



# Vývoj ovládacího prostředí pro zařízení určené k měření elasticity kůže

## Diplomová práce

*Studijní program:* N3963 – Biomedicínské inženýrství  
*Studijní obor:* 3901T009 – Biomedicínské inženýrství  
*Autor práce:* **Bc. Vojtěch Lindauer**  
*Vedoucí práce:* doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





# Development of control interface for a skin elasticity measurement device

## Master thesis

*Study programme:* N3963 – Biomedical engineering  
*Study branch:* 3901T009 – Biomedical Engineering  
*Author:* **Bc. Vojtěch Lindauer**  
*Supervisor:* doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





Zadání diplomové práce

## Vývoj ovládacího prostředí pro zařízení určené k měření elasticity kůže

*Jméno a příjmení:* **Bc. Vojtěch Lindauer**  
*Osobní číslo:* D17000010  
*Studijní program:* N3963 Biomedicínské inženýrství  
*Studijní obor:* Biomedicínské inženýrství  
*Zadávající katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2018/2019**

### Zásady pro vypracování:

1. Literární rešerše na dané téma
2. Provést průzkum vhodných programů určených pro danou aplikaci
3. Ve zvoleném programu navrhnete ovládací prostředí pro zařízení určeného k měření elasticity kůže
4. Ověřte funkčnost vámi navrženého ovládacího prostředí na reálném zařízení
5. Zhodnocení – závěr

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

1. Zpracování dat v reálném čase
2. Intuitivní ovládací softwarové prostředí

Metoda:

Experimentální – IT

Technika práce, vyhodnocení dat:

Vývoj programového prostředí

Místo a čas realizace výzkumu:

2018/2019, Fakulta textilní, TUL.

Rozsah pracovní zprávy: 50 – 70  
Forma zpracování práce: tištěná/elektronická



### Seznam odborné literatury:

- VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. Začínáme s LabVIEW. Ilustroval Viktorie VLACHOVÁ. Praha: BEN – technická literatura, 2008, 247 s. ISBN 978-80-7300-245-9.
- MOSEROVÁ, Jaroslava a Eva HOUŠKOVÁ. Kožní ztráty a jejich krytí. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Avicenum, 1988, 147 s. (Brož.).
- NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, LabVIEW Core 1 Course Manual, Course Software Version 2010. Austin, Texas, 2010, printed in Hungary. Part Number 325290B-01.
- NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, LabVIEW Real-Time Application Development Exercises, Course Software Version 8.6. Austin, Texas, 2010, printed in Hungary. Part Number 325140A-01.
- K.H. Lim, C.M. Chew, P.C.Y. Chen, S. Jeyapalina, H.N. Ho, J.K. Rappel, B.H. Lim. New extensometer to measure in vivo uniaxial mechanical properties of human skin. Journal of Biomechanics. 2008; 41, 931-936. ISSN 0021-9290.
- S. Diridollou, M. Berson, V. Vabre, D. Black, B. Karlsson, F. Auriol, J. M. Gregoire, C. Yvon, L. Vaillant, Y. Gall, F. Patat. An in vivo method for measuring the mechanical properties of the skin using ultrasound. Ultrasound in Medicine and Biology. 1998; 24, 215-224. ISSN 0301-5629.
- C. Paillet-Mattei, S. Bec, H. Zahouani. In vivo measurement of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. Medical Engineering and Physics. 2008; 30, 599-606. ISSN 1350-4533.
- C. Flynn, A. Taberner, P. Nielsen. Measurement of the force-displacement response of in vivo human skin under a rich set of deformations. Medical Engineering and Physics. 2011; 33, 610-619. ISSN 1350-4533.
- E. Jacquet, G. Josse, F. Khatyr, C. Garcin. A new experimental method for measuring skin's natural tension. Skin research and technology. 2008; 14, 1-7. ISSN 1600-0846.
- E. Jacquet, S. Joly, J. Chambert, K. Rekik, P. Sandoz. Ultra-light extensometer for assessment of the mechanical properties of the human skin in-vivo. Skin research and technology. 2017; 23, 531-538. ISSN 1600-0846.

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.  
Katedra technologií a struktur

Datum zadání práce: 1. září 2018

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2019

L. S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA  
děkan

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA  
děkan

V Liberci 30. listopadu 2018

## Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že texty tištěné verze práce a elektronické verze práce vložené do IS STAG se shodují.

23. 4. 2019

Bc. Vojtěch Lindauer

## **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat doc. Ing. Lukáši Čapkovi, Ph. D. za odborné rady k tématu i k provedení práce samotné. Dále bych rád poděkoval Ing. Petrovi Henyšovi, Ph. D. za konzultace a potřebnou pomoc při propojení přípravku s programem LabView. Rád bych poděloval vedoucímu paralelní bakalářské práce Eriky Kedlesové, doc. Ing. Pavlu Pokornému, Ph. D. za dobré rady a nápady, stejně jako jí samotné za dobrou spolupráci.

## **Anotace v českém jazyce**

Jméno a příjmení autora: Bc. Vojtěch Lindauer

Instituce: Technická univerzita v Liberci

Název práce: Vývoj ovládacího prostředí pro zařízení určené k měření elasticity kůže

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Počet stran: 63

Počet příloh: 4

Rok obhajoby: 2019

Souhrn: diplomová práce je výsledkem spolupráce FT TUL a FZS TUL. Účelem práce je zprovoznit koncept zařízení pro měření mechanických vlastností kůže pomocí vhodného softwarového prostředí a následně ověřit funkčnost konceptu. Konstrukce zařízení vzniká v rámci paralelní bakalářské práce.

Klíčová slova: lidská kůže, mechanické vlastnosti, vývoj software

## **Anotace v anglickém jazyce**

Name and surname: Vojtěch Lindauer

Institution: The technical university of Liberec

Title: Development of control interface for a skin elasticity measurement device

Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Pages: 63

Apendix: 4

Year: 2019

Summary: this thesis is a result of a cooperation between FT and FZS faculties of Technical University of Liberec. The purpose of this thesis is to get design of the device for measuring mechanical properties of skin to work using suitable software environment and subsequently verify its functionality. The device itself is being constructed within parallel bachelor thesis.

Key words: human skin, mechanical properties, software development



## Obsah

Seznam použitých zkratek .....	12
1 Úvod.....	14
2 Poznatky z dermatologie .....	16
2.1 Anatomie kůže .....	16
2.2 Funkce kůže .....	18
3 Předchozí přístupy k měření mechanických vlastností kůže .....	20
3.1 Studium vlastností kůže ultrazvukem pomocí přísátého válce .....	22
3.2 Měření elastických vlastností kůže indentací.....	23
3.3 Měření přirozeného napětí kůže.....	24
3.4 Extenzometr s odstíněním bočních sil .....	25
3.5 Zařízení pro měření tuhosti a elasticity kůže .....	26
3.6 Měření anizotropie minirobotem .....	27
3.7 Velmi lehký extenzometr .....	28
4 Mechanické vlastnosti kůže .....	29
4.1 Kůže jako materiál .....	29
4.2 Reologie viskoelastického materiálu .....	30
5 Návrh softwarového prostředí.....	34
5.1 Konstrukce elastoměru kůže .....	34
5.2 Softwarové řešení.....	36
5.3 Náběr dat .....	37
5.4 Ovládání krokového motoru .....	43
5.5 Program pro ovládání elastoměru kůže.....	45
5.6 Jednotlivé stavy a jejich funkce .....	47
5.7. Naměření dat .....	52

5.8 Programem naměřené křivky .....	53
6 Závěr .....	58
7 Literatura .....	60
Seznam příloh .....	63

## Seznam použitých zkratk

řec. – řecky

lat. – latinsky

obr. – obrázek

kap. - kapitola

např. – například

kol. – kolektiv

tj. – to je(st)

el. – elektrický

lin. - lineární

TUL – Technická univerzita v Liberci

FT – fakulta textilní

FZS – fakulta zdravotnických studií

cca, ~ – cirka (lat. přibližně)

$\Delta$  – delta (rozdíl)

FEM – finite elements modeling – modelování metodou konečných prvků

UZ – ultrazvuk

FET – polem řízený tranzistor

DC – stejnosměrné napětí

BMI – body mass index (index tělesné hmotnosti)

RSE – referenced single-ended (název NI pro měření napětí vůči zemi)

GND – ground (zem)

NI – National Instruments

VI – virtual instrument (virtuální zařízení)

LED – světlo emitující dioda

AI – analogový vstup

AO – analogový výstup

DO – digitální výstup

P# – číslo pinu měřicího modulu

## 1 Úvod

Kůže je největším a vnějším orgánem lidského těla, a jako taková je nejvíce vystavena vlivům okolního světa. Popis vlastností kůže se stal cílem generací lékařů i vědců. Anatomie a histologie kůže jsou dobře známy a popsány, stejně jako interní a chirurgické léčebné postupy v dermatologii respektive plastické chirurgii. Kůže má dobrou schopnost regenerace a dokáže zahojit i velké defekty jizvou. V moderní plastické chirurgii se ale řeší kromě funkční i kosmetická oblast, kde jsou jizvy a jiné trvalé poškození kůže, např. pigmentace, nežádoucí. Při většině chirurgických zákroků je kůže poškozena a poté musí být spravena takovým způsobem, aby konečný výsledek byl co nejpřirozenější. K tomu slouží jednak klinické poznatky o chování a přirozeném průběhu kůže, které rozhodují o místech, kde vést řez, ale stále častěji i více či méně exaktní metody pro měření vlastností kůže; ať už obecně nebo u konkrétních pacientů. Navíc, při ztrátových poraněních kůže, např. popáleninách, se chybějící kus kůže nahrazuje kožními štěpy z jiných částí těla. Stále častěji se ale k reimplantaci používají in vitro pěstované kožní náhrady. I zde je vhodné porovnat mechanické vlastnosti kůže v místě aplikace a štěpu. Také pro hodnocení a porovnávání různých druhů terapie je takové měření velmi užitečné. Poptávka po spolehlivých metodách, kterými určovat vlastnosti kůže ať už na místě výkonu nebo obecně ve výzkumu, je tedy očividná.

Měření mechanických vlastností kůže in vivo je ale dlouhodobým problémem, především pro její značně proměnlivé vlastnosti, které se liší podle místa na těle a záleží na spoustě faktorů; hydrataci kůže, věku ale třeba i směru, ve kterém jsou vlastnosti měřeny. Vysoká proměnlivost parametrů kůže právě volá po nové metodě, jejíž výhodou bude především přístupnost a pohotovost. Vytvoření co nejspolehlivější a nejpřístupnější metody pro určování jejich vlastností se stalo cílem mnoha výzkumníků s částečnými a postupnými úspěchy. Práce předchozích týmu je pro nás inspirací, zatímco se snažíme přijít s vlastní novou a dostupnou metodou pro měření mechanických vlastností kůže.

Právě toto je výchozím bodem, na který chce tato práce navázat a pomocí poznatků z minulosti i velmi aktuálních požadavků z praxe vytvořit metodu pro rychlé, přístupné a co nejpřesnější měření vlastností kůže in vivo in situ. Konkrétně je cílem této práce navázat na paralelní bakalářskou práci kolegyně Eriky Kedlesové, jejímž

produktem je přípravek pro měření napětí kůže osazený senzory a motorem a pomocí vhodného softwaru tento ovládat a získat z něj užitečná data. Obě práce jsou spoluprací mezi fakultou textilní a fakultou zdravotnických studií. Cílem je tedy vytvořit program, který splní požadavky, které na přípravek klademe, ale který bude jednoduchý pro ovládání. Širším cílem je přípravek zprovoznit, naměřit orientační data a poskytnou zpětnou vazbu k navrhnuté koncepci. Závěrem práce je podat doporučení a výstupy pro další rozvoj této metody měření vlastností kůže.

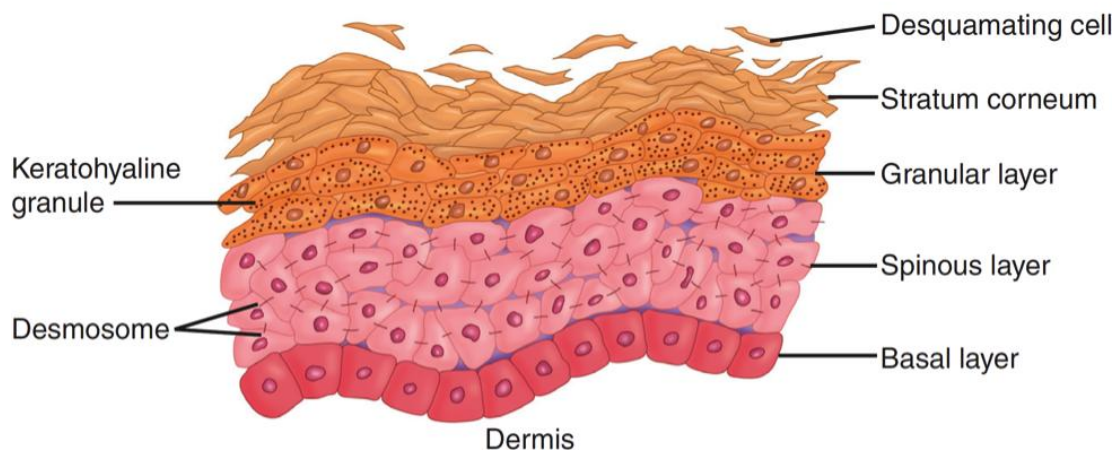
## 2 Poznatky z dermatologie

Lidské tělo tvoří několik typů tkání; svalová tkáň, nervová tkáň, pojivová tkáň a epitely. Co se týče stavby těla, zásadní úlohu má pojivová tkáň, která tvoří opěrnou soustavu ale také závěsy orgánů a spoje. Pojivová tkáň se dále dělí na vazivo, kosti a chrupavčitou tkáň. Tkáně jsou tvořené specifickým podílem specializovaných buněk a u pojivové tkáně mezibuněčnou hmotou, která je složena z různých stavebních bílkovin tvořících vlákna a poté amorfní výplňové hmoty. Obecně lze v těle najít několik typů stavebních bílkovin, z nichž hlavní jsou kolagen, elastin a keratin, a jejich podílové zastoupení určuje mechanické vlastnosti určité tkáně a u vaziva i jeho jméno. Kolagenní vazivo je tuhé a pevné a typické pro vazy, šlachy a pevné chrupavky zatímco elastické vazivo tvoří jemné, volné a pružné struktury (například některé vazy na páteři, hlasivky, měkké chrupavky...). Keratin je typický hlavně pro stavbu buněk a jejich vzájemné spoje (desmozomy). Pružný orgán jako kůže obsahuje především elastická vlákna. [12, 15]

### 2.1 Anatomie kůže

Kůže je nejrozsáhlejší orgán těla s povrchem do 2 m<sup>2</sup> a hmotností odpovídající 5-9 % tělesné hmotnosti [12]. Není to ale jedna stejnorodá masa, jelikož má na různých částech těla různé vlastnosti (tloušťka, uchycení, citlivost...). Tvoří bariéru mezi tělem a okolím. Jelikož je histologicky složena z epitelálních a vazivových buněk, má schopnost částečné regenerace, viz níže, která se ale s věkem zhoršuje.

Kůže se sestává z několika vrstev; *epidermis* (pokožka), *dermis* (škára) a *tela subcutanea* (podkožní vazivo). Vnější, epidermis, je tvořena keratinocyty uspořádanými do několika vrstev, nevnitřnější vrstva je *stratum basale*, která kotví epidermis k dermis, obsahuje melanocyty, buňky produkující melanin, kožní pigment, který svými výběžky distribuují do vyšších vrstev epidermis, a mechanoreceptory (merkelovy buňky). Nad ní je *stratum spinosum*, nejsilnější vrstva, poté *stratum granulosum* vytvářející bariéru v mezibuněčném prostoru, místně závislá *stratum lucidum* (nejvíce na dlaních a ploskách) a na povrchu *stratum corneum*, tvořena zcela zrohovatělými zbytky keratinocytů. Keratinocyty zrají v nižších vrstvách a postupným rohovatěním se posouvají výše, což trvá asi 28 dnů. [12]

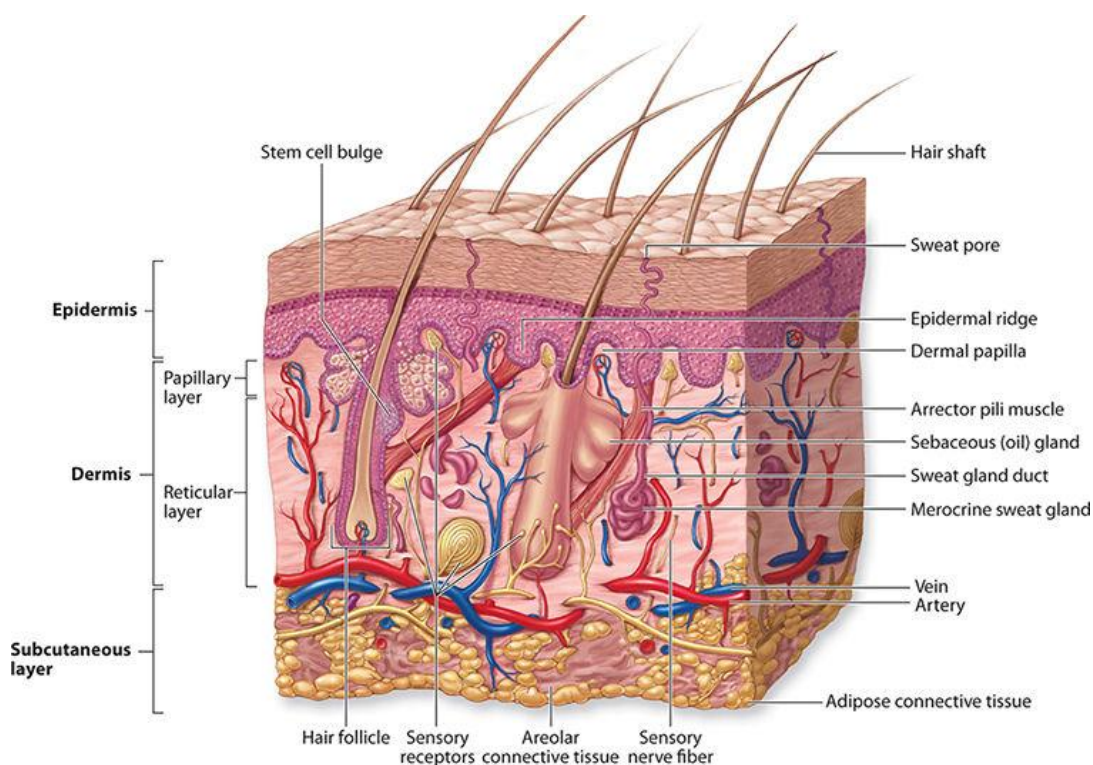


Obrázek 1: Vrstvy kůže, zdroj: <http://lesliebaumannmd.com/the-5-layers-of-your-skin/> (29. 1. 2019)

*Dermis, korium* neboli škára obsahuje většinu funkčních struktur kůže, dělí se na dvě podvrstvy; papilární dermis, která proniká výběžky i do epidermis, a hlubší retikulární dermis. Hmotu škóry je tvořena kolagenními vlákny ze 70 % suché hmotnosti [13]. Výběžky dermis do epidermis obsahují kapilární síť a slouží k výživě epidermis. Papilární dermis je tvořena řídkým kolagenním vazivem s elastickými vlákny a buňkami. Obsahuje volná nervová zakončení, fungující jako receptory bolesti, a nervová tělíska (receptory různých veličin). Retikulární vrstva tvoří hranici s podkožím, obsahuje méně buněk a je tvořena sítí kolagenních a elastických vláken. [12, 13]

Podkožní vazivo obsahuje cévy, nervy a tukové vazivo. Ke kůži patří ještě její deriváty (přídavné orgány, adnexy), mezi které patří především potní a mazové žlázy, vlasové folikuly s napřimujícím hladkým svalem a poté lokální deriváty jako jsou nehty nebo mléčná žláza. Podkožní vazivo umožňuje volný pohyb kůže, která je místně pevně přirostlá. [12, 13]





Obrázek 2: Kůže zdroj: <http://vita.ee/en/teenus/dermatology/the-construction-and-function-of-the-skin/> (29. 1. 2019)

## 2.2 Funkce kůže

Jednotlivé vrstvy kůže mají rozličné funkce, funkcí kůže jako celku je především chránit organismus před vnějšími fyzikálními a chemickými vlivy a držet celistvost těla. Chrání také před průchodem infekce a to pasivně i aktivně tvorbou kyselého potu.

- Zrohovatělá Epidermis slouží jako vnější ochrana a obsahuje Langerhausovy buňky, které se podílejí na specifické imunitě. [12]
- Dermis obsahuje receptory (hmat, teplo, chlad, bolest) a vyživuje epidermis a kožní struktury, potní žlázy slouží k termoregulaci.
- Podkožní vazivo slouží především jako mechanická ochrana proti rázům a k termoregulaci, kdy se zvyšuje a snižuje prokrvení kůže. Tukové buňky zároveň slouží jako zásobárna energie i v tučných rozpustných vitamínů.

Vlastnosti kůže jsou závislé na místě (tloušťka, upnutí), věku, hydrataci a výživě. Na kůži se popisuje její štěpnost tzv. Langerovými čarami, které jsou pomůckou chirurgům pro vedení řezů tak, aby se následně ošetřená rána dobře zacelila a během hojení nebyla zbytečně namáhána. [16]

Regenerace znamená obnovu zaniklé tkáně, kdy nová tkáň má vlastnosti stejné, jako tkáň stará. Na rozdíl od reparace, kdy dojde k náhradě tkáně méně cennou, většinou vazivem. Epitely i vazivo a tedy i kůže z nich složená dokážou regenerovat částečně úplně a větší defekty jizvou, která zastane základní funkce kůže, ale postrádá kožní deriváty a má jinou strukturu a následně i vzhled. Kůže dorůstá odspoda, pokrytím rány bazální membránou a následnou epitelizací podporovanou kožními kmenovými epiteliálními buňkami. V případě většího defektu předběhne epitelizaci tvorba vaziva a vzniká méněcenná jizva. [12, 14]

### 3 Předchozí přístupy k měření mechanických vlastností kůže

Pro měření mechanických vlastností kůže in vivo se využívají především kontaktní mechanické postupy, jelikož jiné přístupy (např. za pomoci ultrazvuku nebo optických metod) nejsou pro danou problematiku vhodné a to ať už z důvodu komplikací při měření nebo míry invazivity [9]. Kontaktní mechanické měření zahrnuje především různé extenzometry s příloženými díly, které kůži deformují a tím určují její vlastnosti (pružnost, přirozené napětí...). Podle konstrukce a principu mají různě vhodné použití pro různé části těla. V minulosti se uplatňovaly například tyto postupy:

- Tah v rovině kůže, například pomocí přilepených nebo příložených plošek, kdy pohon měřidla působí tahem na kůži a měří sílu, dráhu a případně další veličiny dle charakteru metody.
- Indentace, kdy se používá malé plošky, která působí silou kolmo na kůži a z potřebné síly a například tvaru křivky může určovat vlastnosti kůže.
- Sání, kdy se hodnotí výška vzdutí (vrchlíku) kůže po aplikaci podtlaku na její povrch. Na tomto principu funguje například i komerčně vyráběné zařízení Cutometer<sup>®</sup> [6].

Toto samozřejmě není vyčerpávající výčet, jelikož se zkoušely i jiné postupy nebo jejich kombinace. Taková a podobná zařízení mají zásadní nevýhodu v tom, že kůži měří jen nepřímo pod zatížením, kdy neznáme parametry bez zatížení nebo třeba tloušťku kůže [6]. Snaha vytvořit metodu pro měření vlastností živé kůže, která by neovlivňovala její vlastnosti a vzala v úvahu například i její tloušťku vedla například k využití ultrazvukových vln. Kombinací mechanické metody s ultrazvukem lze tak v průběhu sání průběžně měřit tloušťku kůže a tím získat informaci o tom, jak metoda ovlivňuje výsledek, na tomto principu fungovalo například zařízení zvané echorheometr [6].

Ještě složitější je situace u kožních štěpů a náhrad, protože na těle je kůže vystavena stálému napětí [5] a tak po oddělení od těla dojde k jejímu smrštění. Stejně tak je rozdíl mezi výsledkem měření in vivo a ex vivo [9] a kůže samotná je jako materiál anizotropní a má různé vlastnosti na různých částech těla [8].

Z dlouhodobé odborné debaty s koncovými uživateli vyplynuly ideální specifikace, které by případné zařízení pro měření mechanických vlastností kůže mělo splňovat [11]:

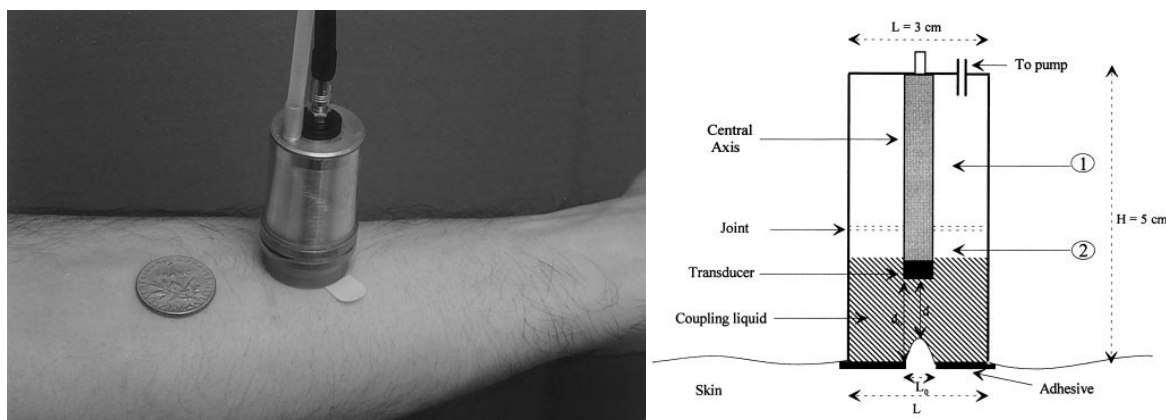
- 1) Přesné a opakovatelné měření mechanických vlastností kůže.
- 2) Měření by mělo být rychlé a dostupné, např. i během operačního výkonu.
- 3) Mělo by být možné měřit kdekoli na těle.
- 4) Obecně jistou úroveň provozních vlastností (životnost, ergonomie, spotřeba, pohotovost, cena...).

Zařízení pro přesný popis vlastností kůže tedy může k problému přistupovat dvěma způsoby, buď měřením postihne kůži jako celek se všemi jejími vlastnostmi, nebo se může jednat o metodu jednoduchou a přístupnou, které umožní opakované pohotovostní měření například i během chirurgického výkonu. Pro tento účel byly vytvořeny různá malá příložná či přichytná zařízení pro rychlé a dostupné měření in vivo in situ [10, 11]. Takové zařízení pak například využívá přichytných plošek (s oboustrannou lepicí páskou nebo jiným uchycením) a vlastní pohon, který na kůži během měření působí silou [10].

Zpracování výstupu ze senzorů se pak v rámci experimentů u extenzometrů provádělo například analýzou metodou konečných prvků a vytvářením izoploch namáhání [9] pro identifikaci vlivu deformace okolí na kvalitu měření. Pro praktické měření, kdy je potřeba, aby výstupem byla jedna hodnota, se používá u extenzometrů například LVDT (linear variable differential transducer) senzor, který přímo převádí vzájemnou polohu kontaktních plošek na elektrické napětí, které pak porovnává se silovým napětím naměřeným odporovým tenzometrem [10]. Systémy s motorem mohou pro čtení hodnot použít přímo hodnoty pozice z motoru, a opět dalším čidlem měřenou sílu. Při indentaci se používá znalosti hloubky, do které indenter pronikl při limitní síle, ověřené opět většinou tenzometrem [8]. Ultrazvukové přístroje používají přísátí komory vyplněné kapalinou a ultrazvukovou sondu buď v A nebo M módu a mohou přidat informaci o tloušťce kůže a oblasti zasažené sukčí [6].

### 3.1 Studium vlastností kůže ultrazvukem pomocí přísátého válce

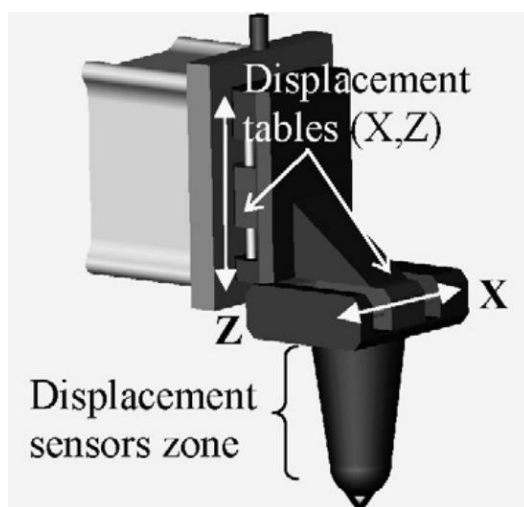
V roce 1995 se tým vedený S. Diridollou snažil postihnout vlastnosti kůže v celé tloušťce pomocí přísavného válce částečně naplněného destilovanou vodou [6], který měl uvnitř na raménku uloženou ultrazvukovou sondu, které pořizovala obraz kůže v celé tloušťce před, během, i po přísátí. Válec je 5 centimetrů dlouhý, průměr má buď 12 nebo 26 mm, spodní část je naplněna destilovanou vodou, která v něm drží pomocí malého negativního tlaku 5 mbar (viz obr. 3 vpravo). Válec je ke kůži připevněn oboustrannou lepicí páskou. Zespona válce je vyměnitelný modul s okénkem (aperturou) o různých velikostech, slícovaným s UZ sondou uvnitř válce, kudy prochází svazek akustických vln. Ultrazvukem o frekvenci 20 MHz měřili pomocí ultrazvukových modů A a TM (pro postihnutí chování kůže v průběhu přísátí). Danou sondou o dané frekvenci dosáhli do hloubky 5 mm. Vyvinuli také kombinovanou ultrazvukovou sondu se sacím zařízením, které se lepilo ke kůži a zobrazovali pomocí ní v ultrazvukovém B modu. Toto zařízení nazvali echorheometr a při hodnocení využívali také faktu, že v podkožním tuku je rychlost šíření akustické vlny o cca 10 % nižší. Zjistili, že při přísátí se tloušťka dermis snižuje a podkožního tuku zvyšuje. Navíc po provedení měření zůstala po nějakou dobu tloušťka kůže zvýšená, což kladli za vinu hromadění tekutiny ve tkáních vystavených podtlaku.



Obrázek 3: Foto a schéma zařízení [6]

### 3.2 Měření elastických vlastností kůže indentací

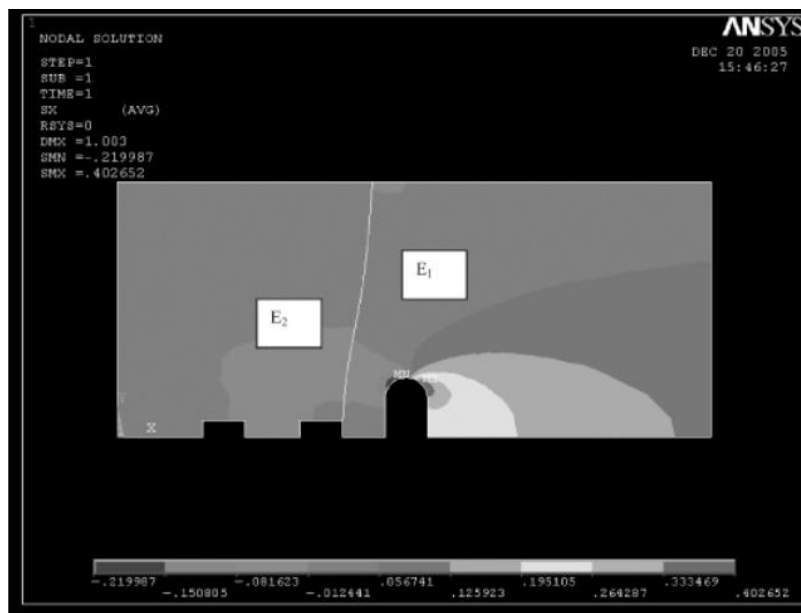
V roce 2007 se tým C.Pailler-Matteie snažil určit mechanické vlastnosti kůže pomocí indentace [7]. Indentace je metoda, kdy je na tkáň působeno kolmo tlakem indentoru, který se do tkáně zaboří, a poté se určují vlastnosti zkoumané tkáně z působící síly, dráhy a dalších parametrů jako například z vytyčené plochy a hystereze indentační křivky (křivka síla-dráha). Motivací pro ně byl fakt, že různé metody poskytovaly různé hodnoty Youngova modulu pružnosti kůže. Indentovali pomocí ocelového konického indentoru do hloubky menší než 10 mm. Na vzorku deseti mužů ve stálých podmínkách zjišťovali vlastnosti kůže. Jejich indentační křivky vykazovaly nízkou hysterezi což znamenalo, že kůže se chová především jako materiál elastický a ne plastický. Redukovaný Youngův modul pružnosti (na obyčejný modul pružnosti  $E$  je možný přepočít pomocí vztahu a Poissonových konstant zahrnutých materiálů) určovali z veličiny normální kontaktní tuhost vztažené k ploše kónusu indentoru. Indentovali do malých hloubek, aby měření vlastností kůže nebylo ovlivněno tužšími strukturami pod ní. Jimi určený modul pružnosti kůže odpovídal hodnotám v literatuře, řádově desítky kPa, a tak jejich závěrem byla použitelnost metody pro určování jejích parametrů.



Obrázek 4: Model indentoru [7]

### 3.3 Měření přirozeného napětí kůže

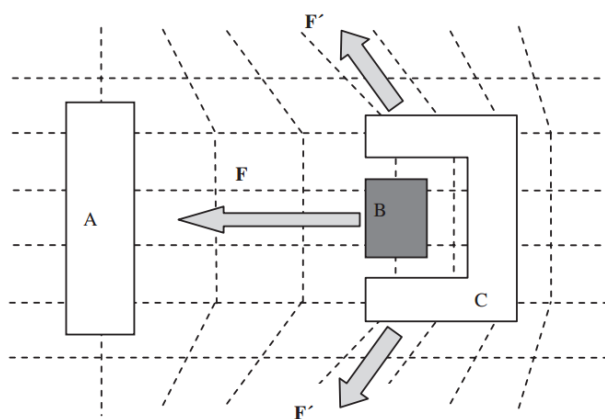
V roce 2007 tým Emanuelle Jacquet zkoumal možnost měřit vlastnosti kůže pomocí extenzometru [9]. Vycházeli z předpokladu, že pokud stlačíme kůži mezi dvěma ploškami tak, aby se zcela uvolnila, vyrovnáme její přirozené napětí a můžeme ho změřit. Když zkoušeli toho uspořádání namodelovat metodou konečných prvků, zjistili, že deformace a odpor kůže v okolí měřicích plošek měření silně ovlivňuje. Navrhli proto další sadu vnějších širších plošek, které chrání měřicí část před deformacemi a napětím okolních struktur. Ze studie modelu určili šířku vnějších plošek na 30 a měřicích na 8 mm s 5mm mezerou mezi nimi. Celý systém se tedy skládá ze čtyř plošek připevněných oboustrannou lepicí páskou s elektrickým motorem a čidly síly a polohy, které umožňují servo řízení pohonu. Při zkoušení metody na paži vycházeli s předpokladu, že při různých polohách paže je kůže různě napjatá, a kdyby chránicí plošky nefungovaly, dával by přípravek v různých polohách různé výsledky. Vzhledem k tomu, že jejich metoda produkovala blízké výsledky v různých polohách paže, usuzují, že ochrana před okolními silami funguje.



Obrázek 5: Rozložení namáhání kůže mezi ploškami [9]

### 3.4 Extenzometr s odstíněním bočních sil

Extenzometr využívali pro svůj výzkum také K. H. Lim a kol., kteří vycházeli ze znalosti Langerových čar (experimentálně určené pomyslné křivky na povrchu kůže, určující štěpnost kůže) [5]. Vymýšleli proto extenzometr, který by neměl měření zkreslené deformací kůže v ose kolmé k ose měření, která zákonitě ovlivňuje naměřené hodnoty. Jejich koncept zahrnoval odstínění bočních sil extenzometru pomocí dalších příložných části podél měřené oblasti, které ji obepnuly a tak zabránily deformaci v měřené oblasti. Měření pak probíhalo pomocí tří příložek A, B a C, kdy A a B byly tradičně umístěné naproti sobě a během měření se k sobě přibližují, zatímco příložka C obepíná zatěžovací plošku B a pohybuje se spolu s ní, čímž jí chrání před účinky bočních sil, protože mezi ploškami B a C není kůže ovlivněna. Zatěžovací příložka B pak měří téměř neovlivněné napětí mezi ní a ploškou A. Svůj koncept poté srovnávali s klasickým přístupem na gumovém proužku, posilovací gumě čtvercových rozměrů a na prasečí kůži. Metody porovnali také modelováním pomocí metody konečných prvků. Jejich závěrem je, že pomocí odstínění bočních sil dosahují mnohem spolehlivějších výsledků měření (podle FEM dávala nová metoda chybu 13,7% zatímco uspořádání s dvěma ploškami 91%).

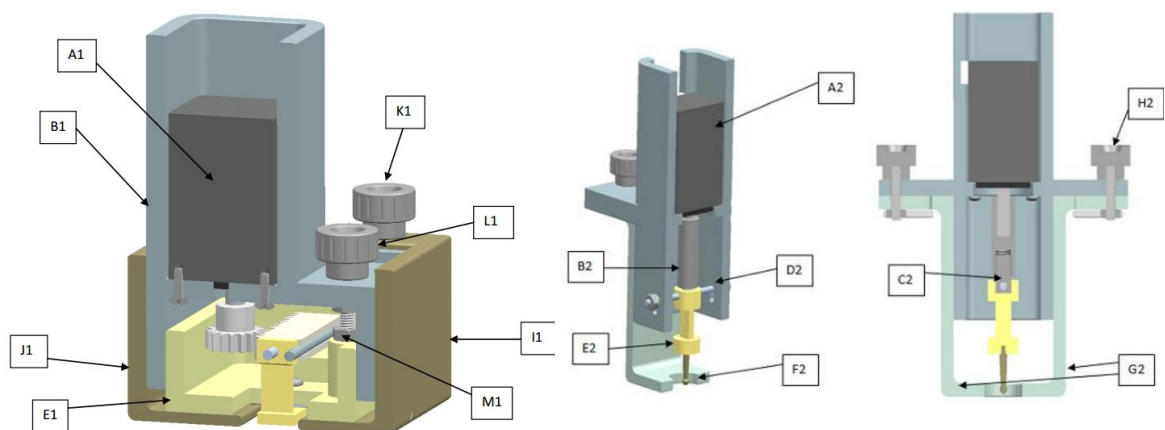


Obrázek 6: Rozložení plošek pro odstínění bočních sil [5]



### 3.5 Zařízení pro měření tuhosti a elasticity kůže

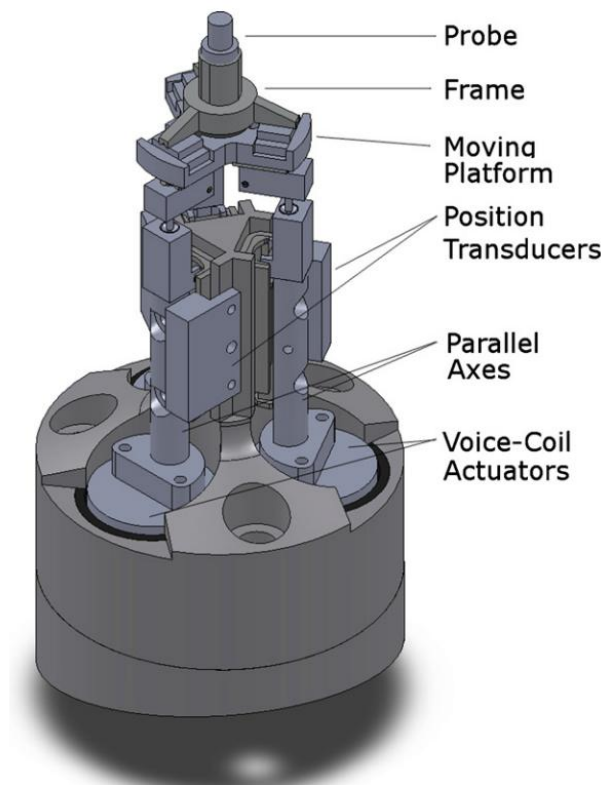
V roce 2010 profesor Kruger a jeho tým v rámci projektu vyvíjel zařízení pro měření jak tuhosti, tak elastických vlastností kůže [11]. Výhodné bylo, že vycházeli přímo z požadavků zákazníka, který měl zájem hodnotit stárnutí kůže a účinky fototerapie. Při výběru technologie návrhu tedy sjednotili požadavky a konfrontovali je s jednotlivými známými metodami (extenze, indentace, sukce...). Požadavky na měřicí zařízení obodovali dle důležitosti a tak hodnotili jednotlivé přístupy. Z tohoto porovnání jim vyšel návrh kombinace extenzometru poháněného stejnosměrným motorem pro určení elastických vlastností s indentorem pro určení tuhosti. Daný design pak rozpracovali a navrhli inženýrské řešení uspořádání a konstrukce. Novinkou bylo přidání dvou akcelerometrů na pevnou i pohyblivou část konstrukce pro odstranění vlivu pohybu měřeného subjektu na výsledek měření. Pro ovládání zařízení používali softwarové prostředí LabView.



Obrázek 7: Vlevo část pro měření elasticity, vpravo pro měření tuhosti[11]

### 3.6 Měření anizotropie minirobotem

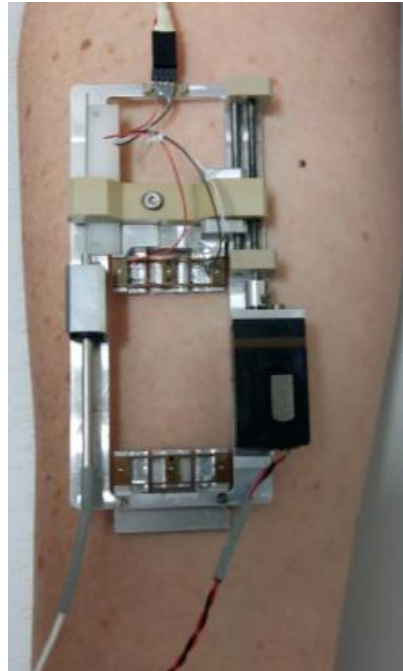
Cormac Flynn se se svým týmem v roce 2011 zabýval možností prozkoumat anizotropické vlastnosti kůže [8]. Pro tento účel vyvinuli robota, který by interakcí s kůží proměřil její vlastnosti. Jejich robot se pohyboval ve třech osách a tím mohl prověřovat vlastnosti ve všech směrech. Vyšetřovaná část (ve studii předloktí) se položila na podložku a robot byl pod ní. Malým otvorem v podložce procházela válcová sonda robota, která se přilepila ke kůži. Touto válcovou sondou pak robot pohyboval v předem určené sekvenci a během toho měřil sílu, kterou sonda působila do kůže. Sekvence pohybů se skládala z krátkých lineárních pohybů ve třech osách s postupně se zvyšujícím úhlem, sekvence končila kolmým zatížením kůže. Pro studii využili 21 dobrovolníků. Z výsledků poté určovali vlastnosti kůže jako materiálu; například průměrnou ztrátu energie při deformaci, potřebná síla na krajní pohyb a další. Vyšlo jim nakonec, že kůže se vskutku chová jako anizotropní, nelineární, viskoelastický materiál.



Obrázek 8: Nákres robota použitého při měření [8]

### 3.7 Velmi lehký extenzometr

Emmanuelle Jacquet a její tým se v roce 2017 snažili vytvořit nový extenzometr pro použití in vivo [10]. Při své práci brali v úvahu všechny předchozí přístupy a poznatky, viz výše. Účelem bylo vytvořit dostatečně malé a lehké zařízení tak, aby měřilo vlastnosti kůže lokálně a bylo tak minimálně ovlivněno pohyby těla (dýchání, tok krve). Zvláštností bylo, že chtěli, aby byla vyšetřovaná část kůže viditelná, aby mohli zároveň pořizovat obraz vyšetřované oblasti. Ze všech požadavků poté vytvořili obdélníkový rámeček spojený posuvnými rameny, mezi kterými byl DC motor, který systémem matky a šroubu pohyboval rámečkem a působil silou na kůži. Informaci sbírali siloměrem a doplňujícím LVDT senzorem pro snímání polohy. Celé zařízení vážilo dohromady 36 gramů. Zobrazování prováděli pomocí kamery, která zabírala celé měřicí zařízení. Měřená kůže byla natřena vodovou barvou pro potřeby DIC zpracování obrazu (digital image correlation), zpracování obrazu prováděli v programu MATLAB. Provedli poté sérii testů pro ověření funkce zařízení oproti předpokladům a nabídli jej pro klinické testování. Výsledkem měření je klasická křivka síla-deformace, popř. deformace nebo síla v čase.

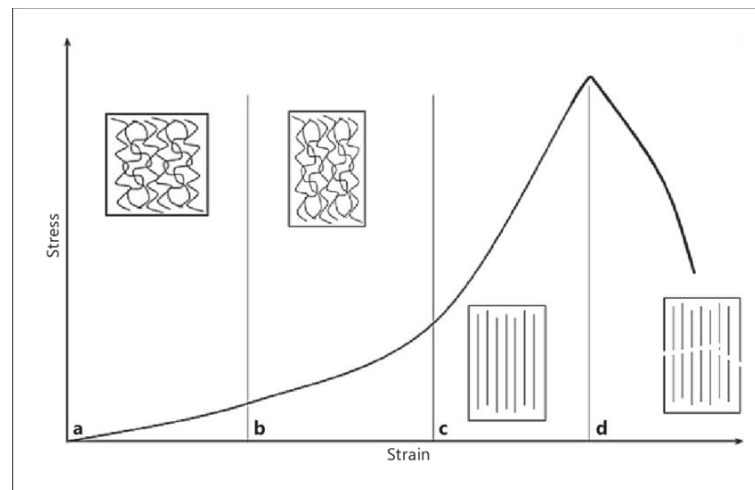


Obrázek 9: Fotografie lehkého extenzometru [10]

## 4 Mechanické vlastnosti kůže

### 4.1 Kůže jako materiál

Z hlediska mechanických vlastností je obtížné popisovat kůži po jednotlivých vrstvách, a tak se ve většině případů popisuje jako celek, tj. dermis i epidermis dohromady. Lidská kůže vykazuje nelineární, anizotropické a viskoelastické mechanické chování. Tvořená je sítí elastických a kolagenních vláken, které určují její vlastnosti. Při zatěžování nejdříve deformaci kladou odpor elastická vlákna, protože orientace kolagenních je náhodná a neuspořádaná, a tak při malých deformacích má kůže nízkou tuhost a silně se deformuje (roztahuje). Při větší deformaci už kolagenní vlákna zaujmou pozici v ose deformace a svou vlastní tuhostí začnou klást další deformaci odpor, celková tuhost kůže se zvyšuje. Zároveň přeskládáním kolagenních vláken dojde k pohybu tekutiny ve tkáni a to má za následek viskózní chování kůže. Tím tedy vzniká viskoelastické chování kůže. [19, 22]



Obrázek 10: mechanické chování kůže (obecně měkkých tkání) koresponduje s uspořádáním kolagenních vláken. Zdroj: [https://www.researchgate.net/figure/The-stress-strain-curve-for-skin-with-collagen-morphology-at-each-respective-stage-a\\_fig4\\_305455024](https://www.researchgate.net/figure/The-stress-strain-curve-for-skin-with-collagen-morphology-at-each-respective-stage-a_fig4_305455024) (16.4.2019)

Kůže je do jisté míry předepjatá v důsledku růstu organismu, pokud tedy vyjmeeme kožní štěp, dojde jeho kontrakci o 12-40%, dle jeho tloušťky. Elastická složka deformace má pro kůži ten význam, že díky možnosti natažení a tím vrozené „vůli“ kůže nedojde při běžném pohybu ani malém násilí k jejímu poškození. Viskózní část

deformace má význam například u ran, kdy nesešitá rána má tendenci se otevírat (pružná kůže vlastním stažením působí konstantní silou) a naopak sešitá rána se díky konstantnímu tahu stehů má tendenci uzavírat. [19, 22]

Na vlastnosti kůže má zásadní vliv věk, stav organismu a různé patologie. Největší změna v pružnosti nastává po 30. roku života [17]. Mírné rozdíly jsou i v závislosti na pohlaví a místě na těle, zjizvení tkáně a tělesné konstituci (hodnocené BMI), ale třeba i na laterální preferenci. Tyto parametry souvisí i se závislostí na tkáních pod kůží [18]. Modul pružnosti v tahu (Youngův modul), se v závislosti na všem výše zmíněném pohybuje řádově ve stovkách kPa až jednotkách MPa [21].

#### 4.2 Reologie viskoelastického materiálu

Reologie se zabývá mechanikou spojitých prostředí, zejména vztahy deformace a napětí v závislosti na čase. Zdravá živá kůže se mechanicky chová jako viskoelastický materiál. Viskoelastické chování je kombinací elastické a viskózní složky. Elastická složka se chová podle známého Hookeova zákona, tedy napětí (v rovnici  $\sigma$ ) v materiálu je úměrné jeho deformaci  $\varepsilon$  (poměru přírůstku délky a původní délky před protažením) viz rovnice 1, kde koeficientem úměrnosti je Youngův modul pružnosti, označený E.

$$\sigma = E\varepsilon \quad (1)$$

Přičemž modul pružnosti lze určit jako směrnici přímky v grafu závislosti napětí na deformaci (rovnice 2).

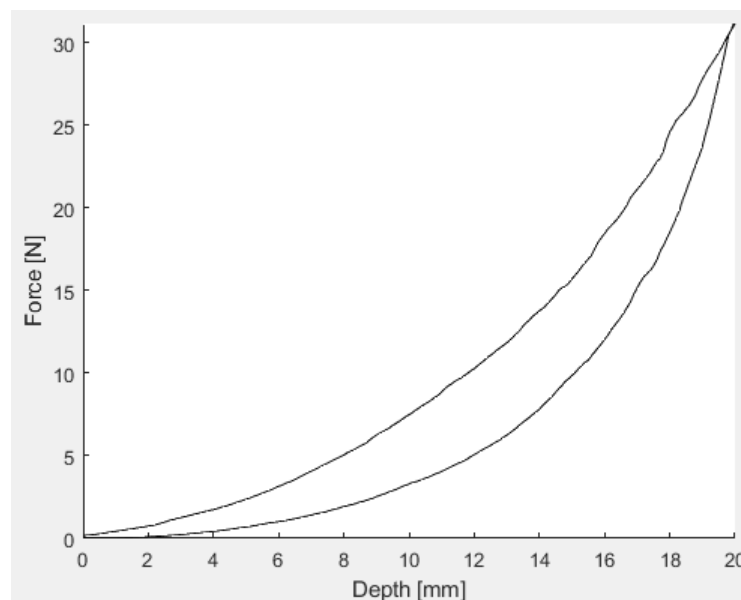
$$E = \lim_{\Delta\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \quad (2)$$

Elastická složka deformace reaguje na sílu pružně a okamžitě, akumuluje energii a po odeznění působení síly se vrací do původního stavu a jejím reologickým modelem chování je pružina, viz níže. U měkkých tkání má odezva na zatížení zpravidla nelineární charakter, určujeme proto u těchto materiálů počáteční, sečný a tečný modul pružnosti. [17, 22]

K viskózní deformaci dochází se zpožděním při stálém působení síly, průběh deformace tedy vykazuje časovou závislost. Viskózní složka chování způsobuje několik jevů typických pro viskoelastický materiál:

- relaxace napětí – pokles napětí v materiálu při konstantní deformaci.
- tečení (creep) – postupná změna deformace v čase při konstantní hodnotě napětí.
- hystereze – paměťový efekt materiálu, kdy křivka napětí/deformace nemá stejný průběh při zatěžování a uvolňování.

Viskózní složka navíc způsobuje relativně větší tuhost materiálu při rychlejší deformaci, kdy se rozdíl vůči tomu, jak by se chovalo čistě elastické těleso, s rostoucím časem (impulsem síly) exponenciálně snižuje [15]. Deformační energie se disipuje jako při plastické deformaci a po odeznění se takové těleso už do původního tvaru bez elastické složky nevrátí, jejím reologickým modelem je tlumič (píst). To je právě základem vykazované hystereze, kdy rozdíl (plocha) mezi oběma křivkami (zatěžovací a uvolňovací) odpovídá disipované energii, viz obr. 11. [19, 22]

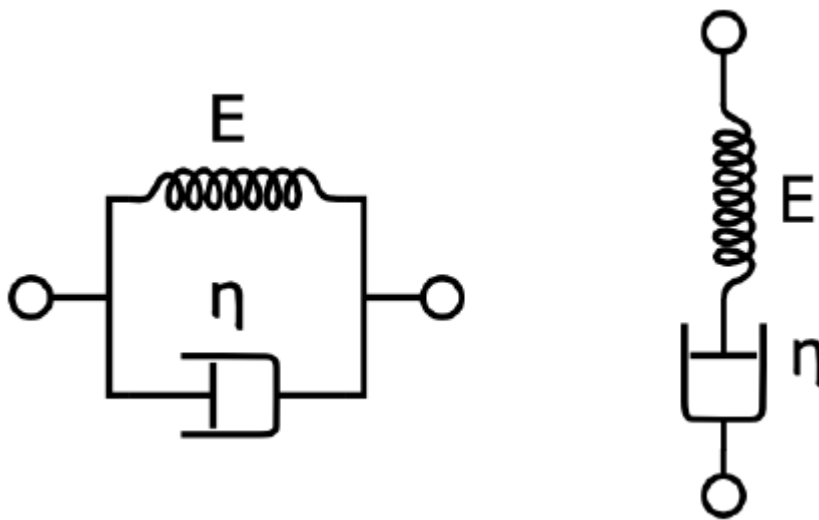


Obrázek 11: Příklad hysterezní smyčky při zatěžování viskoelastického materiálu (vlastní in vivo měření svalu indentací použitím myotonometru v rámci BP [20]). Vytvořeno pomocí MATLAB.

Matematicky se viskoelastické chování popisuje právě pomocí reologických modelů, ty popisují chování materiálu na pomezí pevné látky a kapaliny. Pro lineární chování (newtonská kapalina) platí pro viskózní složku následující vztah:

$$\sigma = \eta \frac{d\varepsilon}{dt} \quad (3)$$

Kde  $\eta$  [Pa · s] je dynamická viskozita. Základními reologickými modely popisujícími viskoelastické chování jsou Maxwellův a Kelvin-Voigtův model. Ty odpovídají sériovému, respektive paralelnímu spojení pružiny a pístu, viz obr. 12. [20, 22]



Obrázek 12: Kelvin-Voigtův (vlevo) a Maxwellův (vpravo) reologický model. Zdroj: [https://www.researchgate.net/figure/Kelvin-Voigt-and-Maxwell-rheological-models\\_fig1\\_265592947](https://www.researchgate.net/figure/Kelvin-Voigt-and-Maxwell-rheological-models_fig1_265592947) (29. 3. 2019)

Z obrázku je patrné, že zatímco pro Kelvin-Voigtův (paralelní) model bude deformace v obou větvích stejná a celkové napětí bude součtem napětí na dílčích větvích, pro Maxwellův (sériový) model budeme počítat s konstantním napětím a dílčími deformacemi. Pro Kelvin-Voigtův model tedy platí:

$$\sigma = \sigma_e + \sigma_v \quad (4)$$

Indexy značí elastickou a viskózní část. Pak deformace získáme jako:

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{1}{\eta} (\sigma + E\varepsilon) \quad (5)$$

Kde napětí i deformace jsou funkcí času. Pro deformaci Maxwellova reologického modelu platí následující vztah:

$$\varepsilon = \varepsilon_e + \varepsilon_v \quad (6)$$

A po úpravě vztah pro deformaci:

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{1}{E} \frac{d\sigma}{dt} + \frac{\sigma}{\eta} \quad (7)$$

Tyto modely a jejich úpravy pro speciální případy se používají pro výpočet vlastností viskoelastického materiálu jako je napěťová odezva při relaxaci, chování modelu při creepu nebo reakce na náhlou změnu napětí (sudden stress). [15, 22]

V případě, že nelze určit přímo modul pružnosti, což nastává například v případech neznámé nebo nedefinované plochy nebo v případě, kdy není možné vyjádřit poměrnou deformaci, lze použít veličinu tuhost [ $F \cdot mm^{-1}$ ], které odpovídá jednoduše tomu, jakou sílu je potřeba vyvinout, aby se daný materiál prodloužil o absolutní délku.

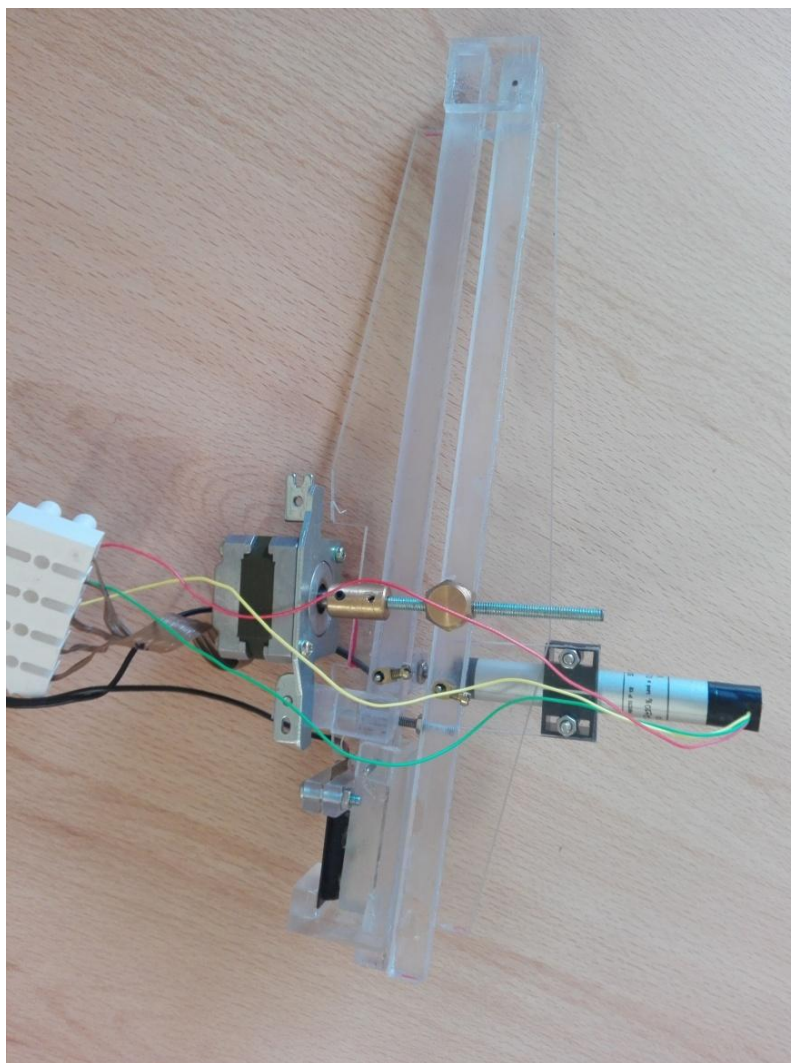


## 5 Návrh softwarového prostředí

### 5.1 Konstrukce elastoměru kůže

Elastoměr kůže byl zkonstruován v rámci bakalářské práce kolegyně Eriky Kedlesové z biomedicínské techniky, která probíhá paralelně s moji diplomovou a obě práce jsou součástí společného vývoje. Já jsem byl přítomen odborným debatám při přípravě návrhu, ale samotné konstrukci jen částečně, během vlastní práce jsem ale pro konstrukci poskytoval zpětnou vazbu. Při popisu praktické části přecházím mezi plurálem a singulárem, abych odlišil společnou práci s kolegyní Kedlesovou, potažmo vedoucími, a mojí vlastní. Základní myšlenkou pro návrh byla idea lékařského nástroje, který by byl rychle schopen poskytnout údaje o mechanických vlastnostech měřené kůže. Právě princip lékařského nástroje jako výchozí koncepce je naší inovací. Původní návrh vycházel z tvaru nůžek, což je nástroj, na který jsou zdravotničtí pracovníci poměrně zvyklí. Průběhy veličin u takové konstrukce by však nebyly lineární, a tak se od ní upustilo.

Druhý návrh, který se nakonec realizoval, vycházel z tvaru „pinzety“, tedy dvou lineárních ramen ve tvaru trojúhelníku spojených ve vrcholu kloubem. Jako základní materiál byl zvolen čirý polykarbonát. Konstrukce je tvořena dvěma základními hranoly (rameny) dlouhými 250 mm. Zbylé dva rozměry hranolů byly stanoveny tak, aby příložná plocha, ve finálním řešení opatřená oboustrannou lepicí páskou, byla 10 mm<sup>2</sup>. Rozvor elastoměru, tedy největší vzdálenost ramen od sebe v místě přiložení ke kůži, byl návrhem stanoven na 10 mm a zajišťuje ho omezovací šroubek v ose pohybu. Přeměřením jsme zjistili jeho skutečnou hodnotu jako 10,5 mm. Pro zvýšení tuhosti konstrukce, která se ukázala být příliš poddajná, je k podélné straně hranolů přilepen plochý kus polykarbonátu.



Obrázek 13: fotografie elastoměru. Vertikálně dvě ramena, vlevo z boku krokový motor, vpravo lineární snímač. Dole příložené plochy a piezo s pryží. Zdroj: vlastní.

Princip měření pro tento návrh je tento: po přichycení plošek ke kůži dojde k napínání kůže mezi ploškami konstantní rychlostí a současným měřením míry rozvoru a síly působící mezi ploškami se získá závislost síly na míře napnutí a z těchto veličin se dalším zpracováním získají mechanické vlastnosti daného vzorku (kůže). Pohyb elastoměru je zajištěn bipolárním krokovým motorem s hřídelí a závitem pro přenesení síly na druhé rameno. Měření rozvoru je provedeno lineárním odporovým snímačem dráhy a síly piezo krystalem, umístěným kolmo na směr pohybu, který je kvůli své křehkosti podložen bločkem pryže, protože na něj působí ohybové síly; pryž zároveň způsobuje omezení měřené síly zdola, protože než dojde k samotné deformaci piezo krystalu, je nutné překonat mechanickou pevnost pryže. Část přípravku osazená piezo

prvkem je na pevno proti kloubem připevněnému konci ramena, aby se do něj rameno při působení síly opíralo.

Krokový motor je umístěn z boku v rovině plochy, kterou vymezují ramena, a jeho hřídel je nastavená závitovou tyčí, která převádí rotační pohyb motoru na posuvný pohyb pomocí čepu s příčným závitovým otvorem, který je provlečen protilehlým ramenem konstrukce. Původní tenká hřídel nebyla dostatečně tuhá a závitová tyč během rotace prováděla eliptické pravidelné pohyby mimo osu rotace, čímž znehodnocovala měření zvlnění průběhu měřeného elektrického napětí. Použili jsme proto masivnější závitovou tyč a robustnější upevnění na přechodu hřídele motoru v závitovou tyč. Realizovaný návrh je na obr. 13.

## 5.2 Softwarové řešení

Elastoměr byl zkonstruován a mým úkolem bylo zajistit, aby fungoval a šel pohodlně ovládat počítačem. Z odborné debaty vyplynulo, že nejvhodnějším nástrojem pro vytvoření software bude LabView, grafické vývojové prostředí pro návrh systémů od společnosti National Instruments. Jako nejvhodnější se jevilo hned z několika důvodů; univerzita vlastní funkční licenci LabView 2009 stejně jako měřicí karty od stejné společnosti. Tento software navíc díky své rozšířenosti disponuje spoustou návodů stejně jako aktivním diskusním fórem, což umožňovalo mojí souvislou samostatnou práci.

LabView je grafické vývojové prostředí, což znamená, že program se v něm tvoří jako diagram pomocí funkčních bloků (block), mezi nimiž jsou data předávána pomocí drátů (wire). Zároveň umožňuje navrhnout si virtuální panel přístroje (front panel) s grafickou reprezentací vstupů (control) jako jsou tlačítka, posuvníky nebo textová pole a výstupů (indicator) jako jsou grafy, LED nebo displeje. Software poskytuje spoustu funkčních bloků v různých paletách od nejjednodušších, jako jsou obvyčejné matematické operace nebo logická hradla, až po sofistikované (expresní) bloky, starající se například o načtení dat ze vstupů, filtraci nebo uložení souboru. Spolu s měřicí kartou dokáže takový software zároveň číst vstupy i produkovat výstupy a to jak analogové, tak digitální. Lze tedy pomocí něco sestavit celý virtuální přístroj (virtual

instrument neboli VI) s ovládacím panelem i vlastní logikou, který prostřednictvím měřicí karty přímo ovládá analogovou elektroniku. Je tedy ideální pro naši aplikaci. Během vývoje programového prostředí jsem vytvořil celou řadu pomocných programů, díky kterým jsem zkoušel jednotlivé funkce přípravku. [1, 2]

### 5.3 Náběr dat

Na začátku mé vlastní práce jsem dostal zkonstruovaný elastoměr osazený analogovými čidly a mým úkolem bylo získat z nich užitečné informace pro samotné měření. K dispozici jsem měl měřicí kartu NI USB-6009 a k ní na stránkách výrobce volně dostupné specifikace a user manual. Měřicí karta je vybavena 12bitovým digitálně-analogovým převodníkem pro generování analogového výstupu 0 — 5 V a analogovým vstupem se vstupním odporem 127 k $\Omega$ , který může pro měření elektrického napětí pracovat ve dvou režimech. První je RSE (Referenced Single-Ended), který měří napětí vzhledem k společné nule (GND) v rozsahu 0 — 10 V s rozlišením 13 bitů. Druhým je DIFF neboli diferenční měření mezi dvěma analogovými vstupy v rozsahu -10 — +10 V, respektive 0 — 20 V, s rozlišením 14 bitů.

Lineární snímač polohy je vlastně potenciometr a ještě obecněji odporový dělič. Ze snímače vychází tři vodiče: dva jsou póly proměnného rezistoru a poslední je jezdec. Měření jsem tedy provedl velmi jednoduše; na póly čidla jsem přivedl napětí 5 V z analogového výstupu měřicí karty, to samé napětí jsem zároveň měřil, protože jsem si nebyl jistý stabilitou měřicí karty jako zdroje napětí a nazval ho  $R_{tot}$  (R pro přehlednost v programu). Následně jsem měřil napětí mezi zemí (tak aby 0 byla 0) a jezdcem a nazval ho  $R_{var}$ . Napětí jsem měřil vzorkovací frekvencí 150 Hz funkcí RSE. Následným podělením a vynásobením jsem získal poměr napětí (odporů) vyjádřený v %.

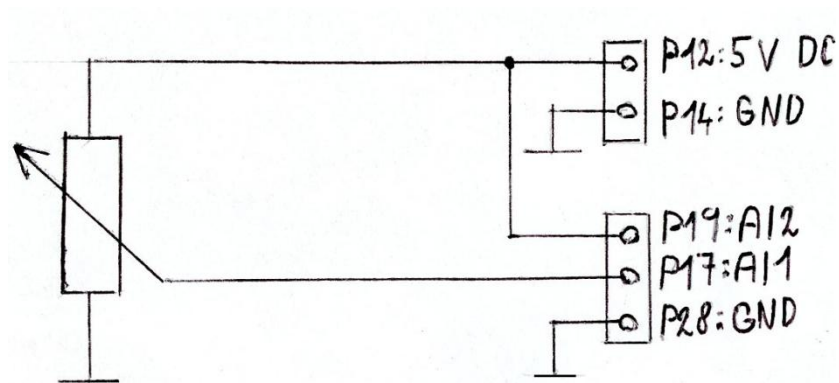
$$d [\%] = 100 \cdot \frac{R_{var}}{R_{tot}} \quad (8)$$

Tato hodnota však kvůli malému rozvoru elastoměru dosahovala pouze přibližně 9 %. Později navíc vyplynulo, že výsledkem bude hodnota v jednotkách N/mm viz kap. 5.5. Bylo tedy nutné naměřenou poměrnou hodnotu přenásobit korekčním koeficientem odpovídajícím poměru chtěného maxima (10,5 mm), tedy rozvoru elastoměru, a

skutečného naměřeného maxima. V podstatě převádím poměr odporů na odpovídající zlomek maximální délky. Výsledný vztah v rovnici 9. Vzhledem k jednoduchosti obvodu jsem ho realizoval přímo na svorkovnici měřicího modulu.

$$d [\text{mm}] = c_{corr} \cdot \frac{R_{var}}{R_{tot}} \quad (9)$$

$$c_{corr} = \frac{10,5}{\max(d)} \quad (10)$$



Obrázek 14: schéma zapojení lineárního snímače. Zdroj: vlastní.

Snímač síly pomocí piezo krystalu byl poněkud komplikovanější, jedná se o bimorfnní krystal, kdy se při ohybu na elektrodách posunem nábojů v krystalové mřížce generuje napětí. Problém je, že při přímém měření napětí se nahromaděný náboj vybije. Použil jsem proto operační zesilovač (TL 072) v zapojení napěťového sledovače jako impedanční bariéru. Zesilovač je napájený nesymetrickým napájením +15 V (měřicí karta má bezpečné vstupní přepětí až 30 V).

Problém s piezo prvkem je, že při větším zatížení se na něm generuje napětí o amplitudě přes 20 V. Původní jednoduché řešení spočívalo v napájení operačního zesilovače napětím 9,7 V abych s rezervou nepřekročil maximální měřitelné napětí a neohrožoval měřicí modul přepětím. V tomto uspořádání byl ale piezo prvek už při malé deformaci v saturaci, zatímco v nízkých deformacích postrádal citlivost. Zkusil jsem před operační zesilovač předřadit odpor, ale vzhledem k už tak velkému vstupnímu

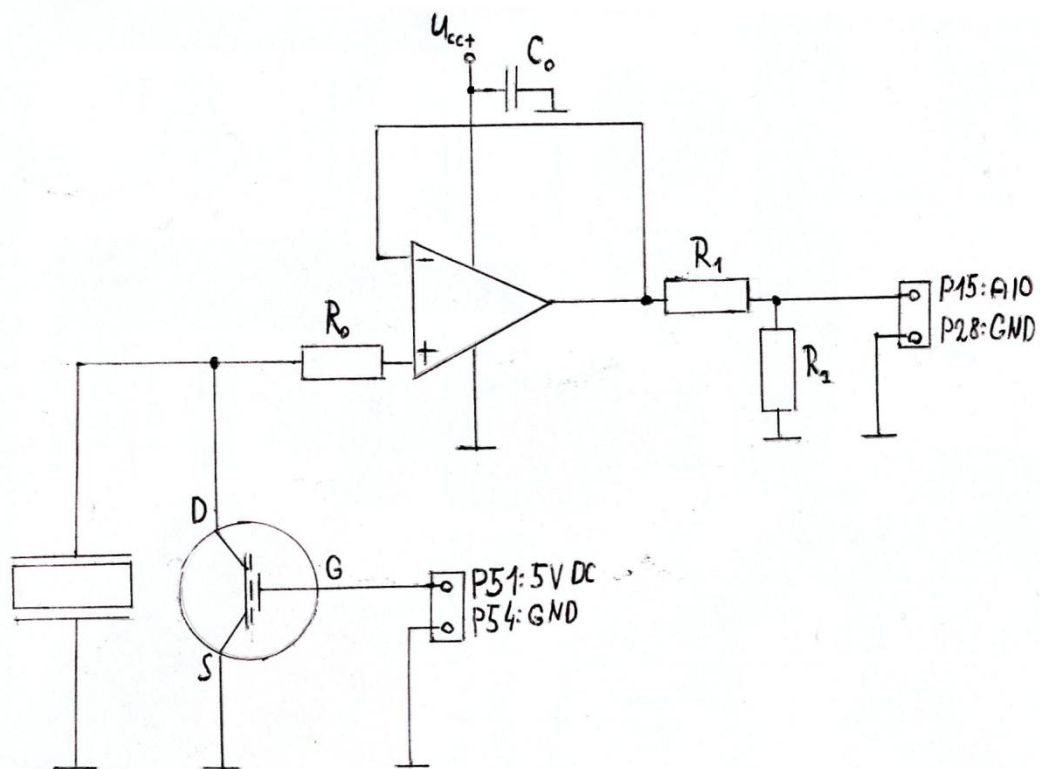
odporu zesilovače to mělo na rozsah minimální vliv. Navíc se objevil problém s kmitavým rostoucím parazitním signálem na výstupu operačního zesilovače, který jsem řešil blokovacím kondenzátorem mezi napájecími vstupy operačního zesilovače o velikosti 100 nF. Experimentoval jsem také s použitím úbytku napětí na diodě, ale bez úspěchu. Dalším pokusem bylo zapojení do zesilovače přes diodu a paralelní kondenzátor na zem, který by měl fungovat jako integrátor náboje z piezo prvku, a přestože jsem zkoušel různé kapacity tak se přes kondenzátor piezo prvek pomalu vybíjel a tím by docházelo ke zkreslení měření. Nakonec jsem se rozhodl použít obyčejný odporový dělič za operačním zesilovačem, čímž sice v případě chyby riskuji přepětí na vstupu měřicího modulu, ale v takové velikosti, která je v rámci tolerance i pro vypnuté zařízení. Při napájení operačního zesilovače 15 V se nabízí pomocí odporového děliče rozdělit napětí na 1/3 a 2/3, kdy větší část odpovídá přesně měřenému rozsahu. Což odpovídá známému vztahu pro výpočet napětí na odporovém děliči, viz rovnice 11.

$$U_2 = U \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (11)$$

Při sériovém zapojení 250 k $\Omega$  a 500 k $\Omega$  odporu, které jsem měl k dispozici, mohu na větším z odporů vůči zemi měřit stabilní bezpečné napětí v rozsahu 0 – cca 9,7 V (kvůli úbytku na operačním zesilovači). V případě nedostatečného rozsahu v budoucnu stačí navýšit napájení napětí operačního zesilovače (15 V je sice ideální pracovní napětí, ale mírně vyšší napětí správné funkci podle instrukcí výrobce nevadí) a změnit poměr odporů pro zachování optimální hodnoty výstupního napětí, maximálně 10 V (například na 8:10 při napájecím napětí operačního zesilovače 18 V). Obvod je vzhledem k probíhajícímu vývoji realizován na nepájivém poli, fotografie je součástí přílohy B.

Antiparalelně k piezu je připojen FET tranzistor (drain na +, source na zem stejně jako minus pieza), abych mohl snímač před měřením vynulovat zkratováním. Tranzistor je spínán digitálním 5 V výstupem na gate proti zemi. Signál z pieza je vzorkován frekvencí 150 Hz funkcí RSE v rozsahu 0-10 V a vyhlazen průměrovací funkcí s okénkem s postranními laloky (side lobe window). Následně jsme s kolegyní Erikou Kedlesovou pomocí sady závaží s vytipováním vhodných bodů a jednoduchého pomocného programu naměřili elektrická napětí odpovídající jednotlivých hmotnostem,

kterými jsme piezoelektrický prvek zatěžovali. Tato data jsem následně použil pro vytvoření předpisu kalibrační křivky v programu MATLAB.



Obrázek 15: schéma zapojení piezo prvku. Zdroj vlastní.

Závažími jsme zatěžovali ploché místo u piezo prvku tak, aby svislý směr dolů odpovídal směru zatěžování při roztahování elastoměru. U každého bodu (pro každou hmotnost) jsme provedli několik měření, a všechna napětí pak průměrovali. Před každým měřením byl piezo prvek tranzistorem zkratován. Krok mezi body jsme volili tak, aby byl dostatečně jemný, ale zároveň šel s danými závažími snadno opakovatelně měřit. Měřili jsme až do saturace. Zejména u větších hmotností více záleželo, kam přesně na elastoměr závaží umístíme (plocha závaží byla větší než plocha, na kterou jsme je pokládali), a tak jsme měřili více hodnot, aby se případná nepřesnost snížila. Pro přesnější měření by bylo lepší, kdyby se závaží zavěšovala na konec ramena, ale v době psaní práce se toto měření ještě nerealizovalo.

m [g]	50	70	100	120	150	200	250	300	350
$U_{\text{avg}}$ [V]	1,22	1,56	2,13	2,90	3,36	4,72	6,13	7,45	8,77

Tabulka 1: průměrné naměřené hodnoty napětí pro jednotlivá závaží. Zdroj: vlastní.

Při určování tvaru a průběhu kalibrační křivky jsem měl obavu z nelinearity průběhu závislosti napětí na zatížení, a tak jsem nejprve zkoušel proložit body polynomem 2. řádu. Kvadratický člen ale vyšel jen malý, viz rovnice 12, a tak jsem přikročil k proložení lineární funkcí, pro kterou je daleko snazší nalézt inverzní funkci než pro kvadratickou.

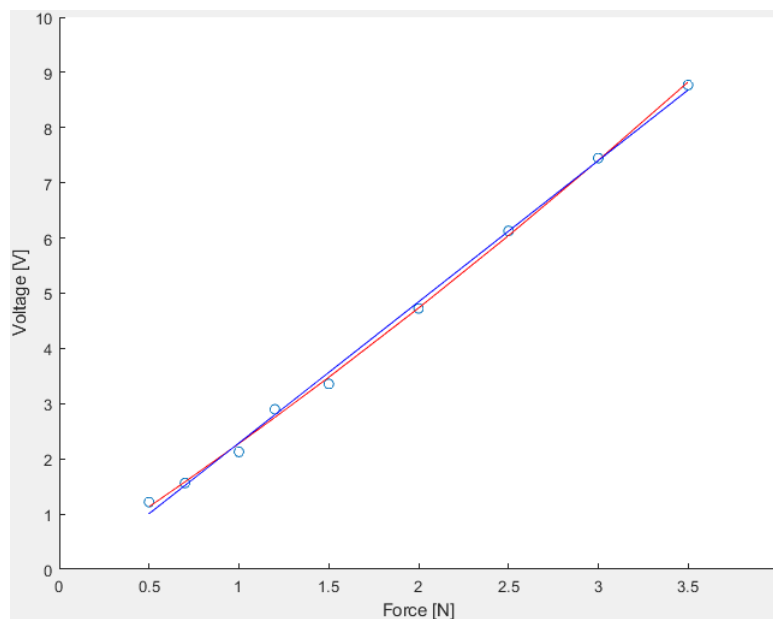
$$y = 0,110x^2 + 2,16x + 0,0427 \quad (12)$$

$$y = 2,56x - 0,271 \quad (13)$$

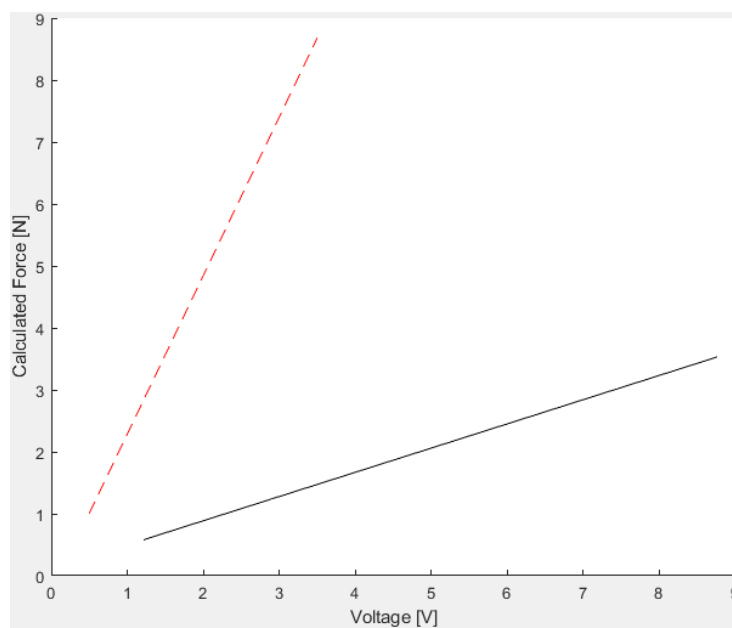
$$y = \frac{x + 0,271}{2,56} \quad (14)$$

Výsledkem proložení tedy byla lineární funkce (rovnice 13) a její inverzní funkce (rovnice 14). V následujícím grafu jsou obě proložené funkce s původními body (Graf 1) a následně vypočtená lineární závislost a její inverzní funkce (Graf 2).





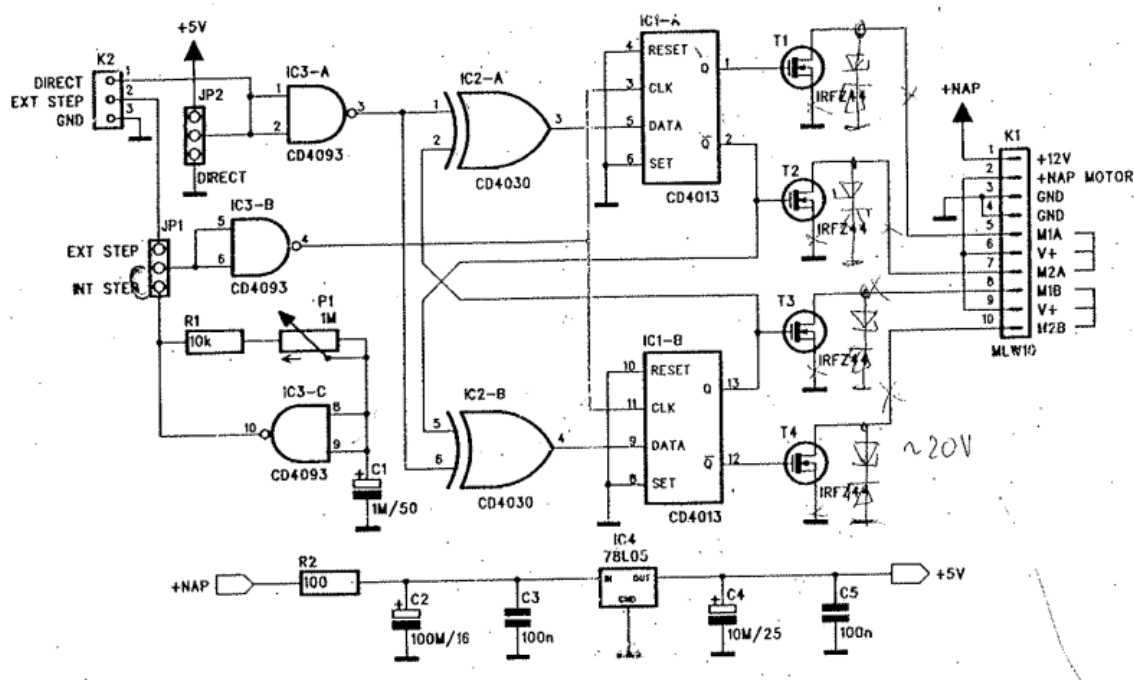
Graf 1: naměřené body napětí pro různá závaží a proložené křivky (červená – parabola, modrá – přímka). Vytvořeno pomocí MATLAB.



Graf 2: přerušovaná křivka lineární funkce proložené body z prvního grafu a její inverzní funkce, použitá jako kalibrační křivka převodu napětí na sílu. Osy jsou platné pro inverzní funkci. Vytvořeno pomocí MATLAB.

## 5.4 Ovládání krokového motoru

Pro ovládání krokového motoru jsem použil už hotové zařízení s připojením do sítě, které bylo na univerzitě k dispozici (fotografie zařízení je v příloze B). Jedná se o zapojení s dvěma klopnými obvody, dvěma hradly XOR a dvěma hradly NAND, kdy hradla XOR určují směr otáčení a signál CLK klopných obvodů frekvenci otáčení. Toto zapojení buď může generovat signál pro krokový motor samo tak, že směr je dán přepínačem, který na vstup směru buď připojí 5 V z napěťového stabilizátoru, nebo zem. Pulsy pro rychlost otáčení jsou pak generovány dalším hradlem NAND, které má ve zpětné vazbě velký (1M0) proměnný odpor připojený na oba vstupy s kondenzátorem připojeným k zemi. Při nabití na určitou úroveň dojde k překlopení výstupu z 1 do 0 a tím vygenerování pulsu a začátku vybíjení, které při úrovni nuly vede zpět k překlopení z 0 do 1. Proměnný odpor brání průchodu proudu, brzdí nabíjení a vybíjení kondenzátoru a tím rychlost překlápění hradla a následně frekvenci pulsů.



Obrázek 16: Původní schéma zapojení zařízení pro ovládání krokového motoru (zdroj: Amatérské rádio 3/2010 str. 9).

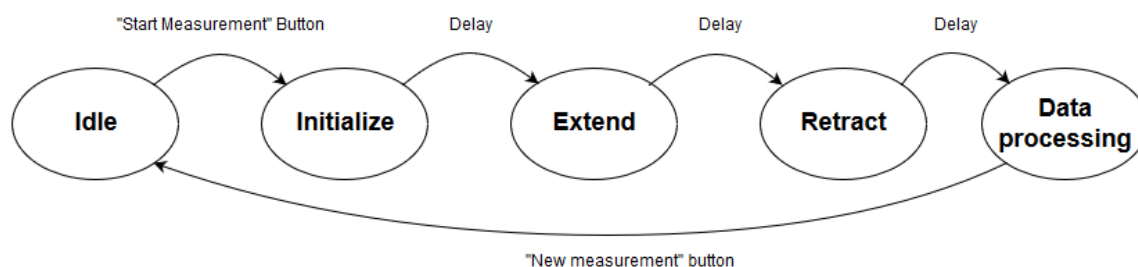
Toto zařízení mi velmi ulehčilo práci, protože stačilo jen na desce plošných spojů identifikovat, kde ke generování vstupů dochází, odpojit původní zdroj pulsů a nahradit ho výstupem z měřicí karty. Tři vodiče; výstup pulsů pro rychlost, výstup 5 V pro směr a zemi jsem vyvedl ze zařízení na svorkovnici. Problém ale byl, že poskytnutá měřicí karta NI USB-6009 implicitně neumožňovala výstup counter output (tedy pulsy) a nepovedlo se mi pulsy realizovat ani nepřímo (např. přepínáním výstupu). Půjčil jsem si tedy dokonalejší měřicí kartu NI USB-6216, která má stejné funkce i rozsahy jako 6009 a navíc i vnitřní hodiny pro counter output. Mohl jsem tedy programově ovládat motor 5 V obdélníkovými pulsy i 5 V DC signálem a nebát se zatížení měřicí karty, protože výkonové požadavky motoru pokrývalo poskytnuté zařízení ze síťového napájení.



Obrázek 17: Fotografie použitého měřicího modulu NI USB-6216. Zdroj: vlastní.

## 5.5 Program pro ovládání elastoměru kůže

Program samotný je implementovaný jako jednoduchý stavový automat. Je to obvyklý způsob, jak se v LabView navrhují složitější programy, protože jiné řešení by zahrnovalo paralelní smyčky a komplikovanou časovou synchronizaci. Postup je takový, že se vytvoří centrální smyčka (while) s posuvným registrem (shift register) a do něj se vkládá hodnota datového typu Enum, tedy číslovaný string. Tato hodnota poté slouží jako vstup pro case strukturu (kde case = stav), která má stejně pojmenované case jako jsou hodnoty v posuvném registru. Pro změnu stavu poté stačí do registru vložit hodnotu s jiným názvem a v další iteraci ji hlavní smyčka předá case struktuře a přepne na jiný stav. Každý stav case struktury pak odpovídá podprogramu, který se spustí při jeho vybrání. [3, 4]

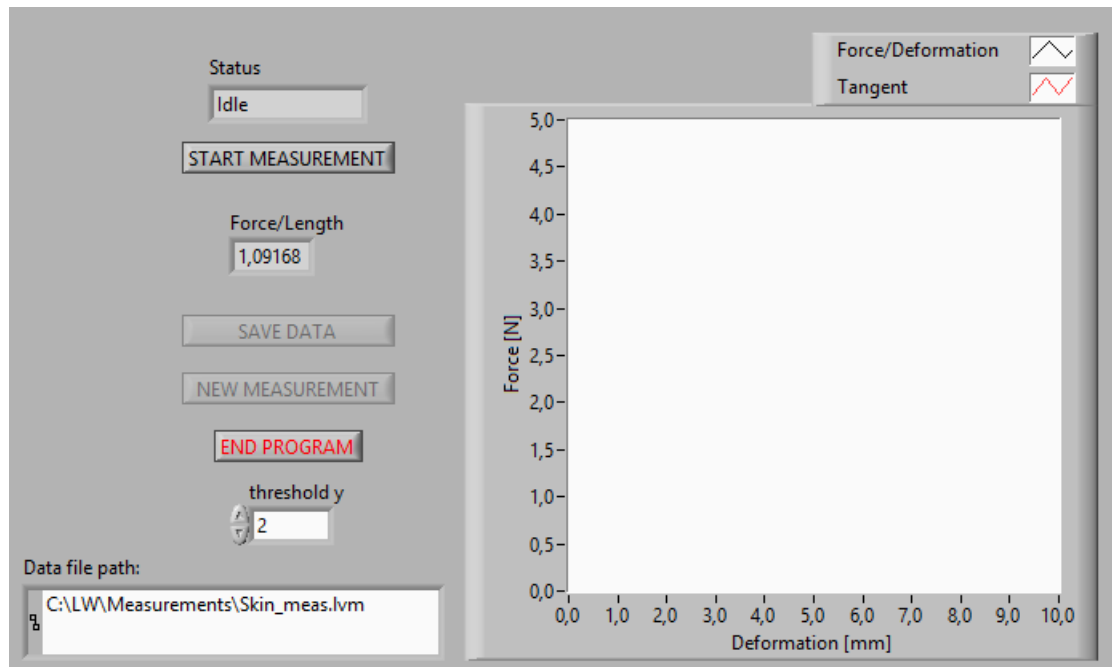


Obrázek 18: diagram struktury programu se stavy a přechody, vytvořeno pomocí www.draw.io

Logika programu je následující: spuštěním se aktivuje přední panel virtuálního zařízení, kde uživatel může tlačítkem spustit měření. Po jeho aktivaci se vykonají přípravné operace, jako je inicializace indikátorů, a začne samotné měření hodnot během napínání kůže motorem a jejich ukládání do shift registru hlavní smyčky. Během jednoho měření se zařízení otevře a zavře. Následně program umožní uživateli data prohlédnout a uložit a/nebo opakovat měření. Program má celkem tři vstupy a čtyři výstupy pro měřicí modul:

- Analogový vstup z piezo prvku pro měření napětí v rozsahu 0 — 10 V.
- Analogový vstup napětí na pólech linárního snímače v rozsahu 0 — 5 V.
- Analogový vstup napětí na jezdcí linárního snímače v rozsahu 0 — 5 V.
- Analogový výstup stejnosměrného 5V napětí pro póly lineárního snímače.
- Digitální boolean výstup (5 V při logické 1, 0 V při 0) pro spínání tranzistoru.

- Digitální boolean výstup pro určení směru otáčení krokového motoru.
- Digitální counter output obdélníkových 5V pulzů s konstantní frekvencí jako signál pro rychlost otáčení krokového motoru.

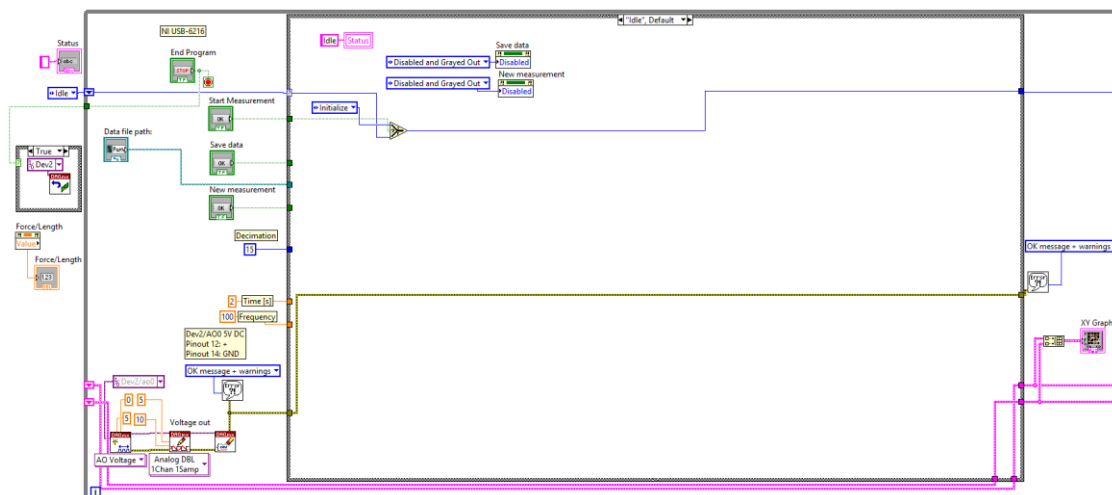


Obrázek 19: přední panel virtuálního zařízení. Zdroj: vlastní.

Po spuštění programu začne běžet smyčka, která celý program řídí. Tato smyčka je typu *while* a její podmínka je *true* vždy, dokud není stisknuto tlačítko „End program“. To je popsáno červenou barvou, protože slouží i jako okamžité ukončení pohybu přípravku. Tato smyčka obstarává všechna tlačítka a generuje analogový 5V výstup pro lineární odporový snímač. Zároveň je uvnitř této smyčky umístěna case struktura ovládaná jejím posuvným registrem. Každý case má v sobě zabudovanou podmínku, při jejímž splnění pomocí funkce *select* přepojí do registru hodnotu následujícího stavu. Mimo smyčku se nachází graf typu XY, který zobrazí naměřená data po skončení měření, inicializace některých konstant, error handler a ukončovací struktura s resetem měřicí karty, aby při náhlém skončení programu nezůstaly aktivní výstupy. Měřicí karta si totiž pamatuje poslední úlohy a ty se musí opět programově odstranit.

## 5.6 Jednotlivé stavy a jejich funkce

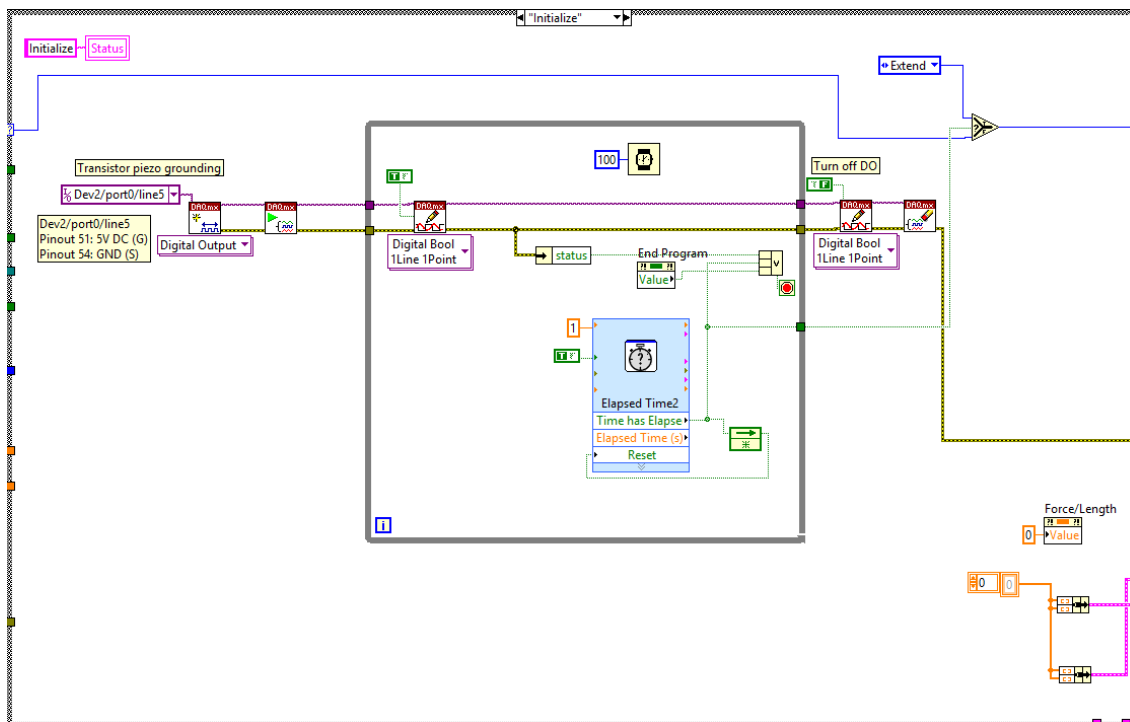
Přehlednější snímky všech stavů programu jsou v příloze D. Základní stav se jmenuje *Idle*, v tomto stavu je program hned po spuštění a jeho funkcí je jen vyčkávání na uživatelský vstup, přičemž deaktivuje v tuto chvíli irelevantní tlačítka „Save data“ a „New measurement“. Aktivace tlačítka „Start measurement“ přepne stav na *Initialize*.



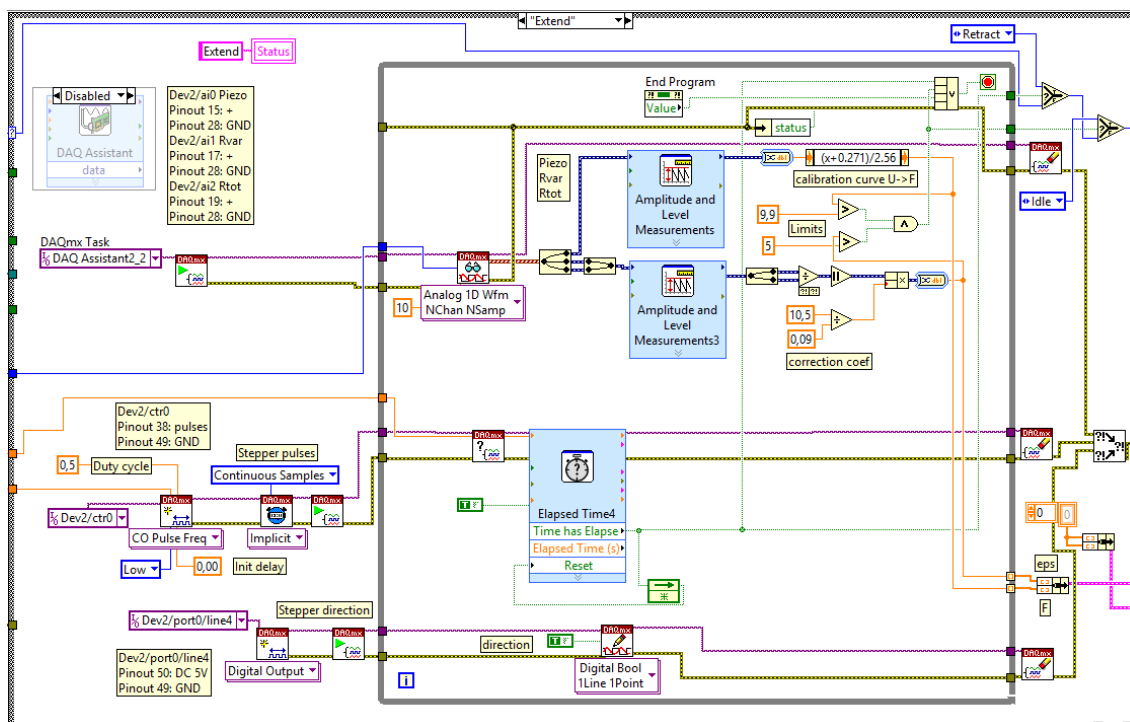
Obrázek 20: Pohled na celý program pro orientaci, úplně vlevo funkce mimo smyčku, poté hlavní smyčka s centrální case strukturou ve stavu *Idle*, další obrázky zobrazují pouze case strukturu.

Zdroj: vlastní.

Přepnutím do stavu *Initialize* se program dostává do své automatické části ovládané časovými funkcemi *elapsed time*, ty vygenerují logickou hodnotu *true* po uplynutí daného času. Stav je řízen vlastní smyčkou *while*, která je aktivní, dokud neuplyne čas, nedošlo k chybě nebo nebylo stisknuto tlačítko „End program“ (její řídicí podmínka je v režimu „stop if true“), tyto podmínky jsou platné i pro následující stavy. Smyčka je zpomalena funkcí *wait*, protože je zbytečně, aby operovala maximální rychlostí a zabírala výkon počítače. V tomto stavu dojde k vymazání dat z grafů i číselných indikátorů, digitálním výstupem dojde ke zkratování a vynulování piezo snímače přes tranzistor. Po uplynutí jedné vteřiny se přepne stav na *Extend*.



Obrázek 21: Stav *Initialize*. Zdroj: vlastní



Obrázek 22: Stav *Extend*. Zdroj: vlastní

Stav *Extend* slouží k roztažení elastoměru za současného náběru dat. Tento stav má opět svojí smyčku, nalevo od ní jsou funkce potřebné pro konfiguraci výstupů pro ovládání motoru. Konfigurace vstupu/výstupu měřicí karty se nazývá *task* (úloha) a zůstane aktivní, dokud nebude aktivována funkce *clear task* po skončení smyčky. Výstupem pro motor je *counter output* o dané frekvenci, který vytváří sled obdélníkových pulsů, a digitální výstup pro určení směru. Nad nimi v levé horní části je blok kódu vygenerovaný pomocí DAQ assistant, což je součást LabView umožňující zároveň nakonfigurovat několik měřících úloh pro modul, ulehčit si tak práci a zpřehlednit program. Tuto funkci jsem využil, vzhledem k tomu, že jsem měl měřící úlohy nakonfigurované z předchozích zkušebních programů. Původní expresní blok je tu umístěn také v *disable* struktuře, pro pozdější změnu parametrů náběru dat. Tento blok tedy produkuje tři signály: napětí z piezo prvku (signál Piezo), celkové napětí na lineárním odporovém snímači ( $R_{tot}$ ) a napětí mezi nulou a pólem jezdce snímače ( $R_{var}$ ). Tyto signály jsou následně zpracovány a zobrazeny v grafu a postupují jako *cluster* dat do registru, odkud si je berou další case. Zpracování dat spočívá ve vyhlazení dat a to funkcí *side lobe window* pro napětí z pieza a průměrovací funkcí pro signál z lineárního snímače. Důvodem pro toto rozdělení je vyšší citlivost funkce *side lobe window* na změny, takže zachová některé užitečné detaily v průběhu síly, zatímco vzdálenost potřebuji co nejhladší, protože pro výpočet je použit poměr napětí a lokální extrémy by se zvýrazňovaly. Následně dojde pomocí vztahu kalibrační křivky k přepočtu napětí z pieza na sílu a zároveň k přepočtu poměru napětí z lineárního snímače na míru roztažení přípravku. Celkovou funkcí tohoto stavu je tedy měřit veličiny za současného pohybu elastoměru motorem. K ukončení smyčky dojde navíc kromě předchozích podmínek při překročení limitů pro veličiny.

Následující stavem je stav *Retract*, který je zjednodušenou verzí předchozího, nedochází už k měření dat, jeho účelem je jen zavřít elastoměr zpět do původní polohy. Vynásobením konstant času a frekvence toho dosáhne dvakrát rychleji, aby celý cyklus byl rychlejší. Po uplynutí času následuje stav *Process data*.

Tento stav aktivuje svá tlačítka, vyčkává a nechá uživatele prohlédnout si data v grafu, ten poté může data uložit do souboru specifikovaného v textovém poli „Data file path“. Uložená data jsou ve formátu dvou sloupců hodnot (síla a délka) a jedné hodnoty směrnice. Zároveň tento stav zpracovává naměřená data a vypočítává z nich



měřené hodnoty. Kvůli fluktuacím hodnot zejména síly na začátku měření je nutné identifikovat místo, kde křivka spolehlivě začíná. V tomto místě určíme její směrnicí, která má odpovídat počáteční tuhosti kůže. K identifikaci místa pro určení směrnice slouží *threshold* délky, tak aby odpovídal počátku křivky (základní hodnota je 2 mm) tedy fázi začátku natahování po zrychlení. Další měření a práce s přípravkem může sloužit k přesnějšímu určení hodnoty. V tuto chvíli je cílem mít funkční prototyp a změnit konkrétní hodnoty v programu, ať už jde o frekvenci pulsů, čas nebo třeba vzorkovací frekvenci, je snadné. Důležité hodnoty i jednotlivé bloky jsem právě z toho důvodu v programu textem označil.

Funkce *threshold 1D array* a následné zaokrouhlení mi poskytne index pole  $n$ , kde se nachází chtěná hodnota, pro vypočtení směrnice následně používám dopřednou diferenci, viz rovnice 15. Dopřednou proto, jelikož nemá smysl brát v úvahu minulé hodnoty, které jsou pod *thresholdem*, navíc je zde předpoklad monotónní neklesající funkce.

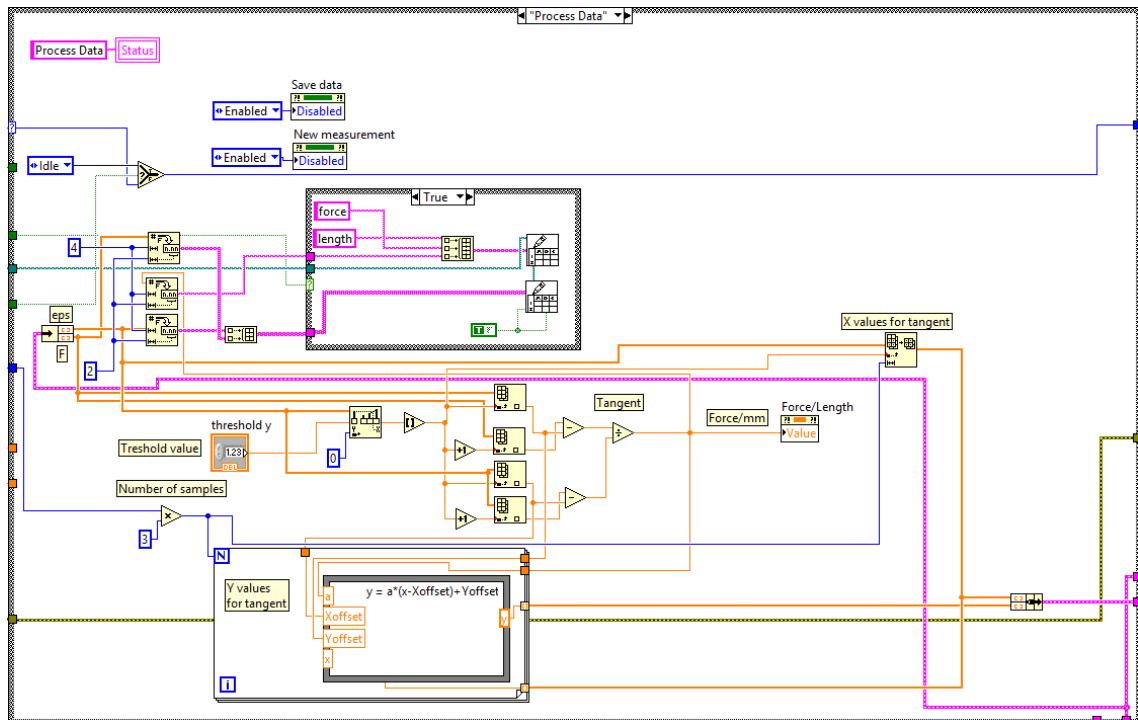
$$\tan \varphi = \frac{F(n + 1) - F(n)}{d(n + 1) - d(n)} \quad (15)$$

Směrnice je díky tvaru výpočtu rovnou v jednotkách N/mm ( $F[N]$ ,  $d[\text{mm}]$ ), které odpovídají tuhosti, změny délky v závislosti na velikosti vnější síly. Samotný modul pružnosti není v dané konfiguraci možné určit, jelikož prvotní plocha je nulová, v průběhu měření je funkcí času, navíc zatížena deformací okolí měření, nepřesnou plochou konců ramen i vlivem pružnosti samotného spojení přípravku s měřeným vzorkem. Hlavním problémem ale je, že vzhledem k uspořádání měření není možné určit poměrnou deformaci, protože chybí údaj o původní celkové délce. V současné situaci je opakovatelné měření tuhosti více než dostačující.

$$y = \tan \varphi \cdot (x - d(n)) + F(n) \quad (16)$$

Další částí stavu *Process data* je vygenerování křivky, která v grafu znázorňuje směrnicí. Její předpis je v rovnici 16. Pro tento účel je vytvořen cyklus *for* s daným

počtem iterací zhruba odpovídajícím jedné vteřině měření. Počátečním bodem je threshold a dále následují vypočtené body směrnice pro hodnoty x, které jsou stejně velkou podmnožinou pole naměřené délky začínající v místě thresholdu, tato samá podmnožina slouží poté k vykreslení, takže ve výsledném grafu jsou dvě křivky: síla vypočtená kalibrační křivkou v závislosti na naměřené délce a vypočtené hodnoty směrnice z bodu thresholdu také vůči skutečné délce. Stisknutím tlačítka „New measurement“ se celý program vrátí do stavu *Idle*.



Obrázek 23: Stav *Process Data*. Zdroj: vlastní.

Program obsahuje označené konstanty pro jeho další modifikace a přizpůsobení. Jsou to:

- Všechny vstupy a výstupy jsou popsány jimi korespondujícími piny měřicího modulu.
- Čas měření a frekvence pulsů v hlavní smyčce, určující délku měření a tím míru maximálního roztažení. Pro stav *Retract* je automaticky použita dvojnásobná frekvence a poloviční čas.

- Konstanta pro počet vzorků v data flow (slouží jako průměrovací okénko a k decimaci signálu viz kap. 5.7), označeno *Decimation*.
- Bezpečnostní limity ve stavu *Extend*, v této fázi vývoje nejsou úplně nutné, ale v programu jsou zahrnuty, v případě jejich překročení se ukončí pohyb motoru a program se vrátí do stavu *Idle*.
- Ve stavu *Extend* vztah pro přepočet el. napětí pieza na sílu, viz kap. 5.3.
- Ve stavu *Extend* korekční koeficient maximálního el. napětí při plném rozvoru přípravku, viz kap. 5.3.
- Ve stavu *Process data* hodnota tresholdu, kde je určována směrnice (momentálně konstanta nahrazena *control* blokem pro snazší změnu viz kap. 5.8).
- Ve stavu *Process data* počet vypočtených bodů směrnice, vychází z průměrovacího okénka a konstantou je násobitel (hodnota je 3).

## 5.7. Naměření dat

Získání naměřených křivek jako uložených dat a jejich zobrazení v grafu je úlohou programu a splnění tohoto úkolu, tedy výsledný test elastoměru na fantomu nebo živé kůži je důkazem, že všechno funguje jak má a koncept, stejně jako konstrukce, jsou funkční. Elastoměr, jako první realizace návrhu, vyžaduje ke své funkci dodatečné příslušenství. Ke spuštění programu je potřeba počítač s nainstalovaným programem LabView 2009 nebo novější a to z důvodu, že některé parametry (např. délku stavů určujících dosažený rozvor) lze během měření měnit a pro zásahy do programu je potřeba plná instalace. Dalším potřebným příslušenstvím je zdroj stejnosměrného napětí 15V, my pro tento účel použili laboratorní zdroj napětí. Ten napájí nepájivé pole s obvodem s operačním zesilovačem pro piezo prvek. Pro ovládání krokového motoru je nezbytný zapůjčený přípravek, ze kterého jsou na svorkovnici vyvedeny vstupy. Samotný elastoměr je vybaven poměrně dlouhými vodiči, aby bylo možné se zařízením volně manipulovat okolo měřeného vzorku. Jen vodič výstupu z piezo prvku se v době psaní práce nepodařilo nahradit delším.

Při vytipování fantomů jsme s kolegyní Erikou Kedlesovou uvažovali o spoustě možností, vhodné jsou zejména různé folie a další materiály, připomínající kůži.

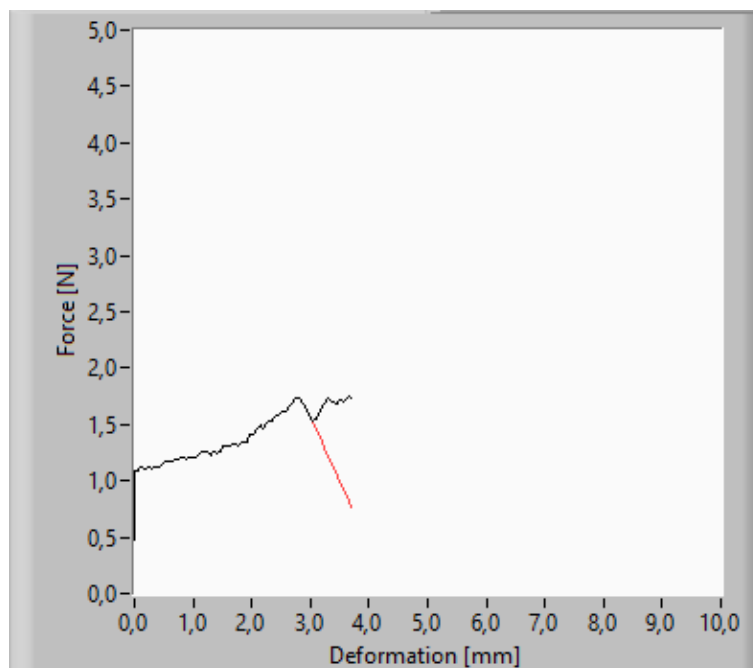
Problémem se zdála být hranice 4-5 N, kdy se napětí z piezo prvku dostávalo do saturace, ale vzhledem k tomu, že nám jde především o počáteční směrnici podle thresholdu, tak nám ztráta informace o vrcholu křivky nemusí nutně vadit. Především proto, že chceme pro pevnější materiály, u kterých dochází k dosažení saturace, porovnat měření elastoměrem s trhací zkouškou a tím otestovat přesnost této metody.

Další logickou volbou bylo změřit na sobě kůži in vivo, metoda je bezpečná, pro přichycení používáme oboustrannou lepicí pásku, která neumožní přenést takovou sílu, aby došlo k nějakému poškození kůže. Vzorky jsme natahovali rychlostí 1,5 mm/s.

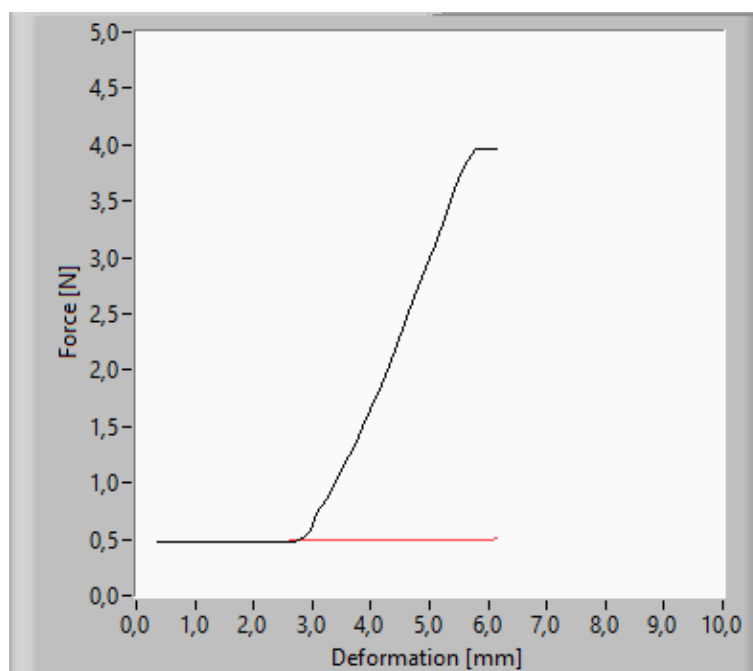
### 5.8 Programem naměřené křivky

Měřicí modul vzorkuje vstupní napětí frekvencí 150 Hz, funkce *DAQmx Read* spolu s průměrovací funkcí větší část vzorků decimuje, podle nastavení počtu vzorků, na které má funkce čekat, než je vyčte z měřicího modulu. Tento počet poté slouží i jako velikost průměrovacího okénka. Uložená data jsou ve formátu dvou sloupců hodnot, které jsou nadepsány hlavičkou. Ve třetím sloupci vedle hlavičky je jediná hodnota, která je hodnotou směrnice v N/mm.

Průměrování, odpovídající svou funkcí filtru typu dolní propust, je v tuhle chvíli jediná filtrace, kterou na data aplikuji, úloha programu je totiž jednoduchá, najít směrnici. Pokud bych data neprůměroval, tedy dostatečně nevyhladil průběh křivek, špatně by se určovala směrnice kvůli lokálním extrémům, viz obr. 24. Data jsou zobrazena černou barvou a vypočtená směrnice pro daný threshold barvou červenou. Empiricky jsem načtený počet vzorků stanovil na 15, z tohoto počtu vychází i počet bodů, pro které se počítá směrnice.



Obrázek 24: data s průměrováním přes 5 vzorků. Zdroj: vlastní.

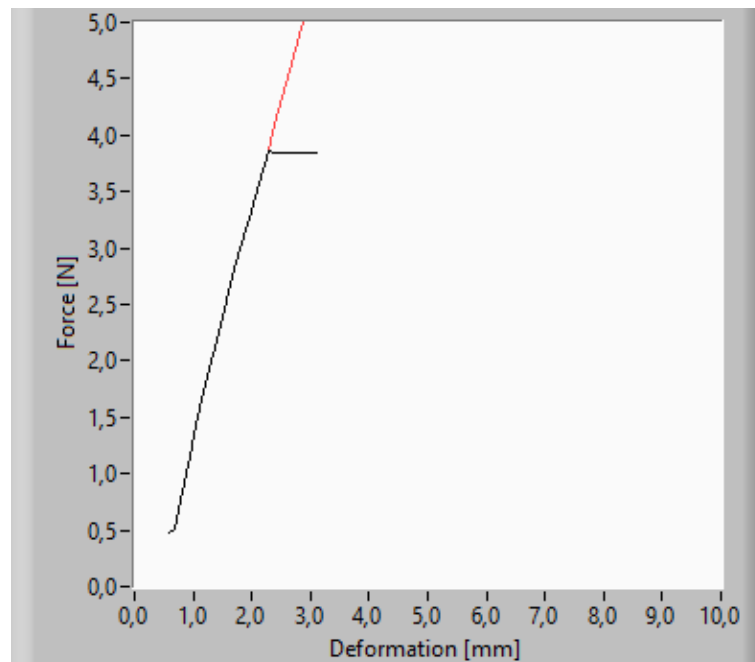


Obrázek 25: špatně umístěný threshold. Zdroj: vlastní.

Další věc, která může být při různých měřeních problematická, je stanovení thresholdu. Pro měření kůže bude stačit jeden threshold, určený empiricky. Tím ale, že

jsme měřili několik různých materiálů, bylo potřeba threshold často měnit, aby nebyl výsledek znehodnocen, viz obr. 25.

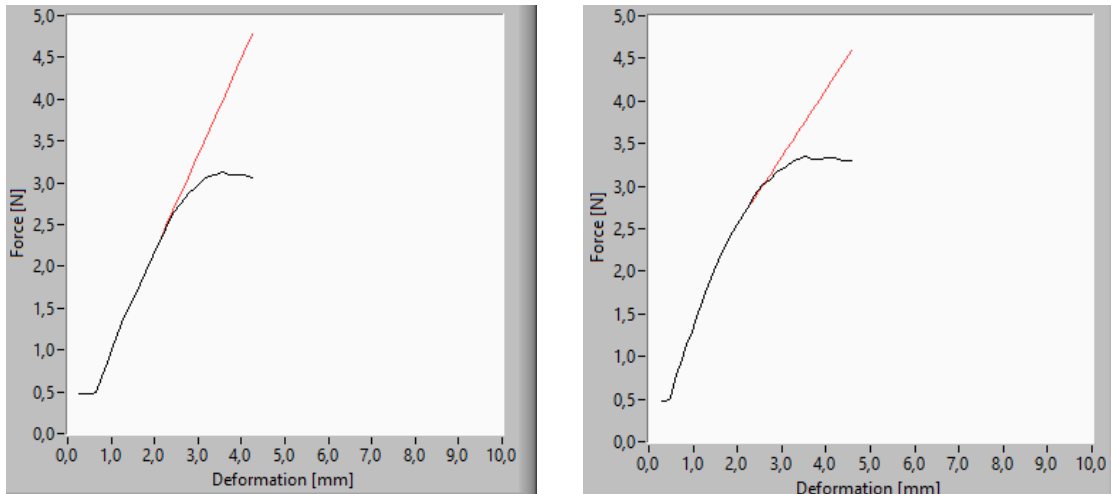
Kvůli nutnosti častých úprav jsem změnil konstantu thresholdu na *numeric control*, takže jej lze jednoduše měnit před každým měřením. Po vyřešení počátečních potíží jsme mohli přikročit k samotnému měření vzorků. Prvním vzorkem, který jsme měřili, byla pryžová folie. U ní byla výhoda, že jsme k ní zároveň měli výsledek z tahové zkoušky provedené na FT. Podle té bylo při síle 325,5 N protažení 216,7 mm, což odpovídá maximu tuhosti (před přetržením) 1,5 N/mm. Elastoměr pomocí směrnice určil tuhost pryže na 1,87 N/mm. Výsledek na obr. 26, kde je zároveň vidět, že dosažení saturace při správně zvoleném thresholdu určení směrnice nijak nevadí.



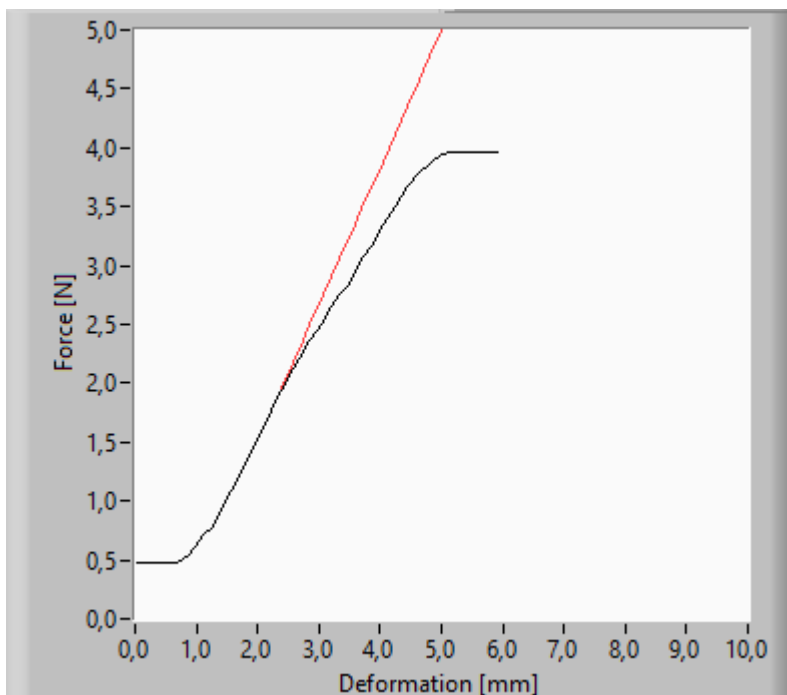
Obrázek 26: měření realizované na vzorku pryžové folie. Zdroj: vlastní.

Na dalším vzorku, silikonové fólii, viz obr. 27 a fotografie v příloze B.5, která byla svými vlastnostmi z měřených vzorků kůži nejpodobnější, lze demonstrovat, že je důležité threshold umístit do místa počátku křivky, jen tak daleko, abychom se vyhnuli počátečním nepřesnostem. Citlivost lineárního snímače začíná až okolo 1 mm roztažení, do té doby dává na jezdcí hodnoty napětí blízké nule a tak i výsledný podíl je blízký nule. I citlivost snímače síly je zdola omezena pevností podložené pryže. Obojí vede ke

znehodnocení počátku křivky. Pokud by tedy byl požadavek na zkoumání mechanických vlastností při takto malém rozvoru elastoměru, musí se přípravek buď konstrukčně přizpůsobit jinou výchozí hodnotou pozice lineárního snímače, nebo nahrazením jiným typem snímače dráhy.



Obrázek 27: patrné rozdílné směrnice u stejného vzorku při příliš velkém thresholdu. Zdroj: vlastní.



Obrázek 28: in vivo měření kůže na předloktí. Zdroj: vlastní.

Dalším vzorkem bylo již in vivo měření kůže na vlastním předloktí. Měření probíhalo po tři sekundy s frekvencí pulsů 100/s. Při tomto nastavení dosáhlo roztažení 6 mm, což odpovídá rychlosti roztahování 2 mm/s. Výsledek měření je na obr. 28.

Výsledkem tohoto konkrétního měření byla tuhost 1,16 N/mm. Tuto hodnotu mohu porovnat s literaturou, kde například v [8], při měření robotickou sondou, prováděli mimo jiné i měření na předloktí v longitudální ose, což je našemu měření nejpodobnější, a vycházely jim hodnoty v rozsahu 0,44 N/mm – 1,45 N/mm. Nemáme v tuto chvíli ambici nějak popisovat in vivo mechanické vlastnosti kůže, jelikož se jedná o zprovoznění a test konceptu, stejně je ale výsledná hodnota, podobně jako hodnoty dalších orientačních měření, v oblasti hodnot, kterou bychom očekávali. Samozřejmě jsme prováděli měření více, ale nedařilo se nám udržet konstantní podmínky a tak je bereme všechna jako orientační. Nicméně je to ale dobrá indicie, že náš koncept může být pro měření tuhosti kůže vhodný v rámci dalšího vývoje dávat užitečné hodnoty.



## 6 Závěr

Cílem této práce bylo vytvořit softwarové prostředí pro ovládání nového přípravku pro měření mechanických vlastností kůže in vivo. Program, který ho ovládá, existuje a funguje, takže tento cíl byl splněn. K vytvoření programu jsem použil prostředí LabView, které jsem se musel od základu naučit ovládat. Výsledný program splňuje všechno, co jsme si během vývoje specifikovali i když samozřejmě má potenciál dalšího rozvoje, přestože není úplně minimalistický a snažil jsem se postihnout funkce i s výhledem do budoucna. Program je přehledně uspořádán a popsán, takže by neměl být problém se v něm zorientovat v případě zapojení dalších lidí do dalšího rozvoje metody.

Během práce na programu jsem musel vyřešit zapojení vstupů a výstupů a pomocnou elektroniku. Navržené a zkonstruované obvody fungují, i když výhledově by bylo vhodné je sloučit spolu se zdrojem napájení do jednoho zařízení tak, aby nebylo potřeba tolik příslušenství. Stále trvá problém se saturací operačního zesilovače v případě vyšších namáhání, piezo prvek totiž dokáže vygenerovat větší napětí, než je nominální napětí operačního zesilovače. To může být předmětem dalšího vývoje v závislosti na potřebě měření vyšších sil, ale získat směrnice, a tím tuhost, je možné i v současném provedení i pro pevnější materiály, které překročí hranici 4-5N při daném protažení. Tedy konstatuji, že obslužná elektronika je funkční, i když její zprovoznění nebylo specifikováno v cílech práce.

Toto zařízení je samozřejmě jen prvním krokem, testem konceptu, který má sloužit jako základ pro další rozvoj této i dalších metod pro měření mechanických vlastností kůže v experimentální i klinické praxi. Nesplňuje všechny body specifikované v příloze č.1 k nařízení vlády č. 54/2015 Sb. a tak na něj bez dalších úprav nelze pohlížet jako na zdravotnický prostředek i když je samozřejmě bezpečné (jednou z podmínek je i např. klinické hodnocení). V tuto chvíli můžeme metodu zhodnotit a navrhnout podněty pro další rozvoj. Elastoměr, kromě toho, že je potřeba konstrukci provést přesněji, je rozhodně příliš masivní a těžký, což ztěžuje manipulaci i zkresluje měření, protože na testovaný vzorek působí vlastní vahou a u měkkých materiálů (včetně kůže) se tak dostává do saturace i když by nemusel. Na to navazuje i možnost úplného odstranění pohonu, kdy by se jednalo o pasivní zařízení, které by sloužilo

k manuálnímu změření tuhosti kůže v mnoha místech například během vyšetření a plánování řezů zákroku. Na kůži by působila silou měřící osoba a zařízení by jen vracelo hodnotu tuhosti. Věřím, že cestou do budoucna pro tuto metodu není přidávání funkcí a komplexní měření, jak je pro nové metody typické. Skutečně by prospělo, kdyby došlo k zjednodušení konceptu a jednalo se o metodu rychlou a přístupnou „do ruky“, protože postupů pro obsáhlé popisování kůže se navrhuje mnoho, ale jednoduchá klinická metoda stále chybí.

Samotná práce na tomto zařízení byla pro mě velmi zajímavá. Vzdáleně navazuje na mou bakalářskou práci, kdy jsem testoval novou metodu pro určování mechanických vlastností tkání, tehdy svalů, a tak jsem mohl v této práci využít její výstupy i teoretické poznatky. Vzhledem ke komplexnosti práce jsem využil velké části portfolia schopností, které studium biomedicínského inženýrství nabízí; využil jsem znalosti anatomie a fyziologie, mechaniky a konstrukcí, elektroniky a obvodů stejně jako zpracování a analýzy signálů a v neposlední řadě programování.

## 7 Literatura

- [1] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. Ilustroval Viktorie VLACHOVÁ. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 247 s. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [2] MOSEROVÁ, Jaroslava a Eva HOUŠKOVÁ. *Kožní ztráty a jejich krytí*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Avicenum, 1988, 147 s. (Brož.).
- [3] NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, *LabVIEW™ Core 1 Course Manual*, Course Software Version 2010. Austin, Texas, 2010, printed in Hungary. Part Number 325290B-01.
- [4] NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, *LabVIEW™ Real-Time Application Development Exercises*, Course Software Version 8.6. Austin, Texas, 2010, printed in Hungary. Part Number 325140A-01.
- [5] K.H. Lim, C.M. Chew, P.C.Y. Chen, S. Jeyapalina, H.N. Ho, J.K. Rappel, B.H. Lim. New extensometer to measure in vivo uniaxial mechanical properties of human skin. *Journal of Biomechanics*. 2008; **41**, 931-936. ISSN 0021-9290.
- [6] S. Diridollou, M. Berson, V. Vabre, D. Black, B. Karlsson, F. Auriol, J. M. Gregoire, C. Yvon, L. Vaillant, Y. Gall, F. Patat. An in vivo method for measuring the mechanical properties of the skin using ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 1998; **24**, 215-224. ISSN 0301-5629.
- [7] C. Pailler-Mattei, S. Bec, H. Zahouani. In vivo measurement of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. *Medical Engineering and Physics*. 2008; **30**, 599-606. ISSN 1350-4533.
- [8] C. Flynn, A. Tabernner, P. Nielsen. Measurement of the force-displacement response of in vivo human skin under a rich set of deformations. *Medical Engineering and Physics*. 2011; **33**, 610-619. ISSN 1350-4533.
- [9] E. Jacquet, G. Josse, F. Khatyr, C. Garcin. A new experimental method for measuring skin's natural tension. *Skin research and technology*. 2008; **14**, 1-7. ISSN 1600-0846.

- [10] E. Jacquet, S. Joly, J. Chambert, K. Rekik, P. Sandoz. Ultra-light extensometer for assessment of the mechanical properties of the human skin in-vivo. *Skin research and technology*. 2017; **23**, 531-538. ISSN 1600-0846.
- [11] KERINS, Brandon, et al. Skin Hardness and Elasticity Measurement. 2010.
- [12] Wikiskripta [online] Praha: MEFANET, 2008. Posl. změna 5. 10. 2016.[cit. 26. 9. 2018]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu>
- [13] M. Röcken, M. Schaller, E. Sattler, W. Durgdorf. *Kapesní atlas dermatologie*. Přel. M. Cetkovská, P. Chaloupka. Praha: Grada, 2018, 416s. ISBN 978-80-271-0106-1.
- [14] M. Takeo, W. Lee, M. Ito. Wound healing and skin regeneration. *Cold Spring Harb Perspect Med* 2015;5:a023267.
- [15] Wikipedie – otevřená encyklopedie. [online] USA: Wikipedia Foundation, 2016. Dostupné z: <http://www.wikipedia.org/>
- [16] LOCHMAN, Zdeněk. *Návrh a realizace dvouosého extenzometru pro měření lidské kůže in vivo*. Liberec, 2010. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci. Fakulta strojní. Vedoucí práce Lukáš ČAPEK.
- [17] P. G. Agache, C. Monneur, J. L. Leveque, J. De Rigal. Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo. *Archives of dermatological research*. 1980; **269**, 221-232. ISSN 0340-3696.
- [18] L. K. Smalls, R. R. Wickett, M. O. Visscher. Effect of dermal thickness, tissue composition and body site on skin biomechanical properties. *Skin research and technology*. 2006; **12**, 43-49. ISSN 1600-0846.
- [19] B. J. Wilhelmi, S. J. Blackwell, J. S. Mancoll, L. G. Phillips. Creep vs. stretch: a review of viscoelastic properties of skin. *Annals of Plastic Surgery* 1998; **41(2)**, 215-219. ISSN 0148-7043
- [20] LINDAUER, Vojtěch. *Zpracování a analýza výstupu z myotonometru a jeho možné využití v praxi*. Liberec, 2017. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci. Fakulta zdravotnických studií. Vedoucí práce Petr ŠIFTA.
- [21] Pawlaczyk M, Lelonkiewicz M, Wieczorowski M. Age-dependent biomechanical properties of the skin. *Postepy Dermatol Alergol*. 2013;30(5):302–306. doi:10.5114/pdia.2013.38359.

[22] ČAPEK, Lukáš, Pter HÁJEK, Petr HENYŠ a kol. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018, 208 s. ISBN 978-80-271-0367-6.

## **Seznam příloh**

- Příloha A: Kompaktní disk
- Příloha B: Fotografie
- Příloha C: Poznámky pro sestavení příslušenství
- Příloha D: Snímky programu

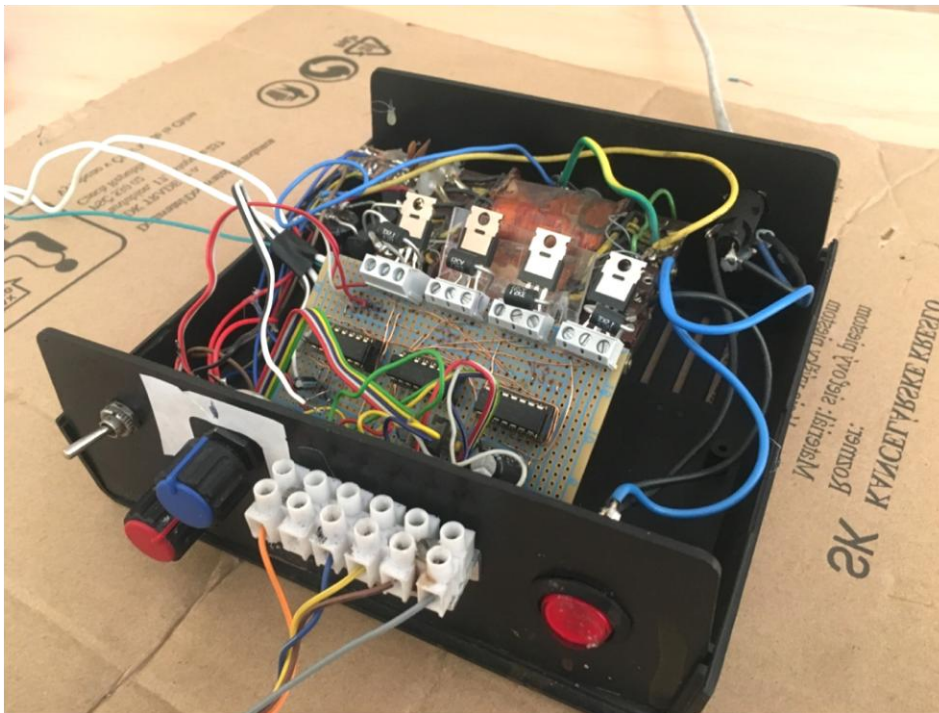
## Příloha A: Kompaktní disk

- CD je přiloženo na zadní straně desek diplomové práce
- CD obsahuje celou práci v elektronické podobě
- CD obsahuje soubor programu ve formátu \*.vi, spustitelný pomocí NI LabView 2009 nebo verze novější

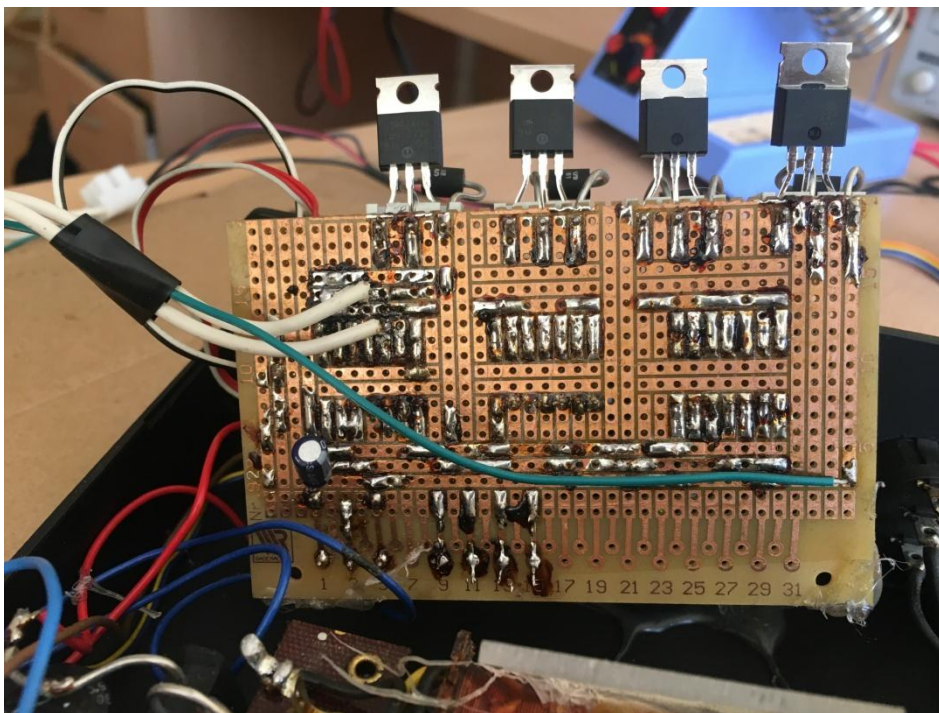
### Obsah přiloženého CD:

- Text diplomové práce
  - Diplomová\_práce\_2019\_Lindauer\_Vojtěch.pdf
- Program pro ovládání elastoměru
  - \LabView\Skin\_Measurement.vi

Příloha B: Fotografie (Zdroj: vlastní)

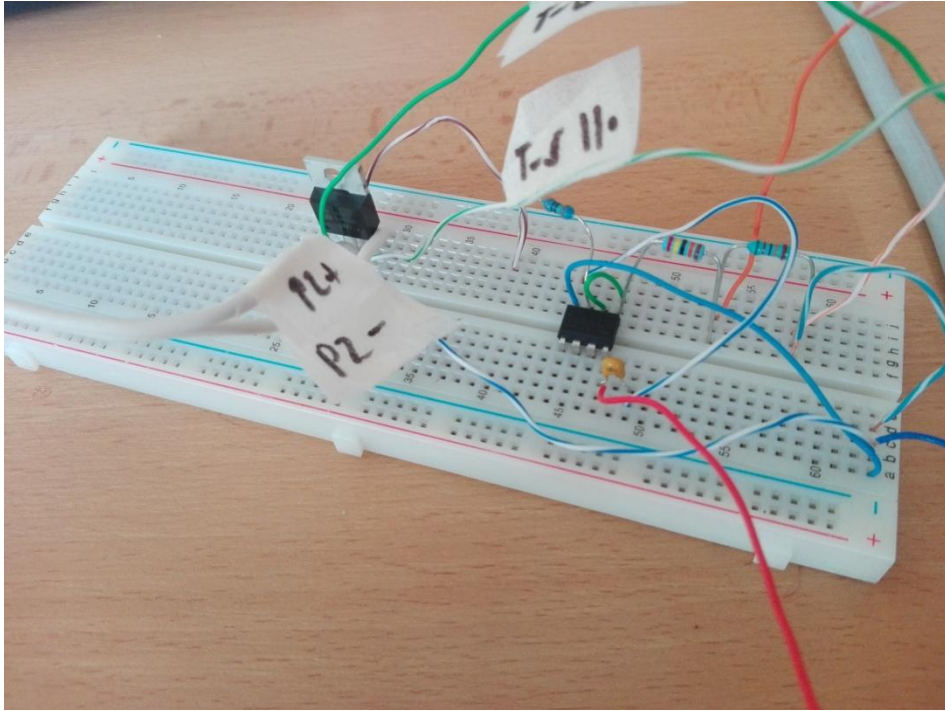


Obrázek B.1: Fotografie přípravku pro napájení a ovládání krokového motoru.

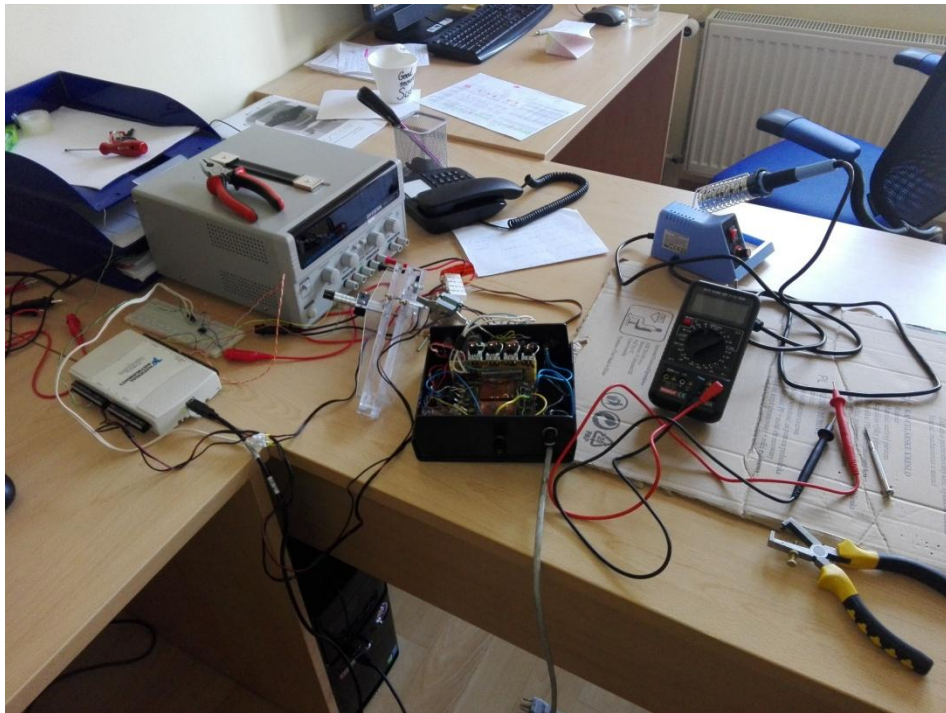


Obrázek B.2: Fotografie vyvedení výstupů z přípravku pro napájení a ovládání krokového motoru.

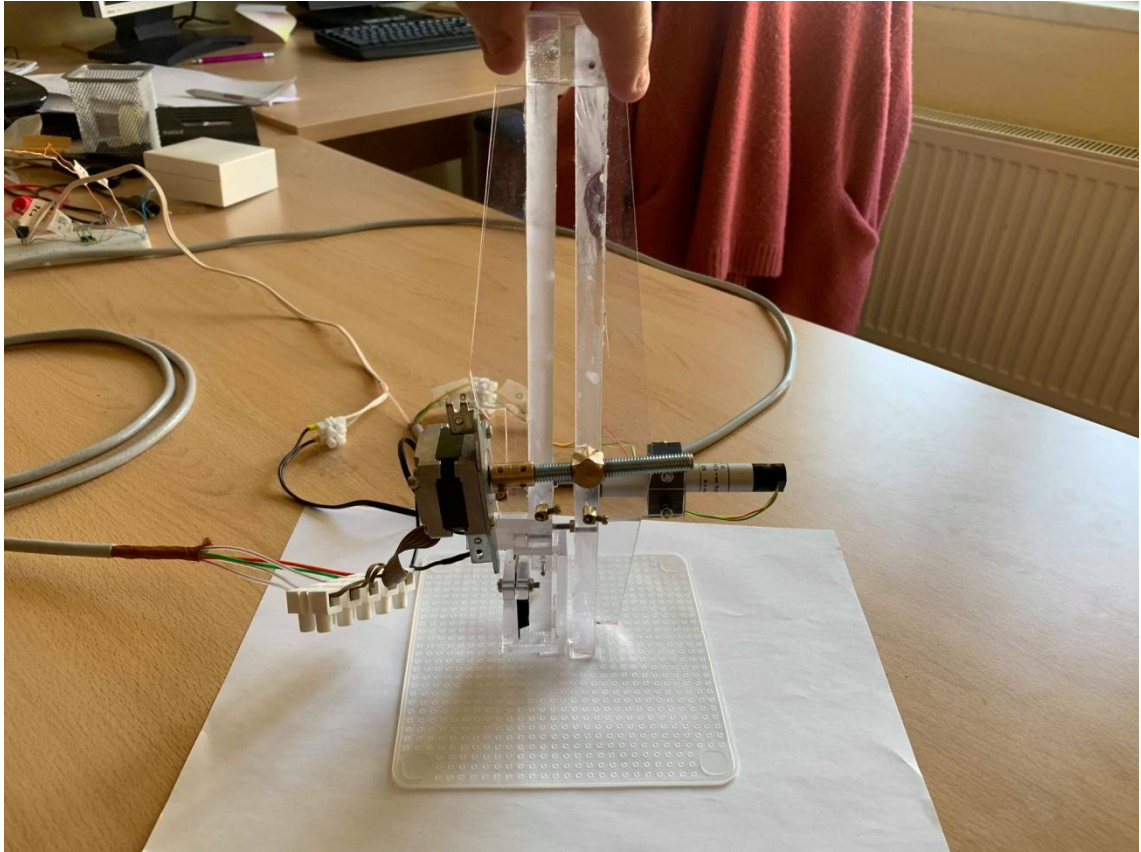




Obrázek B.3: Fotografie nepájivého pole s realizovaným obvodem operačního zesilovače.



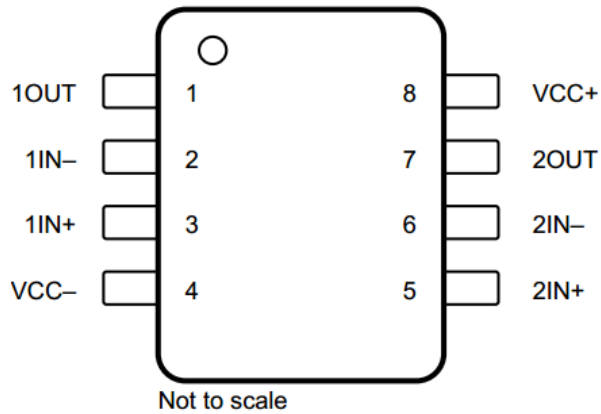
Obrázek B.4: Elastoměr s příslušenstvím; zleva: měřicí modul NI, nepájivé pole, laboratorní zdroj napětí, počítač, elastoměr, přípravek pro ovládání krokového motoru.



Obrázek B 5: Fotografie uspořádání při měření silikonového vzorku.

Příloha C: poznámky pro sestavení příslušenství.

**TL072x D, JG, P, PS and PW Package  
8-Pin SOIC, CDIP, PDIP, SO  
Top View**

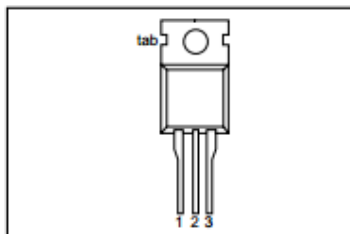


Obrázek C.2: použitý operační zesilovač a jeho zapojení.  $V_{cc+} = +15V$ ,  $V_{cc-} = 0V$ . Zdroj: datasheet výrobce.

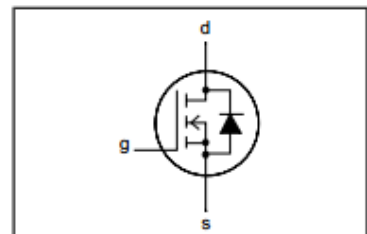
**PINNING - TO220AB**

PIN	DESCRIPTION
1	gate
2	drain
3	source
tab	drain

**PIN CONFIGURATION**



**SYMBOL**



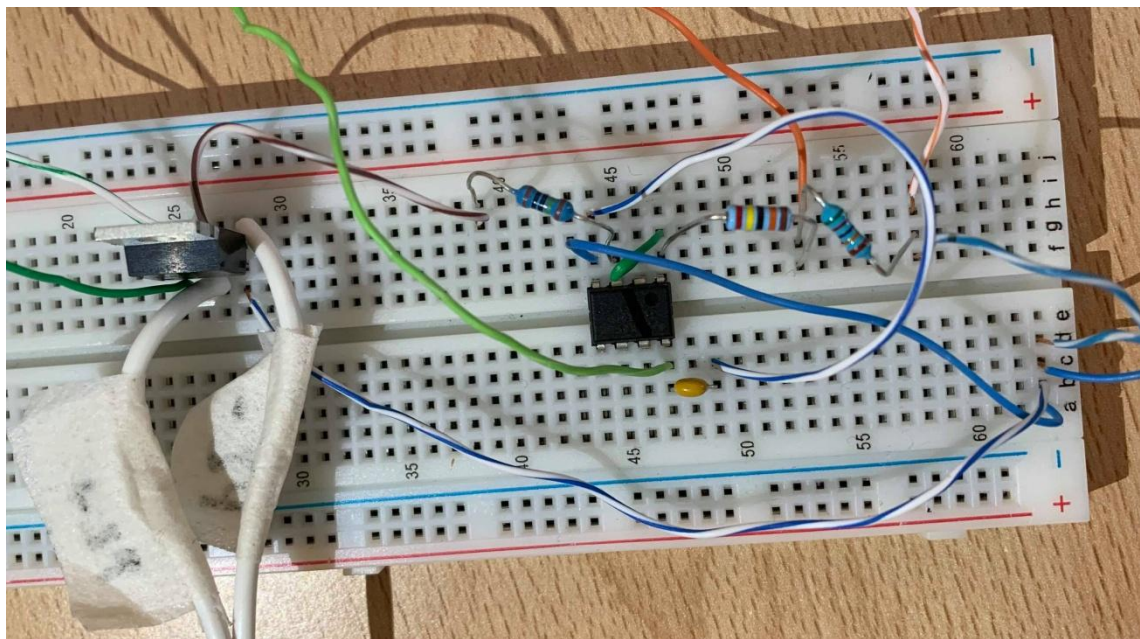
Obrázek C.2: použitý tranzistor a jeho zapojení. Zdroj: datasheet výrobce.

výstup svorkovnice	umístění konce
Pinout 12	+ pól lin. snímače (zelený)
Pinout 14	společná zem (GND), propojení s Pinout 28
Pinout 15	vstup piezo, uzel mezi odpory R1 a R2
Pinout 17	jezdec lin. snímače (červený/hnědý)
Pinout 19	celkové napětí na lin. snímači, Pinout 12
Pinout 28 (GND)	1) 0 pól lin. snímače (žlutý) 2) propojení s GND nepájivého pole

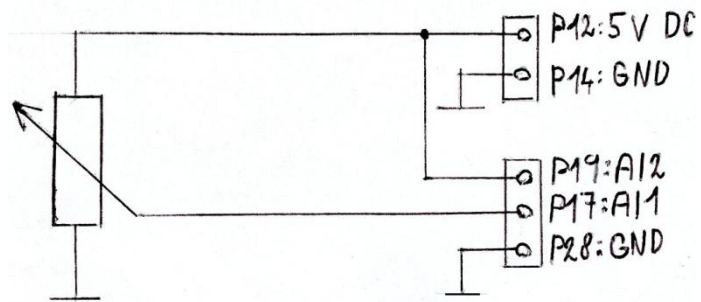


	(segment rozvodu modrých drátů (obr. C3 vpravo), popř. nulový pól R2)  3) Pinout 14
Pinout 38	vstup pulsů pro motor, vodič je označen
Pinout 49 (GND)	země přípravku pro přípravek k napájení krokového motoru (černý vodič, tmavě zelený výstup z přípravku)
Pinout 50	vstup směru pro motor, vodič je označen
Pinout 51	výstup pro tranzistor, gate tranzistoru
Pinout 54 (GND)	GND, source tranzistoru

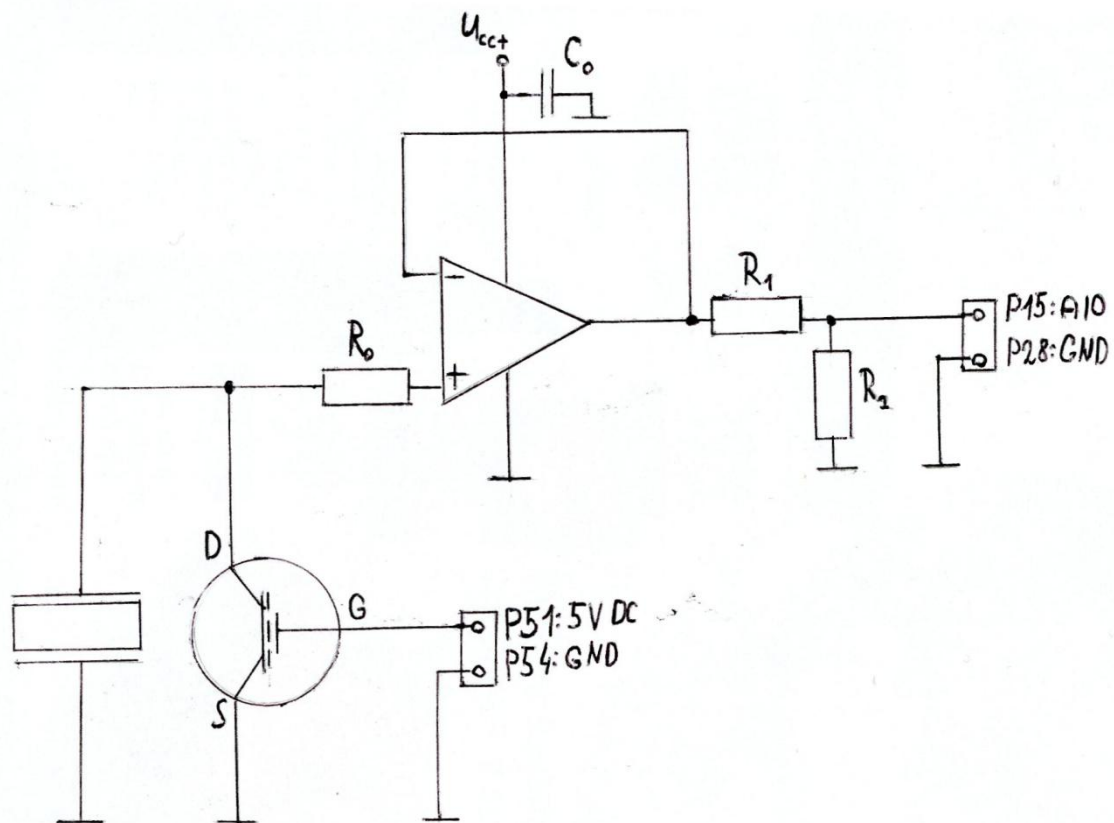
Tabulka C1: tabulka výstupů a jejich cílových míst



Obrázek C.3: detail nepájivého pole. Zdroj: vlastní.



Obrázek C.4: schematické zapojení lin. snímače. Zdroj: vlastní



Obrázek C.5: schematické zapojení nepřívěho pole. Zdroj: vlastní

Příloha D: snímky programu.

