlepší způsob prezentace měřených dat tak, aby byly i pro neškoleného pracovníka dobře čitelné.

Během testování na fantomu se nejdříve vyzkoušela řada s lézemi v nejmenší hloubce (cca 2 mm) a poté se postupně testovaly zbylé dvě hloubky (7 a 12 mm). Měření probíhalo vždy od největší matice po nejmenší.

5.1 Naměřené výsledky z testovacího fantomu

Na Obr. 5-1 jsou vidět výsledky měření z první hloubky lézi, tedy 2 mm. Už ze zobrazení v čase (Obr. 5-1 a) je jasně patrné, že v průběhu měření docházelo pod určitými senzory k náhlým silovým změnám.

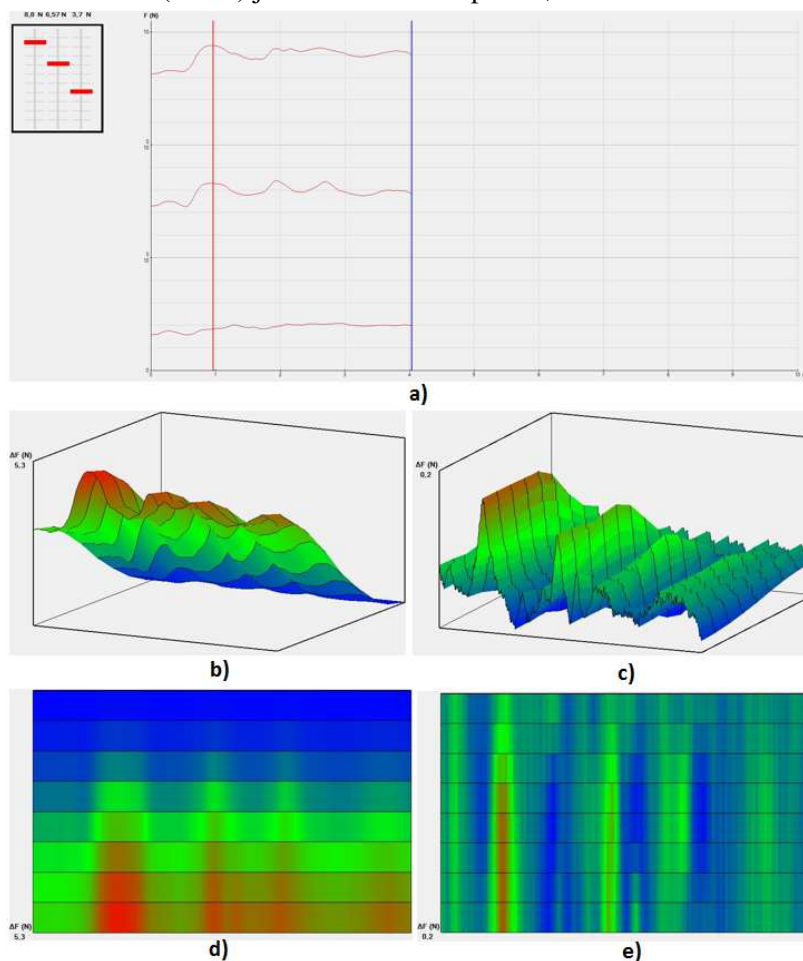


Obr. 5-1. Výsledky různých typů zobrazení pro měření lézi v hloubce 2 mm, a) zobrazení absolutních hodnot v čase, b) průměrové zobrazení v prostoru – pohled z boku, c) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled z boku, d) průměrové zobrazení v prostoru – pohled ze shora, e) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled ze shora

Obrázky b) a d) ukazují zprůměrované odchylky sil v daném řezu, z čehož je patrné, že informace o přítlačné síle v daných řezech chybí, jelikož pro vyhodnocení není tolik důležitá. Obrázek b) ukazuje pohled mírně z boku ze shora a obrázek d) je pohled kolmo ze shora. Z těchto obrázků je navíc vidět čtyři poměrně jasně ohraničená ložiska, což odpovídá umístění matic ve fantomu.

Obrázky c) a e) znázorňují diferenci dat z jednotlivých senzorů zobrazenou v prostoru z různých úhlů pohledu. Tento způsob zobrazení funguje tak, že léze se nachází vždy mezi maximem a minimem, jelikož ty znázorňují inflexní body, tedy body s nejstrmějším nárůstem (maxima) a poklesem (minima). Z pohledu ze shora se zdá, že maximum a minimum jsou hned za sebou pouze v prvním případě (u prvního výrazného maxima zleva). Nicméně je třeba brát v potaz i nastavení rozsahu osy se změnou síly, která je v tomto případě 0,3 N (0 je brána jako nejmenší hodnota z celé matice, tedy největší změna mezi dvěma sousedními body je přibližně polovina rozsahu). Z toho vyplývá, že první léze má sice nejvýraznější nárůst i pokles, nicméně při správném natočení grafu je patrné, že i za ostatními maximy jsou poměrně velká minima. Amplitudy jednotlivých maxim a minim se snižují s velikostí lézí.

Obr. 5-2 ukazuje výsledky testovacího měření pro detekci lézí v hloubce 7 mm. Z časového zobrazení absolutních hodnot (obr. a) jsou léze už méně patrné, nicméně stále viditelné.

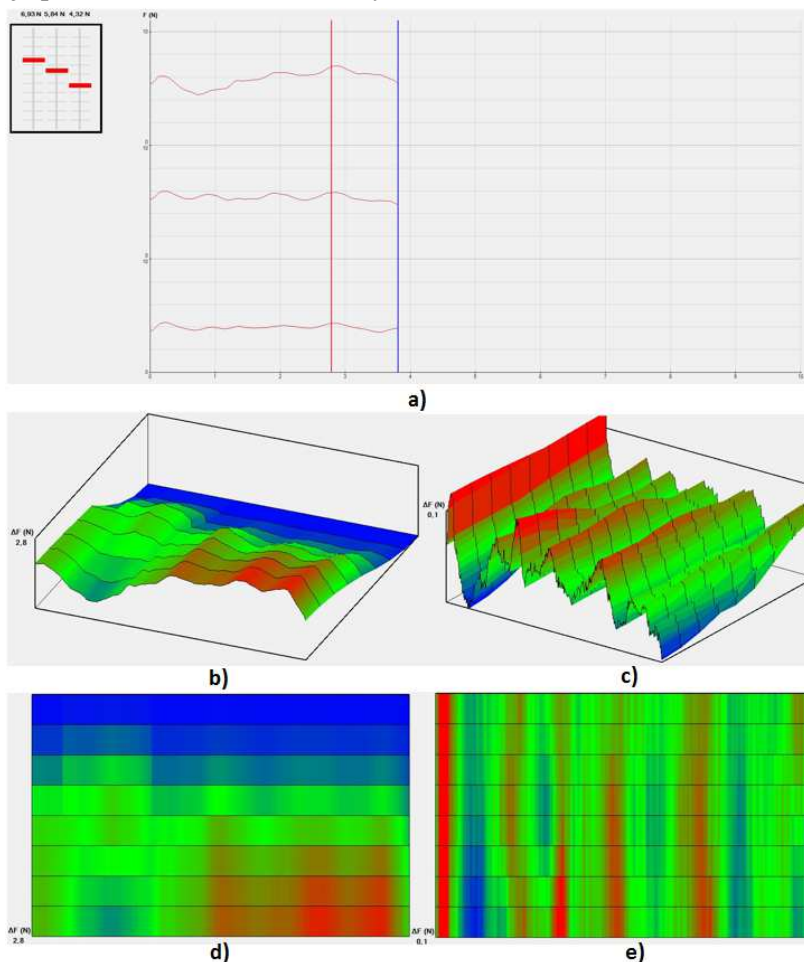


Obr. 5-2. Výsledky různých typů zobrazení pro měření lézí v hloubce 7 mm, a) zobrazení absolutních hodnot v čase, b) průměrové zobrazení v prostoru – pohled z boku, c) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled z boku, d) průměrové zobrazení v prostoru – pohled ze shora, e) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled ze shora

Z obrázků b) a d), tedy z průměrového zobrazení jsou léze stále dobře viditelné. Z obrázkem a) je patrné, že léze byly z největší části pod prostředním senzorem, nicméně kvůli nerovnoměrnému působení sil na jednotlivé senzory (pravděpodobně špatné držení sondy), se na obrázcích b) a d) léze jeví jakoby pod prvním senzorem (vrchní graf na obr. a). Lépe je pozice lézí viditelná z obrázků c) a e), tedy z diferenciálního zobrazení. První a druhá léze se zdá se nacházely pod 1. i 2. senzorem. Zbývající dvě

léze se nacházejí už pouze pod prostředním senzorem. Z obr. e) už poslední léze není tolik patrná, nicméně z pohledu z boku (obr. c) je stále zřetelné, že k nějaké silové změně v daném místě došlo.

Obr. 5-3 je ukázka výsledků z měření detekce lézí ve fantomu v hloubce 12 mm. Už z obrázku a) je patrné, že silové změny jsou velmi málo zřetelné, nicméně stále viditelné. Z obrázku a) je navíc patrné, že vyšetřující pravděpodobně postupně v průběhu měření zvyšoval přítlakovou sílu na jednu stranu sondy. To je patrné i na obrázku b) (a tedy i d).



Obr. 5-3. Výsledky různých typů zobrazení pro měření lézí v hloubce 12 mm, a) zobrazení absolutních hodnot v čase, b) průměrové zobrazení v prostoru – pohled z boku, c) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled z boku, d) průměrové zobrazení v prostoru – pohled ze shora, e) diferenciální zobrazení v prostoru – pohled ze shora

Obrázky b) a d) jsou značně ovlivněny zmíněnou nesymetrickou změnou přítlakové síly. Nicméně i přesto se dají částečně rozpoznat čtyři vrcholky. Největší léze sice sotva dosahuje červených hodnot, nicméně je třeba brát v potaz nelinearitu přítlakové síly. Nejmenší léze naopak dosahují maximálních (červených) hodnot, avšak je třeba se orientovat i podle silových změn na přechodech mezi lézemi a ne jen podle absolutních hodnot. Navíc je opět třeba brát v potaz, že z tohoto grafu nelze určit, pod jakým senzorem se daná léze nachází, jelikož silové rozložení pod jednotlivými senzory není rovnoměrné.

Z obrázků c) a e), tedy diferenciálního zobrazení, je prakticky odstraněna informace ohledně nesymetrické změny v přítlakové síle. První největší léze se jeví být hned na začátku, nicméně je třeba brát v potaz několik dalších faktů. Konkrétně je třeba se podívat i na obr. a). Tento zákmit je nejspíš způsoben začátkem pohybu sondy po fantomu, jelikož je rovnoměrný pod všemi senzory. První tři léze

jsou ještě poměrně dobře viditelné, nicméně čtvrtá a nejmenší je velice nepatrná, že nebýt znalosti o její přítomnosti, tak by z tohoto grafu pravděpodobně nebyla rozeznána jako patologická změna.

5.2 Shrnutí získaných výsledků

Z uvedených výsledků je patrné, že není možné spoléhat se pouze na jeden způsob zobrazení, ale je třeba jednotlivé typy kombinovat. Každý z typů poskytuje jinou informaci o témže signálu. Průměrové zobrazení nezobrazuje, jak se daný signál mění v čase, ale pouze jak se od sebe liší hodnoty senzorů v daném časovém okamžiku. Díky tomuto se však není možné spoléhat na prostorovou orientaci vzhledem k tomu, pod jakým senzorem se daná léze vyskytla.

Tuto informaci lze naopak vyčíst z diferenciálního, případně z časového zobrazení. Diferenciální zobrazení ukazuje pouze, jak se data z jednotlivých senzorů vyvíjí v čase, nikoli už jak se hodnoty ze senzorů v daných okamžicích od sebe odlišují.

Vyhodnocování obrazu v této fázi softwaru, ale hlavně hardwaru, je velice obtížné a individuální, jelikož aktivní plocha senzorů je mnohdy až mnohonásobně větší než samotná léze. Navíc senzorů je příliš málo na to, aby se z výsledků dal být jen částečně zobrazit tvar (a hlavně velikost) předmětu. Z důvodu, že s těmito senzory nelze určit velikost léze, je takřka nemožné určit její hloubku, jelikož tyto dva parametry jsou spolu úzce spojeny (čím větší léze, tím větší odezva X čím blíže se léze nachází povrchu, tím větší odezva).

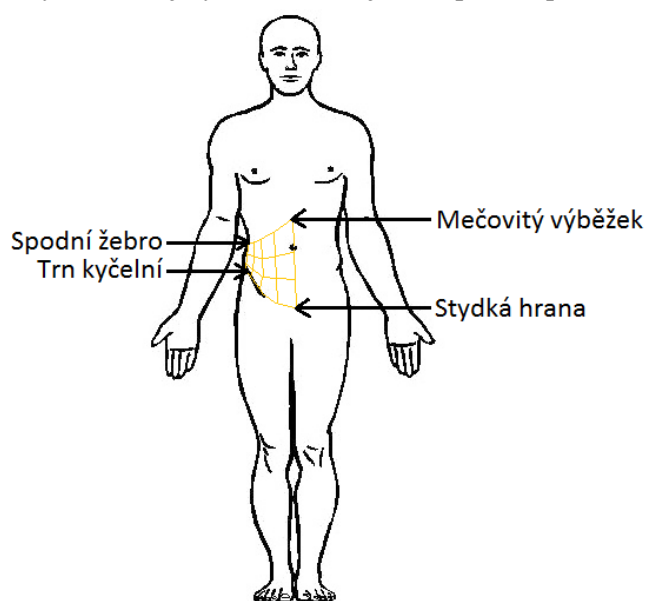
V současné době lze poměrně s velkou přesností možné určit léze o velikosti cca 8–10 mm v hloubce přibližně 10 mm.

Výslednou přesnost je možné výrazně zlepšit s použitím mnohonásobně většího počtu senzorů o menší velikosti (cca 1 mm). Takové senzory jsou ovšem v této době v rámci diplomové práce z ekonomického hlediska zcela nedostupné.

6 Kalibrace měření

Před začátkem měření je nutné překrýt senzory ochrannou fólií, která má za úkol zabránit vniknutí sonografického gelu na senzory. Dále je velice důležité správně zvolit oblast zájmu. Je nezbytné dbát na rozdílnou anatomickou strukturu každého jedince a oblast zájmu těmto individuálním odchylkám přizpůsobit.

Zájmová oblast nemůže mít pevnou velikost pro každého pacienta. Například při vyšetření břišní oblasti je rozdíl, je-li vyšetřovaný silně obézní, nebo se naopak jedná o člověka s atletickou postavou. Je třeba použít pevné anatomické body, které jsou u všech pacientů neměnné, jako jsou např. kost pánevní, žebra, jizva pupeční a další (viz Obr. 6-1). Na základě propojení si těchto bodů je vytyčena zájmová oblast, která má sice u každého pacienta jinou velikost, avšak z diagnostického hlediska budou mít pořízená data u všech pacientů stejnou výpovědní hodnotu, jelikož budou pokrývat stejnou oblast. Stejná analogie platí i při vyšetřování jiných částí těla, jako například prsa, stehna a jiné.



Obr. 6-1. Ukázka možného vytyčení zájmové oblasti

Po připojení sondy k počítači je vhodné celou oblast zájmu vyšetřit pomocí kontinuálního měření. Uživatel musí celou vyšetřovanou oblast prozkoumat sondou nejdříve v jednom směru a poté ve směru kolmém. Při tomto si uživatel již musí všimnout, dochází-li v určité oblasti k nějakým abnormalitám. Najde-li vyšetřující nějakou silovou výchylku, je dobré si danou oblast, pod kterou změna nastala, označit (např. fixem). Tím dojde k vytyčení podezřelých oblastí, které budou v další fázi měření vyšetřeny pomocí prostorového zobrazení. To poskytne lepší informaci o silových změnách v dané oblasti.

Prostorové zobrazení je dobré provést nejen nad samotnou podezřelou oblastí, ale i jejím blízkým okolím. Navíc by mělo probíhat v několika různých směrech, aby došlo ke snížení vzniku chyby z hlediska uživatele.

Vyšetřující by měl navíc mít dobrou znalost anatomických struktur lidského těla, aby nedošlo k záměně případné patologické léze za určitou anatomickou strukturu, nebo naopak.

Vyplývá-li z výsledků, že se v oblasti pravděpodobně nachází nějaká léze, je dobré poslat vyšetřovanou osobu na další přesnější vyšetření, například vyšetření využívající ionizující záření jako je mamografie, scintigrafie a další.

7 Závěr

Diagnostika podkožních nádorů pomocí detekce rozdílnosti tuhosti tkáně má velký potenciál, jakožto alternativní orientační metoda k dosavadním metodám. Velká výhoda tohoto typu diagnostiky je převážně v tom, že nevyužívá nebezpečného ionizujícího záření, a tudíž pro organismus vyšetřovaného neznamena žádnou zátěž.

Výroba výsledného produktu byla značně limitována z pohledu maximálního rozpočtu. Na trhu se již pohybují mnohem přesnější, kvalitnější a hlavně menší senzory (řádově 1 mm²), nicméně takové senzory se cenově pohybují v řádech několika desítek tisíc korun. Z tohoto důvodu musel být udělán velký kompromis z pohledu množství senzorů a jejich velikostí. Jako ideální kompromis se jevíly senzory od firmy SingleTact, jejichž aktivní plocha je kruhová o poloměru 8 mm.

Právě z tohoto důvodu nízkého počtu senzorů (3 lineárně orientované senzory) a jejich velikosti, nelze spolehlivě určit velikost a tím ani hloubku léze. Proto se výsledný produkt v této fázi dá použít jen jako orientační měření detekce větších lézí (řádově 8–10 mm).

Nicméně software a navržené algoritmy se ukázaly být plně funkční a jsou schopny poskytnout uživateli přehledné informace o rozložení síly nad danou oblastí.

Součástí práce bylo také vytvoření testovacího fantomu, který by simuloval lidskou tkáň s podkožními lézemi. Toho bylo docíleno pomocí kombinace potravinových tužidel, konkrétně agarů a želatiny. Samotný agar neměl potřebnou elasticitu, jelikož při vyvinutí síly na jeho povrch často praskal. Přidaná želatina do směsi tento nedostatek z velké části eliminovala. Další problém, který se ovšem nepodařilo odstranit, je nízká trvanlivost fantomu. Agar gely se běžně používají jako kultivátory pro bakterie a mikroorganismy, proto je těžké udržet fantom dlouhodobě funkční.

Použitá literatura

- [1] ŠÍN, Petr. *Použití alogenní acelulární dermis ke krytí hlubokých popálených ploch*. Brno, 2011. Masarykova univerzita.
- [2] BENEŠOVÁ, Radka. Anatomie kůže. In: *Střední zdravotnická a vyšší odborná škola zdravotnická Mladá Boleslav* [online]. 2011 [cit. 2016-10-29]. Dostupné z: http://www.szsemb.cz/admin/upload/sekce_materialy/Anatomie_k%C5%AF%C5%BEE.pdf
- [3] FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka*. 1. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2693-2.
- [4] MAČÁK, Jiří, Jana MAČÁKOVÁ a Jana DVOŘÁČKOVÁ. *Patologie*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3530-6.
- [5] VORLÍČEK, Jiří, Jitka ABRAHÁMOVÁ a Hilda VORLÍČKOVÁ. *Klinická onkologie pro sestry*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2006. Sestra (Grada). ISBN 80-247-1716-6.
- [6] TOMŠOVÁ, Markéta. Nádory. In: *MUDr. Markéta Tomšová, Ph.D.* [online]. Trutnov, 2010 [cit. 2016-11-01]. Dostupné z: <http://www.marketatomsova.cz/odkazy/nadory.pdf>
- [7] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Petr DURAS a Boris KREUZBERG. Diagnostické zobrazení MIKROSVĚTA a makrosvěta nádorů. *Česká radiologie* [online]. Glén, spol. s.r.o., 2010, **64**(suppl. 1), 17 [cit. 2016-11-01]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_10s1_7_23.pdf
- [8] DAHIYA, Ravinder S. a Maurizio. VALLE. *Robotic tactile sensing: technologies and system*. New York: Springer, c2013. ISBN 94-007-0578-6.
- [9] LEE, Jong-Ha. *Tactile sensation imaging system and algorithms for tumor detection* [online]. Ann Arbor, 2011 [cit. 2016-11-07]. Dostupné z: <http://www.proquest.com/>. Disertace.
- [10] NAJJĀRĪYĀN, Siyāmik., Javad. DARGAHI a Ali Abouei. MEHRIZI. *Artificial tactile sensing in biomedical engineering*. New York: McGraw-Hill, c2009. McGraw-Hill biophotonics. ISBN 00-716-0151-1.
- [11] NĚMEČEK, Stanislav (ed.). *Digitální mikroskopie a analýza obrazu v metalografii: sborník z 1. mezinárodní konference, Plzeň, 25.9.2002*. Plzeň: Západočeská univerzita, 2002. ISBN 80-708-2917-6.
- [12] HLAVÁČ, Václav. Digitální obraz, základní pojmy. In: *Centre for machine perception* [online]. Praha: ČVUT, 2015 [cit. 2016-11-07]. Dostupné z: <http://cmp.felk.cvut.cz/~hlavac/TeachPresCz/11DigZprObr/014DigitalImageCz.pdf>
- [13] HLAVÁČ, Václav. Jasové a geometrické transformace. In: *Centre for machine perception* [online]. Praha: ČVUT, 2016 [cit. 2016-11-07]. Dostupné z: <http://cmp.felk.cvut.cz/~hlavac/TeachPresCz/11DigZprObr/18BrightGeomTxCz.pdf>
- [14] LAČEZAR, Ličev. *PRÁCE S OBRAZOVÝMI DATY, PARAMETRY OBRAZU. ANALÝZA OBRAZU V PROSTOROVÉ OBLASTI. KONVOLUCE OBRAZOVÝCH DAT*. VŠB TU Ostrava.
- [15] RAO, K. Ramamohan, D. N. KIM a J. J. HWANG. *Fast Fourier transform: algorithms and applications*. Dordrecht: Springer, c2010. Signals and communication technology. ISBN 978-1-4020-6628-3.

- [16] JAN, Jiří. *Digital signal filtering, analysis and restoration*. London: Institution of Electrical Engineers, c2000. IEE telecommunications series, 44. ISBN 08-529-6760-8.
- [17] SMITH, Steven W. *Digital signal processing: a practical guide for engineers and scientists*. Amsterdam: Newnes, c2003. Demystifying technology series. ISBN 07-506-7444-X.

Seznam příloh

- [A] 3D návrh sondy (CD)
- [B] Software z mikrokontroleru Arduino (CD)
- [C] Software do počítače (CD)
- [D] Spustitelný program uživatelského rozhraní (CD)