



# Přístroj určený pro poměrové měření elasticity lidské kůže

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika  
*Autor práce:* **Erika Kedlesová**  
*Vedoucí práce:* doc. Ing. Pavel Pokorný, Ph.D.





# Apparatus intended for the relative measurement of human skin elasticity

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology  
*Author:* **Erika Kedlesová**  
*Supervisor:* doc. Ing. Pavel Pokorný, Ph.D.



## Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou 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 bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma 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.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

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

28. 3. 2019

Erika Kedlesová



Zadání bakalářské práce

## Přístroj určený pro poměrové měření elasticity lidské kůže

*Jméno a příjmení:* **Erika Kedlesová**  
*Osobní číslo:* D16000005  
*Studijní program:* B3944 Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* Biomedicínská technika  
*Zadávací katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2018/2019**

### Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Navrhnout a sestavit funkční vzorek přístroje pro měření elasticity lidské kůže in vivo.
2. Experimentálně změřit elasticitu lidské kůže a ověřit funkčnost přístroje.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Lidská kůže tvoří rozhraní mezi lidským tělem a okolním prostředím, jedná se o chemickou a mechanickou ochranu proti vnějším vlivům. Elasticita kůže je klíčovým parametrem určující operační protokol v oblastech plastické, popáleninové a rekonstrukční chirurgie. Nyní chirurgové provádí manuální test, na jehož základě se určuje postup operace, avšak tento test je subjektivní. V této souvislosti, je potřeba vyvinout objektivní nástroje k určení mechanických vlastností kůže, které by proces rozhodování udělaly objektivním, bezpečnějším a prospěšnějším pro pacienta.

Výstupem bakalářské práce bude vytvoření funkčního vzorku měřicího přístroje a článek připravený k publikaci v odborném periodiku.

Výzkumné předpoklady:

Pro vypracování této bakalářské práce se předpokládá, že použitý senzor síly a dráhy naměří příslušné hodnoty na základě, nichž určíme elasticitu kůže.

Druhý předpoklad se týká rozdílné elasticity v závislosti na anatomické lokalitě měření.

Metoda: Experiment

Technika práce, vyhodnocení dat:

Měření.

Data budou zpracována pomocí grafů a tabulek v programu Microsoft Office Excel 2013. Text bude zpracován textovým editorem Microsoft Office Word 2013.

Místo a čas realizace výzkumu:

Technická univerzita Liberec, Katedra netkaných textilií a nanovláknenných materiálů. Říjen 2018 – prosinec 2018.

Vzorek:

Vlastní osoba

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



#### Seznam odborné literatury:

1. POSPÍŠILOVÁ, B., J. ŠRÁM a O. PROCHÁZKOVÁ. Anatomie pro bakaláře II.: systém kardiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí. 2. vyd. Liberec: Technická univerzita, 2015. ISBN 978-80-7494-153-5.
2. ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 3. vyd. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3
3. SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. Atlas fyziologie člověka. 4. vyd. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-4271-7.
4. ROKYTA, Richard. Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
5. ROSINA, Jozef. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
6. BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
7. FARAGE, Miranda A. et al. Characteristics of the Aging Skin. *Advances in Wound Care*. 2013, 2(1), 5-10. DOI 10.1089/wound.2011.0356. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3840548/>
8. SHERMAN, V. R., W. YANG a M. A. MEYERS. The materials science of collagen. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015, 52(December), 22-50. DOI 10.1016/j.jmbbm.2015.05.023. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616115001903>
9. JACQUET, Emmanuelle et al. Ultra-light extensometer for the assessment of the mechanical properties of the human skin in vivo. *Skin Research and Technology*. 2017, 23(4), 531-538. DOI 10.1111/srt.12367. Dostupné také z: [https://www.researchgate.net/publication/315704108\\_Ultra-light\\_extensometer\\_for\\_the\\_assessment\\_of\\_the\\_mechanical\\_properties\\_of\\_the\\_human\\_skin\\_in\\_vivo](https://www.researchgate.net/publication/315704108_Ultra-light_extensometer_for_the_assessment_of_the_mechanical_properties_of_the_human_skin_in_vivo)
10. JACQUET, Emmanuelle et al. Intra- and inter-individual variability in the mechanical properties of the human skin from in vivo measurements on 20 volunteers. *Skin Research and Technology*. 2017, 23(4), 491-499. DOI 10.1111/srt.12361. ISSN 0909752X. Dostupné také z: [https://www.researchgate.net/publication/315777351\\_Intra\\_and\\_inter-individual\\_variability\\_in\\_the\\_mechanical\\_properties\\_of\\_the\\_human\\_skin\\_from\\_in\\_vivo\\_measurements\\_on\\_20\\_volunteers](https://www.researchgate.net/publication/315777351_Intra_and_inter-individual_variability_in_the_mechanical_properties_of_the_human_skin_from_in_vivo_measurements_on_20_volunteers)
11. Cutometer dual MPA 580. KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ COURAGE+KHAZAKA ELECTRONIC. Courage+Khazaka [online]. Kolin: Courage+Khazaka, 2018, 2018-04 [cit. 2018-09-21]. Dostupné také z: <https://www.courage-khazaka.de/index.php/en/all-downloads/downloads-en/file/27-brochcutompa580-e>

Vedoucí práce: doc. Ing. Pavel Pokorný, Ph.D.  
Katedra netkaných textilií a nanovlákněných materiálů  
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

## **Poděkování**

Děkuji doc. Ing. Pavlu Pokornému, Ph.D. za vedení mé bakalářské práce, za cenné rady, podněty a připomínky. Velice děkuji Petrovi Henyšovi, Ph.D. za odbornou pomoc a rady při návrhu zařízení a při práci na praktické části.

## **Anotace v českém jazyce**

Jméno a příjmení autora: Erika Kedlesová

Instituce: Technická univerzita v Liberci

Název práce: Přístroj určený pro poměrové měření elasticity lidské kůže

Vedoucí práce: doc. Ing. Pavel Pokorný, Ph.D.

Počet stran: 53

Počet příloh: 7

Rok obhajoby: 2019

### **Anotace**

Cílem této bakalářské práce je konstrukce přístroje určeného k měření elasticity lidské kůže. Následně ověřit jeho funkčnost na určitých materiálech, včetně kůže a poskytnout zpětnou vazbu a podněty pro další rozvoj přístroje. Použitou metodou v této práci byl experiment, kdy se navrhlo zařízení a následně se experimentálně ověřovala jeho funkčnost a výsledky byly porovnány s literaturou.

**Klíčová slova:** kůže, elasticita, měření elasticity

## **Annotation**

Name and surname: Erika Kedlesová

Institution: The technical university of Liberec

Title: Apparatus intended for the relative measurement of human skin elasticity

Supervisor: doc. Ing. Pavel Pokorný, Ph.D.

Pages: 53

Apendix: 7

Year: 2019

Annotation:

The goal of this bachelor thesis is to design a device intended to measure the elasticity of human skin. Subsequently, verify its functionality on certain materials, including skin, and provide feedback and suggestions for further device development. The method used in this work was an experiment where the device was designed and its functionality was experimentally verified and the results were compared with the literature.

Keywords: skin, elasticity, elasticity measurement



## Obsah

Seznam použitých zkratk	12
1 Úvod	13
2 Teoretická část	14
2.1 Anatomie kožní soustavy	14
2.1.1 Epidermis, pokožka	15
2.1.1.1 Deriváty epidermis	15
2.1.2 Dermis, škára	15
2.1.3 Podkožní vazivo	16
2.1.4 Kožní reliéf	16
2.1.5 Cévy a nervy	16
2.2 Fyziologie kožní soustavy	17
2.2.1 Funkce kůže	17
2.2.2 Složení kůže	18
2.2.3 Patofyziologie kůže	18
2.2.4 Stárnutí kůže	19
2.3 Biomechanické vlastnosti kůže	19
2.3.1 Mechanické vlastnosti kůže	20
2.4 Stávající metody měření elasticity kůže	23
2.4.1 Cutometer	23
2.4.2 Ultralehký extenzometr	25
2.4.3 Mikro-robot	32
2.4.4 Zařízení pro měření elasticity a tvrdosti kůže	34
3 Výzkumná část	36
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady	36
3.2 Metodika výzkumu	36
3.2.1 Postup konstrukce přístroje	36

3.2.2 Použité součástky.....	38
3.2.3 Elektronika.....	39
3.2.4 Program.....	40
3.3 Měření a analýza výzkumných dat .....	40
3.3.1 Náběr dat.....	40
3.3.2 Zpracování dat .....	42
3.3.3 Analýza dat .....	44
3.4 Analýza výzkumných cílů a předpokladů, hypotéz či výzkumných otázek ..	45
4 Diskuze .....	47
5 Návrh doporučení pro praxi.....	48
6 Závěr .....	49
Seznam použité literatury .....	50
Seznam obrázků.....	52
Seznam grafů .....	52
Seznam tabulek.....	53
Seznam příloh .....	53

## Seznam použitých zkratek

Řec. – řecký

LVDT - linear variable differential transformer

Fps – frames per second

BMI – Body Mass Index

Obr. – obrázek

FET – Field-Effect Transistors

NAND – NOT-AND

XOR – Exclusive OR

CLK – clock

# 1 Úvod

Lidská kůže tvoří rozhraní mezi lidským tělem a okolním prostředím. Kůže je plošně největší orgán těla, který chrání tělo před mechanickými, chemickými a fyzikálními vnějšími vlivy. Její anatomie a fyziologie je již dobře známa a velmi dobře popsána, také její regenerační schopnosti.

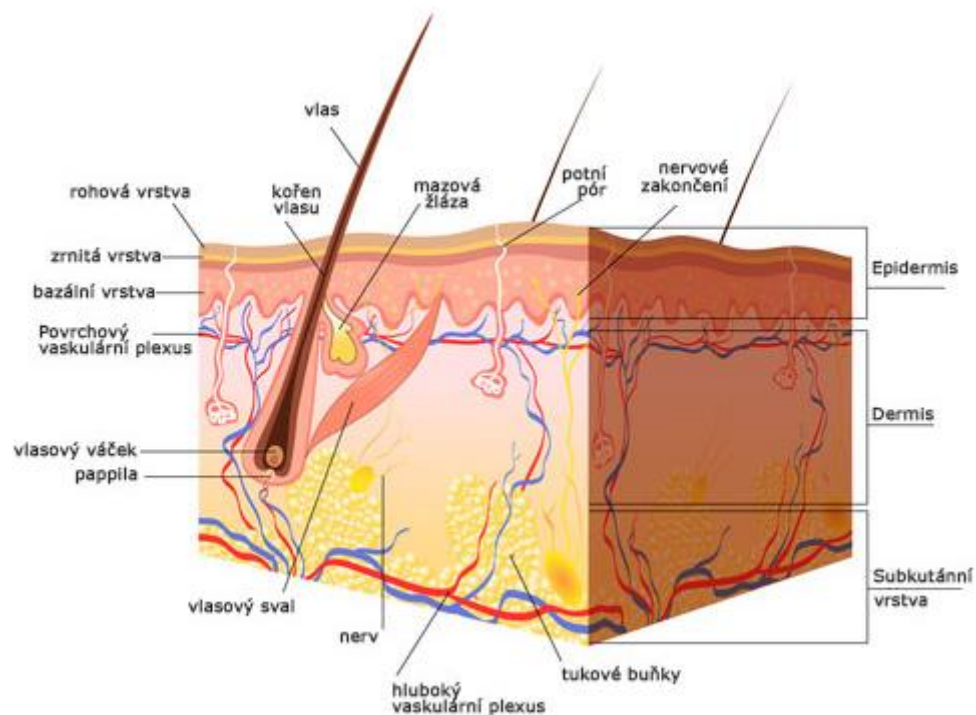
Při poranění kůže se v medicíně řeší hlavně její následná funkčnost, v plastické chirurgii již řeší i vzhled. Elasticita kůže je klíčovým parametrem určující operační protokol v oblastech plastické, popáleninové a rekonstrukční chirurgie. V těchto oborech dochází k nahrazení poničené kůže štěpem z jiné lokality na těle, proto znát chování v místě aplikace a odběru, je klíčové. Dále také záleží na anatomické lokalitě poranění a odběru, na věku či hydrataci kůže, to vše usnadní doktorům práci. V této souvislosti, je potřeba vyvinout objektivní nástroj k určení mechanických vlastností kůže, které by proces rozhodování udělaly objektivním, bezpečnějším a prospěšnějším pro pacienta.

Cílem této bakalářské práce je navrhnout a sestavit funkční vzorek přístroje určeného k měření elasticity lidské kůže in vivo. Programové vybavení zajistil v rámci své diplomové práce Bc. Vojtěch Lindauer.

## 2 Teoretická část

### 2.1 Anatomie kožní soustavy

Kůže, *cutis* (řec. *derma*) je rozsáhlý plošný orgán, plošně největší orgán lidského těla. Tvoří zevní povrch těla a jeho plocha činí přibližně 2 m<sup>2</sup>. Kůže je přizpůsobena pohybům těla a tvarovým změnám. Mezi základní funkce kožní soustavy patří ochrana před fyzikálními, chemickými a mikrobiologickými vlivy a s tím souvisí ochrana vnitřních struktur těla před poškozením vnějšími vlivy, udržování stálého vnitřního prostředí, dochází zde ke tvorbě keratinu, melaninu, mazu, potu a vitamínu D. Působením světla se ergosterol mění na vitamin D. Kůže se podílí na látkové výměně, účastní se procesu dýchání, napomáhá exkreci pomocí potních a mazových žláz. Kůže obsahuje imunokompetentní látky, ze kterých se mohou tvořit protilátky, proto lze kožní soustavu také označit za imunitní systém organismu. Uspořádáním cévního řečiště a žláz se podílí na termoregulaci systému. Pomocí potních žláz, které zajišťují odpařování, a změny průtoku krve v řečišti snižuje tepelné ztráty do okolí. Reakce na zevní podněty přijímají receptory uložené v kůži, tyto reakce jsou do CNS přenášeny přímými i nepřímými senzitivními drahami. Kůže se dělí na 2 hlavní vrstvy, svrchnější epidermis (pokožku) a spodnější dermis (škára). [1, 2]



Obr. 1 Anatomie kožní soustavy [20]

### 2.1.1 Epidermis, pokožka

Epidermis je povrchová vrstva kůže, je ektodermálního původu a tvoří ji vrstevnatý dlaždicový epitel. Pokožka obsahuje základní, rohovějící buňky, keratinocyty, dále obsahuje melanocyty, Langerhansovy buňky a Merkelovy buňky. Epidermis se skládá ze spodní zárodečné vrstvy, stratum germinativum, která obsahuje bazální buňky podílející se na regeneraci. Tuto vrstvu tvoří stratum basale a stratum spinosum. Zárodečnou vrstvu pokrývá vrstva rohová, stratum corneum, jež tvoří bariéru a obsahuje mechanicky a chemicky odolnou bílkovinu, keratin. Proces rohovění, tzv. keratinizace, začíná posunem keratinocytů k povrchu, které ztrácejí schopnost dělení a mění se v korneocyty vrstvy rohové, přeměněné na bezjaderné, obsahující keratin. Tento proces probíhá 3 až 4 týdny. [1, 2]

#### 2.1.1.1 Deriváty epidermis

Mezi deriváty epidermis patří deriváty rohové - chlupy, nehty a kožní žlázy – mazové, potní a mléčná. [1, 2]

### 2.1.2 Dermis, škára

Dermis je fibroelastické kolagenní vazivo, složené ze dvou vrstev. Povrchová vrstva, papilární, blízká epidermis, obsahující síť vláken i více vazivových buněk a síť kapilár. Hlubší vrstva, retikulární, složená z hustých svazků kolagenu avšak méně elastanu a buněk. Tažnost kůže umožňuje kolagenní vazivo, elastan navrací kůži zpět. Ke štěpitelnosti kůže dochází díky fibrilám kolagenu a elastanu, které jsou spojeny do snopců. Směr vláken této vrstvy určuje směr vnitřního napětí. Obsahuje mechanoreceptory, termoreceptory a nociceptory. Ve škáře se nachází hladká svalovina, která tvoří vzpřimovače chlupů v pochvě chlupu, hladké svalstvo se nachází i ve hlubších vrstvách dermis. K podkožnímu vazivu je škára připevněna pomocí vazivových sept. V dermis se nachází vzpřimovače chlupů a dermální papily, tvořené výběžky škáry do pokožky. *„Elastická vlákna škáry jsou orientována do určitých směrů, odpovídajících směru mechanického zatížení kůže dané krajiny. Vlákna zajišťují pružnost, roztahitelnost, pevnost a štěpitelnost kůže v určitých směrech.“* (15, s. 509), [1, 2, 16]

### 2.1.3 Podkožní vazivo

Podkožní vazivo se rozkládá mezi dermis a fascií či periostem. Je to kolagenní vazivo. [1, 2]

### 2.1.4 Kožní reliéf

Kožní reliéf je tvořen rýhami a vyvýšeninami na povrchu pokožky. Areae cutaneae, rhombická políčka kůže, jsou ohraničena vkleslými rýhami. Jsou různě veliká, vytvořena vazivovými snopci v dermis. Výraznější jsou v posunlivých místech. Flekční rýhy se nachází na kloubech, vznikají posunem kůže a tahem svalů, jsou kolmé na směr pohybu. Hmatové lišty jsou tvořeny vyvýšeninami na dlaních a chodidlech, prstech rukou a nohou. Na vrcholu lišty ústí vývody potních žláz. V místě nahromaděný hmatových lišt vznikají hmatové polštářky, které jsou podloženy tukovým polštářem. Na ruce je celkem deset polštářků – dva karpální, tři metakarpální a pět terminálních. Na terminálních člancích, bříškách prstů, jsou vytvořeny obloučky a víry, které tvoří dermatoglyfy, receptory hmatu, které přenáší cití do mozkové kůry. Dermatoglyfy se využívají při daktyloskopii. Striae cutaneae vzniká při nadměrném rozpětí kůže, například při graviditě nebo při nahromadění tekutiny. Je bělavá a můžeme vidět prosvítající vlákna dermis. [1, 2]

### 2.1.5 Cévy a nervy

Epidermis je bezcévnatá, k prokrvení dochází difúzí ze škáry. Ve škáře a podkožním vazivu se nachází krevní a lymfatické cévy. Kůže je inervována senzitivními a sympatickými nervy. V kůži je obsaženo mnoho receptorů. [1, 2]

Z hlubokých tepen odstupují tepny kůže, na některých místech (obličej) jsou uloženy pod dermis. Spojením těchto tepen vzniká hluboká a povrchová kožní síť. [1, 2]

Začínají v papilách a ústí do povrchové sítě.

Obsahují somatosenzorická a visceromotorická vlákna. K příjmu signálu z dotyku, bolesti, tepla a chladu slouží vlákna somatosenzorická. Senzitivní větve periferních nervů přivádí do kůže volná nervová zakončení a jsou označovány jako receptory pro bolest. V dermis se nachází další druhy nervových zakončení – receptory dotyku (Meissnerova tělíska), receptory chladu (Krauseova tělíska), receptory tepla (Ruffiniho tělíska) a čidla tlaku, vibrací (Vater-Paciniho tělíska). Na kožních žlázách a cévách končí vlákna sympatická, visceromotorická. Tyto vlákna působí na činnost žláz. Do kůže nevstupují vlákna parasympatická. [1, 2]

## 2.2 Fyziologie kožní soustavy

Celkový povrch kůže činí asi 2 m<sup>2</sup> a tloušťka kůže se pohybuje v rozmezí 0,5 mm až 4 mm v závislosti na krajině těla. Nejtenčí je na očních víčkách, naopak nejsilnější je na zádech. Celková hmotnost kůže činí přibližně 3 kg. Kůže plní mnoho funkcí, mezi něž patří ochranná funkce, termoregulační funkce, funkce exkreční, smyslová funkce a podílí se na produkci vitamínu D. [1, 2]

### 2.2.1 Funkce kůže

Ochrannou, neboli bariérovou funkci zajišťuje rohová vrstva epidermis. Tato vrstva chrání před chemickými a fyzikálními vlivy, před vyschnutím a průnikem mikrobů. Tím, že je kůže suchá a kyselá brání množení mikroorganismů. Langerhansovy buňky obsažené v epidermis tvoří imunologickou ochranu, melanin chrání před UV zářením. Termoregulaci kůže ulehčuje její malá tepelná vodivost, izolační vrstvy podkožního tuku a sekrece potu. Při dilataci kožních kapilár dochází k výdeji tepla, naopak vazokonstrikce zmírňuje ztráty tepla. Exkrece zajišťují potní a mazové žlázy, maz chrání kůži před vysycháním, udržuje kyselé pH a je zapojen do procesu hojení. Kůže obsahuje mnoho receptorů, například chladu, tepla nebo bolesti a díky tomu plní funkci smyslovou. [1, 2]

#### 2.2.1.1 Kožní čítí

Kožní receptory se podílí na monitoraci zevního prostředí, podílí se na teplotní kontrole a ochraně těla před poškozením. Aktivitu, řízení jemných a hrubých pohybů, uvědomění si zevního prostředí, závisí na recepci teploty, dotyku, vibrací a bolesti. K základní detekci podnětu slouží proporcionální receptory, diferenciacní receptory a proporcionálně diferenciacní receptory. „*Proporcionální receptory detekují rozdíly v intenzitě podnětu. Přenášejí signály tak dlouho, jak dlouho jsou deformovány.*“ (3, s.256) Reakci na rychlost změny v intenzitě podnětu provádí diferenciacní receptory. V kůži se nachází mechanoreceptory – Meissnerova tělíska, receptory vlasových folikulů, dotykové ploténky, Merkelovy disky. Tyto mechanoreceptory reagují na tlak, dotyk a vibrace. Jestliže jsou Merkelovy disky deformovány závažím, je frekvence potenciálů úměrná tlaku (intenzitě). Ve svalech, šlachách a kloubech jsou také rychlostní detektory, které fungují jako proprioreceptory. Chladové receptory vnímají teplotu nižší než je tělesná teplota a teplotu vyšší vnímají tepelné receptory. Při hodnotách nižších (od 28°C do 36°C) než je normální teploty je frekvence výbojů z chladových receptorů vyšší. V rozmezí od 36°C do 43°C s rostoucí teplotou roste i frekvence výbojů z tepelných



receptorů. Receptory bolesti vnímají kožní bolest, ale i viscerální bolest. Kožní bolest je nejdříve vnímána jako ostrá bolest, při této bolesti dochází k únikové reakci, následuje bolest trvalá. „*Receptory pro bolest jsou volná nervová zakončení.*“ (3, s.256), [3]

#### 2.2.1.2 Termoregulace

Stálá tělesná teplota ( $37^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$ ) je udržování díky termoregulaci. Centrum termoregulace je uloženo v hypotalamu, zde tepločivé termoreceptory reagují na změny teploty uvnitř těla. Dalšími orgány podílejícími se na termoregulaci jsou termoreceptory v kůži. Při vzestupu teploty dochází k výdeji tepla a to pocením nebo zvýšením prokrvení kůže. Dochází k odevzdání tepla z povrchu kůže do okolí. Jestliže klesá teplota, dojde ke snížení ztráty tepla pocením a ke stimulaci produkce tepla. Při volní svalové aktivitě a třesu může dojít k vzestupu teploty až na čtyřnásobek. [3]

#### 2.2.2 Složení kůže

Epidermis obsahuje stavební bílkovinu, keratin, který je součástí vlasů, chlupů a nehtů. V dermis se nachází kolagen, jenž umožňuje tažnost a pevnost kůže a elastan, který působí na návrat kůže zpět do původního stavu – pružné deformace. Kožní maz je složen z tryacylglycerolů, vosků a fosfolipidů. Pot obsahuje ionty  $\text{K}^+$ ,  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Cl}^-$  a pyruvát. [5]

Kolagen je hlavní biopolymer v extracelulární matrix, tvoří se ve fibroblastech, uspořádání kolagenu určuje mechanickou odezvu. Existuje mnoho druhů kolagenu – fibrilární kolagen, bazální membránový kolagen a vláknový kolagen. Fibrilární kolagen je vysoce organizovaný a poskytuje podporu v celém těle, kosti, kůže, šlachy, chrupavky a další. Kolagen bazální membrány vytváří specializované struktury na hranicích tkání. S rostoucím věkem dochází k jeho ubývání, což má za následek stárnutí kůže. [8]

#### 2.2.3 Patofyziologie kůže

Nejčastějšími nemocemi kůže jsou záněty, postihují pokožku, škáru i podkožní vazivo. Infekcí mohou vznikat puchýře. Častým onemocněním je diabetická noha, její incidence narůstá v důsledku růstu diabetu mellitu v populaci. Prsní žlázu také může postihnout zánět, mastitida. [4]

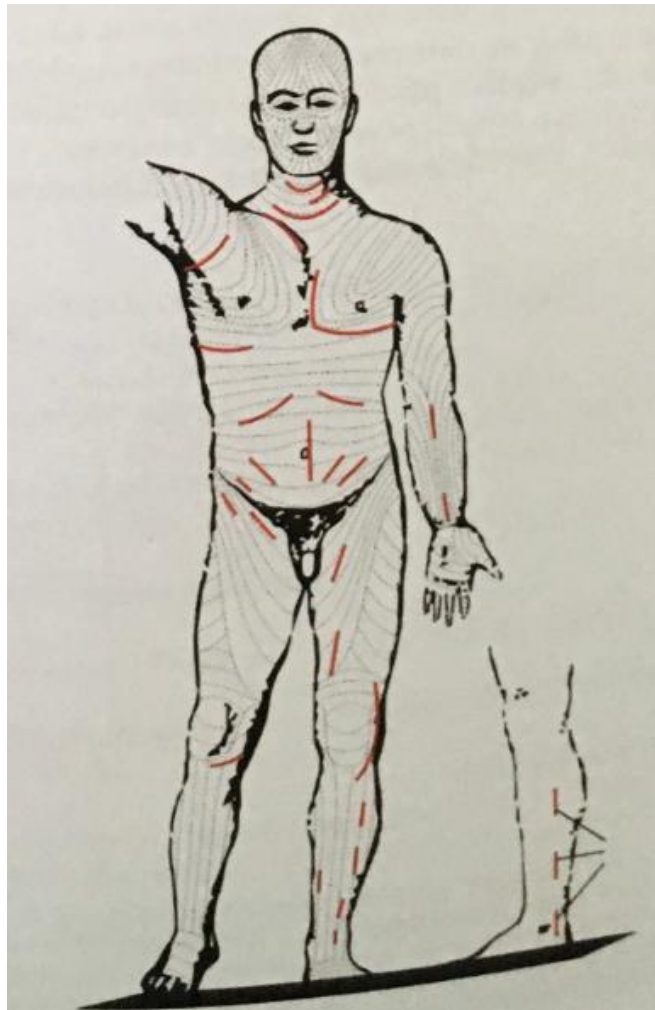
## 2.2.4 Stárnutí kůže

Vnitřní i vnější procesy mají vliv na stárnutí kůže, dochází k ztrátě funkčnosti. Vnitřní stárnutí je dáno geneticky, narušením buněčného procesu a stárnutím buněk. Vnější procesy se také podílí na stárnutí kůže, patří mezi ně UV záření a kouření. Během stárnutí kůže dochází k postupné ztrátě kožní integrity, stárnutí má vliv na strukturální stabilitu a fyziologickou funkčnost kůže. Během biochemického hodnocení se měří tloušťka kůže, obsah kolagenu, pružnost, ztráta vody, pomocí speciálních metod. Fyziologické změny obsahují změny biochemické, změny v neurosenzorickém vnímání, reakci na poranění a výskyt některých kožních onemocnění. Dochází k snižování tloušťky epidermis, v průměru o 6,4% za deset let i dermis. Dochází i ke změnám v keratinocytech, mění se jejich tvar a korneocyty se naopak zvětšují. Počet melanocytů klesají, což má vliv na nerovnoměrnou pigmentaci, množství kožního mazu se také s věkem snižuje. Dále se snižuje obsah vody, lipidů, kyseliny hyaluronové, kolagenu a elastinu. Největší strukturální změna je zploštění dermo-epidermálního spojení, což je výsledek ztráty dermálních papil. Celkový objem podkožního tuku s věkem klesá, tato změna může působit na zvýšení termoregulační funkce. [7]

## 2.3 Biomechanické vlastnosti kůže

*„Z biomechanického hlediska je dermis nesmírně významnou částí kůže, protože právě ona určuje chování kůže jako celku a zde se projevují první příznaky stárnutí.“* (13, s. 52) V dermis mají zastoupení kolagenní, elastinová a retikulární vlákna. Největší zastoupení mají kolagenní vlákna, tvoří 75% hmotnosti, mají značnou tuhost a pevnost v tahu. Naopak elastinová vlákna tvoří 2-20%, mají schopnost pružných deformací. S rostoucím věkem se snižuje schopnost dermis vázat vodu a v důsledku dochází ke stárnutí kůže a tvorbě vrásek. Mezi základní vlastnosti kůže patří tuhost, pevnost, elasticita a viskozita. Husté kolagenní vazivo má vliv na tuhost a pevnost. Elasticita je vlastnost, kdy se materiál po uvolnění zátěže vrátí do původního stavu, tato vlastnost s rostoucím věkem klesá. Anatom Karl Langer zmapoval linie štěpitelnosti kůže, podle něj vznikly Langerovy linie. Tuto štěpitelnost lze pozorovat v případě poranění pokožky, kdy rána zaujímá tvar elipsy, tyto elipsy zaujímají svůj směr dle lokalizace na lidském těle. Jestliže propojíme dlouhé osy elips, získáme Langerovy linie štěpitelnosti kůže. (Obr. 2) Tyto linie odpovídají orientaci kolagenních vláken a většinou bývají orientovány paralelně s přilehlým svalstvem. Tyto linie mají vliv na výsledný tvar křivky napětí –

deformace, při měření kolmo na Langerovy linie bude křivka strmější, při měření ve směru linií bude mít křivka pozvolný nárůst. [13]

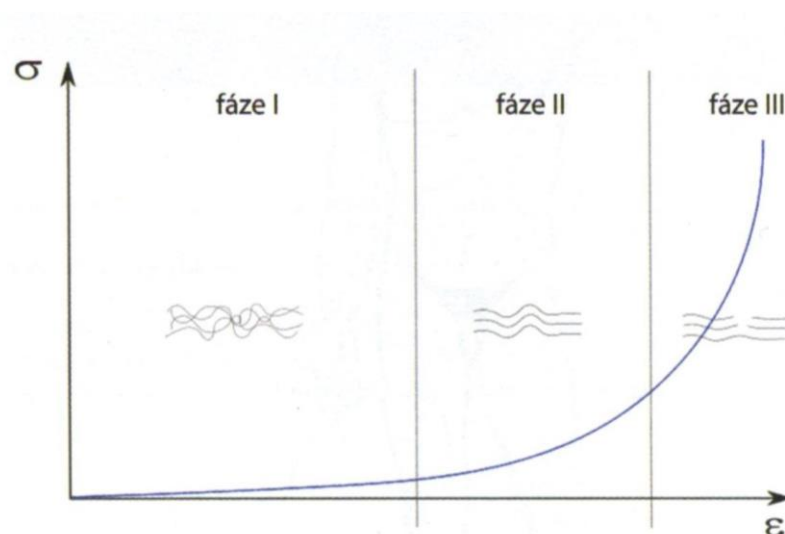


Obr. 2 Langerovy linie štěpitelnosti kůže [13, s.57]

### 2.3.1 Mechanické vlastnosti kůže

U jednotlivých tkání se projevují tyto mechanické vlastnosti: pevnost (odolnost látky vůči působení vnější síly), pružnost (elasticita – schopnost návratu do původního tvaru), tvárnost (plasticita – změna tvaru vlivem vnější síly) a vazkost (viskozita – dynamická vlastnost) [6]. Mechanické vlastnosti závisí na struktuře materiálu, na věku a zdravotním stavu. K popisu mechanických vlastností kůže bereme kůži jako celek, tj. epidermis a dermis dohromady. Avšak je známo, že zásadní vliv na chování má právě dermis. Modul pružnosti kůže byl stanoven v rozmezí 1,5-2,6 MPa. Z prováděných zkoušek, tahem nebo vsáním, byly zjištěno chování kůže – nelineární, anizotropní a viskoelastické.

Anizotropní materiály se v různých směrech zatěžování chovají různě. Viskoelastické chování závisí na rychlosti zatěžování, při cyklickém zatěžování vzniká hysterezní křivka. Z tahových zkoušek vychází křivky, zobrazující závislost napětí na deformaci. Tyto křivky lze rozdělit do tří fází, odpovídající odezvě elastických a kolagenních vláken (Obr. 3). V první fázi je zatížení přenášeno pouze sítí elastinových vláken, kůže má nízkou tuhost a vysokou pružnost. Ve druhé fázi dochází k orientaci kolagenních svazků směrem zatížení, dochází k prudkému nárůstu tuhosti. Během orientace kolagenních vláken dochází také k pohybu tekutiny ve tkáních, což má za následek viskózní chování kůže. Při třetí fázi dochází k porušení soudružnosti kolagenních vláken, při pokračování v působení tahu dojde k přetržení. Proti poškození a při velkých silách působících na kůži působí kolagenní vlákna, díky elastické složce deformace kůže nedochází k jejímu poškození při pohybu a při menší zátěži. Při poranění kůže se uplatňuje viskózní složka deformace, když je rána nesešitá má tendenci se otevírat, naopak když se sešije, konstantním působením stehů dochází k jejímu uzavření. Kůže je v přirozeném stavu vystavena předpětí, které je dáno růstem organismu a zabraňuje tvorbě vrásek. [13]



Obr. 3 Tahové křivky – jednotlivé fáze [13, s.58]

Reologie se zabývá závislostí napětí na deformaci, pro modelování se používají reologické modely, které mají základní vlastnosti – elasticitu, plasticitu a viskozitu. Elasticitu charakterizuje Youngův modul, viskozitu součinitel kinematické vazkosti a plasticitu součinitel tření [6]. Kůže se chová jako viskoelastický materiál, což je kombinace elastické a viskózní složky. Elastické vlastnosti se chovají dle Hookeova

zákonu elasticity, který se zabývá silami působícími na těleso v tahu:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad \text{Rovnice 1 (6, s. 98)}$$

$\sigma$  je normálové napětí (Pa), které je přímo úměrné relativnímu prodloužení  $\varepsilon$ ,  $E$  (Pa) je Youngův modul, nebo modul pružnosti v tahu:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad \text{Rovnice 2 (6, s.101)}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}, \quad \text{Rovnice 3 (6, s.101)}$$

kde  $l$  je délka,  $l_0$  je původní délka a  $\Delta l = l - l_0$  je prodloužení. [6]

Viskózní deformace je závislá na čase, tato deformace se popisuje pomocí reologických modelů.

Cílem této bakalářské práce je měření elasticity lidské kůže. Elasticitu můžeme měřit tzv. *in vivo* nebo *in vitro*. *In vivo* znamená, že měření probíhá na živém organismu, naopak *in vitro* znamená měření na mrtvém materiálu. Z tohoto vyplývá, že naměřené výsledky budou odlišné.

## 2.4 Stávající metody měření elasticity kůže

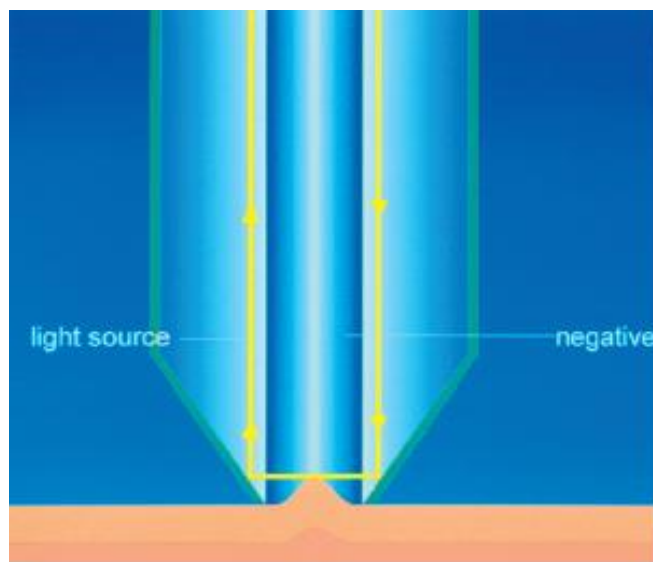
Pro měření mechanických vlastností kůže se používá kontaktní způsoby měření. Tyto přístroje většinou deformují kůži, a tím určují její mechanické vlastnosti (elasticita, napětí,...). Některé z požadavků, které by mělo zařízení pro měření mechanických vlastností splňovat:

- Měření by mělo být přesné a opakovatelné
- Měření by mělo být rychlé
- Mělo by se dát měřit kdekoli na těle

### 2.4.1 Cutometer

#### 2.4.1.1 Princip měření

Cutometer Dual MPA 580 měří elastické parametry kůže. Měření je založeno na principu sání, podtlak vytvořený vakuovou pumpou vtáhne pokožku do otvoru sondy. Uvnitř sondy je hloubka pronikání určena bezdotykovým optickým měřicím systémem (složený ze zdroje světla a světelného receptoru, dvou hranolů, které projektují světlo z vysílače na receptor), světelná intenzita se mění v závislosti na hloubce pronikání kůže. Odolnost (pevnost) odsávané pokožky a její schopnost návratu do původní pozice (elasticita) se zobrazují jako křivky. [11]



Obr. 4 Cutometer, zařízení pracující na principu sání [11, s.1]

#### 2.4.1.2 Oblasti použití

Cutometer se využívá jako standard ve výzkumu proti stárnutí a v kosmetologii. Využívá se při testování účinnosti kosmetických výrobků. Dále se používá při výzkumu mechanických vlastností kůže a její následném stárnutí. [11]

#### 2.4.1.3 Výhody cutometeru

Přístroj obsahuje několik velikostí sond, což umožňuje měření různých oblastí pokožky, jejich rozdílné tloušťky. V měřicí hlavě je umístěna pružina, která zajišťuje konstantní tlak na kůži. Z vykreslených křivek lze dopočítat mnoho parametrů souvisejících s elasticitou kůže. Všechny údaje o křivkách lze přenést do programu Excel a v něm provádět další hodnocení. Nastavení přístroje pomocí programu umožňuje velkou flexibilitu. [11]

#### 2.4.1.4 Software

Software umožňuje spočítat mnoho parametrů z vykreslených křivek, např. R-parametr (související s elasticitou), F-parametr (odolnost pokožky), Q-parametr (korelace mezi věkem kůže a elastickým zotavením). [11]

## 2.4.2 Ultralehký extenzometr

Tento extenzometr byl navržen a zkonstruován skupinou pracovníků v čele s Emanuelem Jacquetem, kteří se zabývali mechanickými vlastnostmi kůže. S cílem ošetřovat kůži, co nejvhodněji, navrhli tento extenzometr. Přístroj je schopný charakterizovat odezvu na různé mechanické testy kůže in vivo. Extenzometr byl navržen tak aby splňoval následující požadavky:

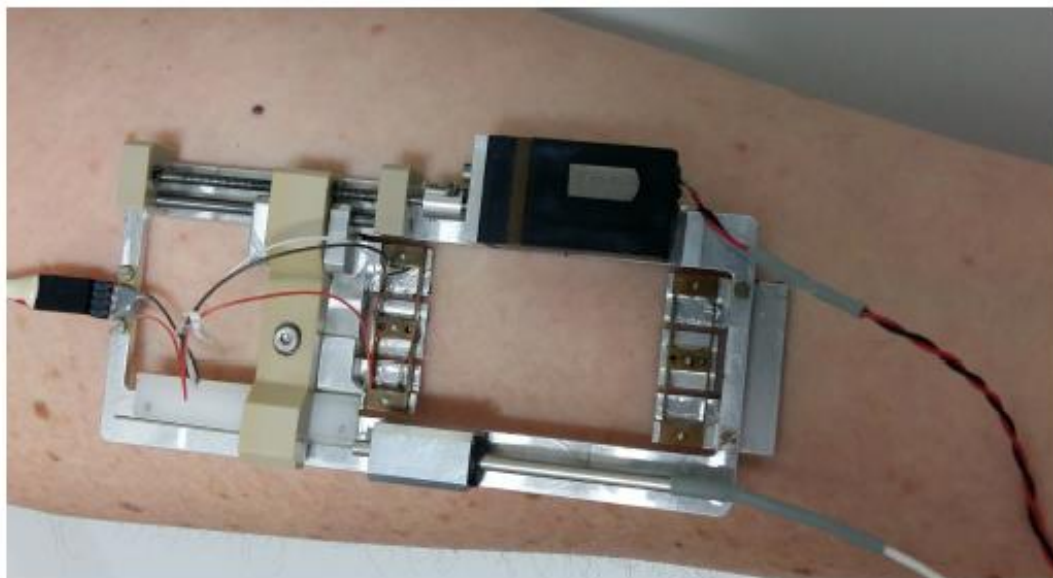
- Použitelné na většinu míst lidského těla
- Dostatečně lehký, aby fungoval jako samostatný stroj
- Snadno použitelný a v souladu s normami a požadavky na biomedicínské účely
- Provádění testů roztažení se silovým nebo posuvným řízením
- Udržení testované pokožky viditelné, aby bylo možno současně snímat obraz [9]

### 2.4.2.1 Vývoj extenzometru, součástky, zpracování signálů

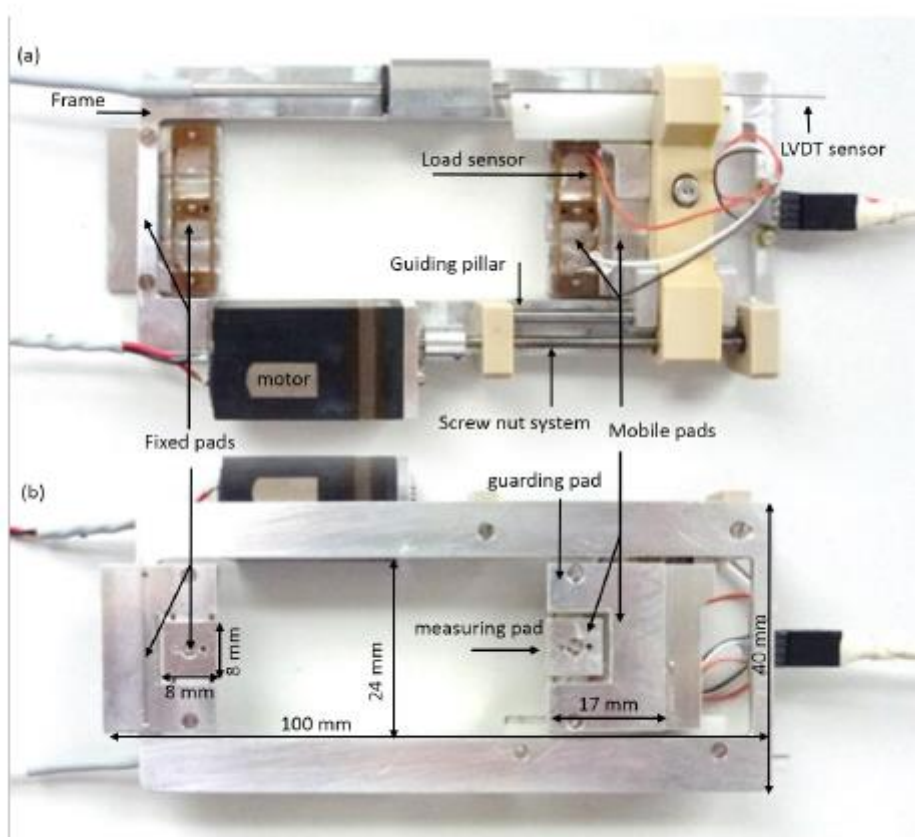
Zařízení (Obr. 5 a 6) je vyrobeno z obdélníkového rámu (100x40x60 mm<sup>3</sup>), na kterém je přidělaný elektrický motor, dva vodící pilíře a dvě sady podložek (jedna statická, jedna mobilní). Každá sada podložek je vyrobena z měřicí podložky (8x8mm<sup>2</sup>, nazývaná centrální podložka) obklopené podložkou ve tvaru „U“ (24x17mm<sup>2</sup>, ochranná podložka). Ochranné podložky chrání měřicí zónu před bočními a obvodovými silami. Centrální a ochranné podložky se pohybují současně, ale síla je snímána pouze z centrální podložky. Tyto podložky jsou přilepeny na kůži. Snímač síly je vyroben ze speciálního senzoru. Extenzometr je vybaven snímačem posunu typu LVDT (elektrický transformátor, určený k měření posuvu, skládá se ze tří cívek). Fotoaparát je nezávislý na extenzometru a umožňuje zaměřit se na měřené oblasti. Snímky jsou zaznamenávány rychlostí 30 fps (30 snímků za sekundu) a následně zpracovávány pomocí MATLABu. Jelikož je extenzometr fixován k pokožce pomocí čtyř polštářů, dva jsou pohybující se, může dojít k lehkým posunům zařízení v závislosti na pohybu těla. Snímky jsou registrovány s jednotlivými souřadnicemi (X, Y) z poloh polštářů, které poskytují referenční velikost pro převod pixelů na skutečné velikosti bez další kalibrace. Software hledá hodnotu posuvu, tato metoda se aplikuje na celou posloupnost obrazů. Na elektronickém ovládní se podílí mikrokontrolér (Arduino Mega 2560), který byl navržen



tak, že pohání motor extenzometru a zároveň získává data ze snímače. Uživatel přistupuje k mikrokontroléru pomocí počítačové rozhraní LabVIEW. [9]



Obr. 5 Ultralehký extenzometr navržený Emanuelem Jacquetem, pohled shora na přístroj [9, s.4]



Obr. 6 Ultralehký extenzometr, pohled na jednotlivé součástky [9, s.6]

V LabVIEW byly vyvinuty dvě doplňkové aplikace. První slouží k pohonu motoru extenzometru, k dispozici pro provedení stejných testů na různých předmětech nebo oblastech pokožky. Je dovolen jakýkoli test, který však splňuje specifikace přístroje: rychlost do 1mm/s, posun do 15mm a síla do 5N. Druhá aplikace slouží k celkovému ovládní zařízen, sestavena ze tří bloků: k ovládní extenzometru, řízení kamery, dokumentace probíhající zkoušky. Extenzometr může být řízen automaticky pomocí ručního příkazu nebo ručně pomocí virtuálních potenciometrů. Řídící blok kamery dovoluje nahrávání souboru obrázků z testované oblasti pokožky, získané obrázky jsou uloženy do složky připojené k probíhajícímu testování. Blok dokumentace umožnuje ukládat relevantní údaje k aktuálnímu experimentu. Na konci každého testu se automaticky generuje zkušební protokol, aby byly všechny data k dispozici pro další analýzy a konzultace. [9]

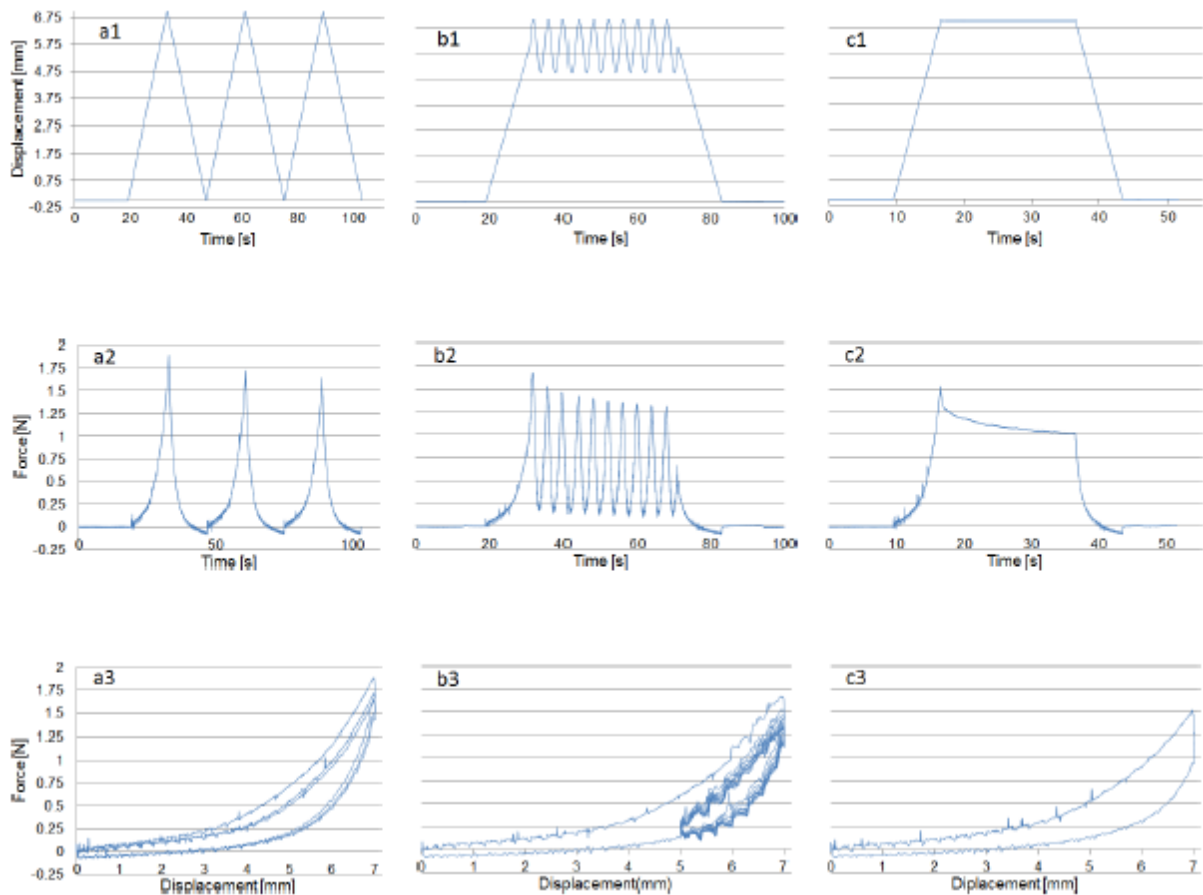
#### 2.4.2.2. Experimenty na lidské pokožce in vivo

K testování na žijících subjektech je potřeba jejich písemný souhlas, popřípadě souhlas nemocnice. Přístroj obsahuje pohotovostní tlačítko „stop“, které okamžitě uvolní síly tvořící posun pokožky. Před zahájením experimentu je potřeba aklimatizace pacienta i přístroje, aby byly zajištěny konstantní podmínky, dále je potřeba vyplnit dokumentaci (pohlaví, věk, zóna na těle, apod.). Následně dojde k přiložení extenzometru na kůži pacienta a nastavení zaostření kamery. Nyní lze spustit test a záznam obrazu, data jsou ukládána do adresáře a shrnuta v automatické zkušební zprávě. Po skončení testu obsluha odstraní extenzometr a očistí ho. [9]

##### 2.4.2.2.1 Typické výsledky

Obrázek 7 uvádí tři typické výsledky získané řízením posunu. Sloupec a) tři po sobě jdoucí zatížení – uvolnění, sloupec b) harmonické zatížení po předchozím zatížení, ukazuje dynamické chování pokožky, sloupec c) zatížení – držení (20s) – uvolnění, vykazuje viskoelastické vlastnosti, c1) posunutí vrácené LVDT snímačem, c2) měřená síla, c3) křivka posunutí-síla. Druhý řádek (reakce síly) je vysoce nelineární, což je obvyklé u hyperelastického materiálu. Při opakovaných (a2) a harmonických (b2) zatížení se maximální hodnota síly snižuje s prvními cykly. Během kroku přidržení síla exponenciálně klesá (c2), doba držení 20s je přesto příliš krátká, abychom mohli pozorovat stabilizaci síly. Jak je uváděno v literatuře, mechanické testy na lidské kůži in vivo se vyznačují vysokým stupněm variability. Dokonce na stejné zóně téhož objektu se

výsledky mohou lišit v závislosti na čase nebo podmínkách. Reakce kůže na stejnou zátěž je odlišná v prvním, druhém a třetím cyklu. Po testu prodloužení kůže lze měřit její tloušťku pomocí ultrazvuku (Dermacup ATYS Medical, 25MHz). [9]

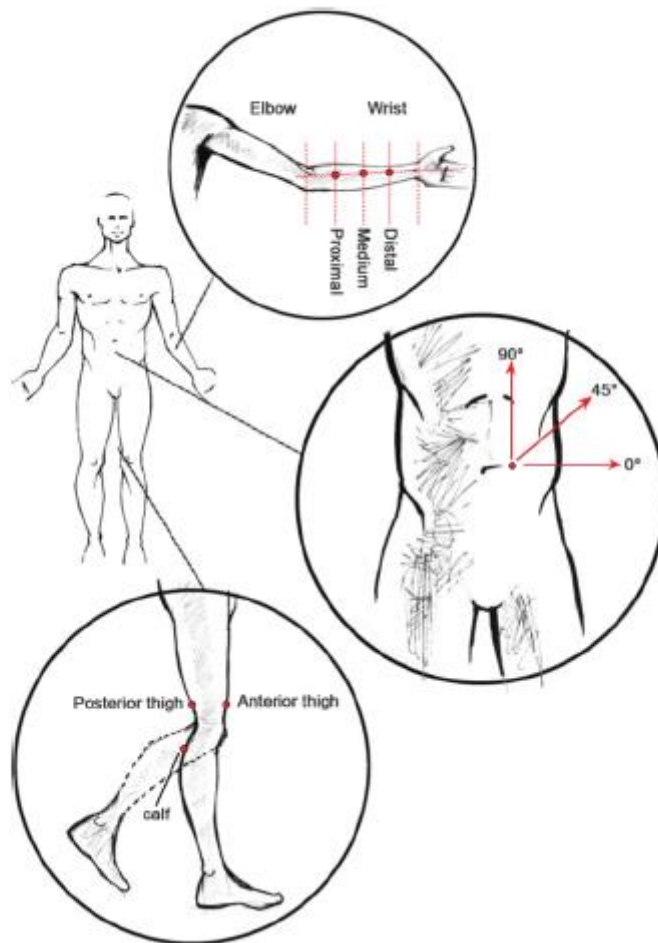


Obr. 7 Výsledné křivky z ultralehkého extenzometru [9, s.11]

#### 2.4.2.2.2 První výsledky měření pomocí extenzometru na 20 dobrovolnících

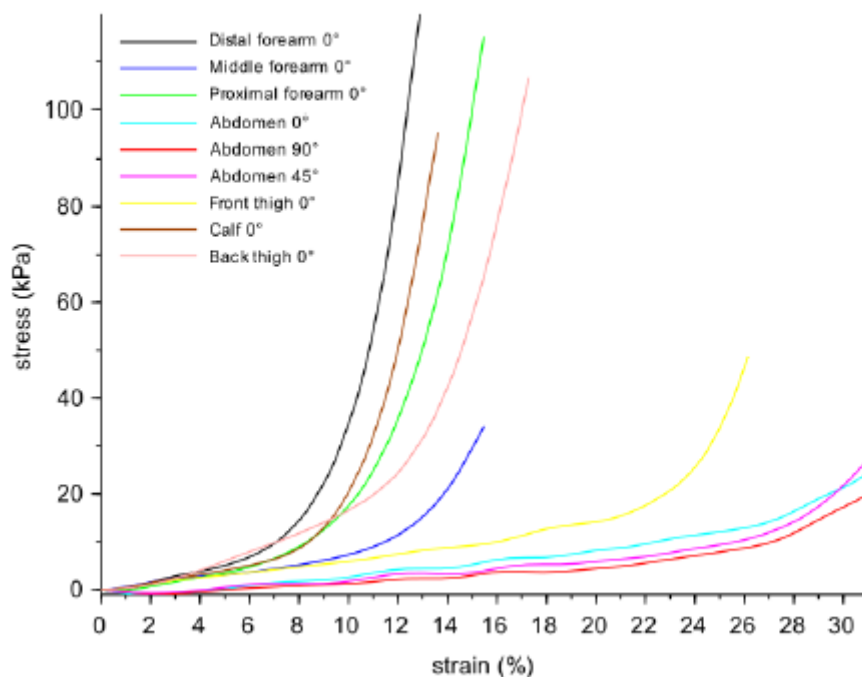
První mechanické testy byly provedeny na Katedře aplikované mechaniky na několika anatomických lokalitách (předloktí, břicho, stehno a lýtko) na 20 dobrovolnících. Předmětem studia je 12 mužů a 8 žen, ve věkovém rozmezí 18 až 57 let. Jejich BMI je 18 až 29. Tloušťka kůže byla měřena pomocí ultrazvukové sondy. Pro každou anatomickou lokalitu je zjištěna průměrná tloušťka:  $1,96 \pm 0,26$  mm břicho,  $1,6 \pm 0,36$  mm stehno,  $1,28 \pm 0,14$  mm lýtko,  $1,39 \pm 0,30$  mm předloktí. Další měření hydratace stratum corneum bylo provedeno pomocí Corneometru CM 825

(C+K electronic GmbH). Samotné měření probíhá po souhlasu dobrovolníka, musí dojít k aklimatizaci a přípravě pacienta i přístroje. Pacient leží v horizontální pozici, aby byla zajištěna stabilita. Na předloktí jsou definovány 3 měřicí zóny, na břicho je centrální zóna měření posunuta o 1/3 od pupíku, na stehně je měřicí zóna 10 cm nad kolenem (zepředu i zezadu), na lýtku je zařízení umístěno na nejširší místo (Obr.8). Polštářky jsou k pokožce přichyceny pomocí chirurgického lepidla. Měření se provádí ve třech cyklech, ke zpracování výsledků použili vždy až třetí měřené výsledky. Po skončení měření je odstraněn extenzometr, odstranění je bezbolestné, poté je kůže očištěna alkoholem. Nezpracované údaje jsou získány z měření síly, dále jsou během celého testu zaznamenávány čas a posunutí. Zpracování probíhá pomocí programu.



Obr. 8 Umístění ultralehkého extenzometru během měření [10, s. 5]

V literatuře je nelineární chování kůže většinou charakterizováno exponenciální křivkou napětí-deformace (stress-strain). Křivku lze rozdělit do tří fází: počáteční fáze (elastinová vlákna jsou napnutá, kolagenová vlákna se orientují ve směru prodloužení), přechodná fáze (vlákna kolagenu se narovnávají, což vede k nelineárnímu chování kůže), konečná fáze (kolagenová vlákna plně zarovnána ve směru prodloužení, lineární chování při vysokém namáhání). Na obrázku (Obr. 9 křivka napětí-deformace) je znázorněna intraindividuální variabilita měření na jednom dobrovolníkovi a na různých anatomických zónách. [10]

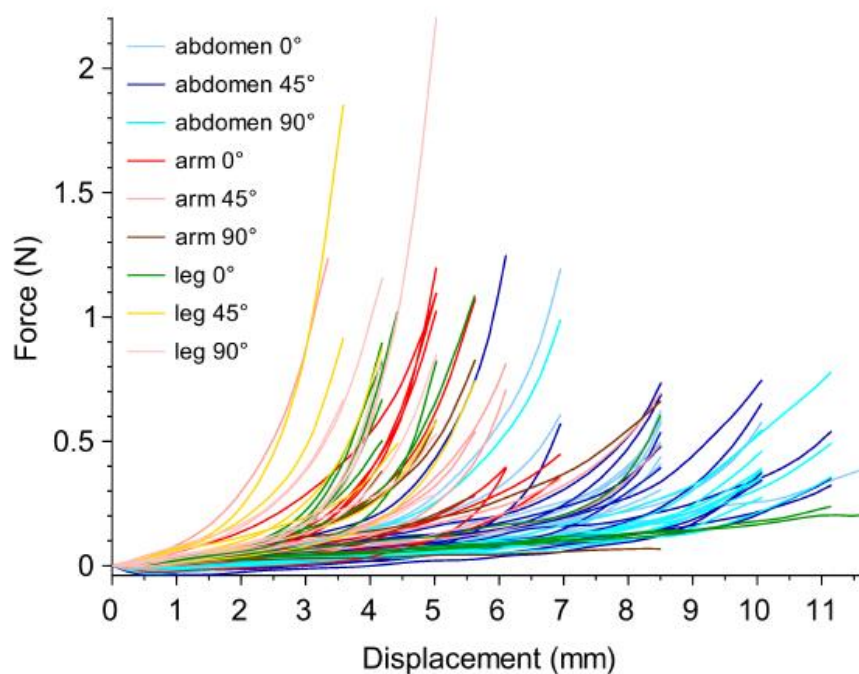


Obr. 9 Výsledná křivka (napětí – deformace), měřená na jednom dobrovolníkovi na odlišných anatomických zónách [10, s. 11]

#### 2.4.2.2.3 Zhodnocení přístroje

Zařízení bylo aplikováno v řadě různých testů v kontrolovaných podmínkách na lidskou kůži in vivo, na dvacet dobrovolníků dané laboratoře. Byly prozkoumány různé anatomické zóny. Získané výsledky poskytují obsáhlý zdroj dat pro analýzu mechanického chování lidské kůže. Z výsledků je vidět nelineární elasticitu, počáteční napětí kůže i individuální proměnlivost. Obrázek (Obr. 10) ilustruje vysokou variabilitu

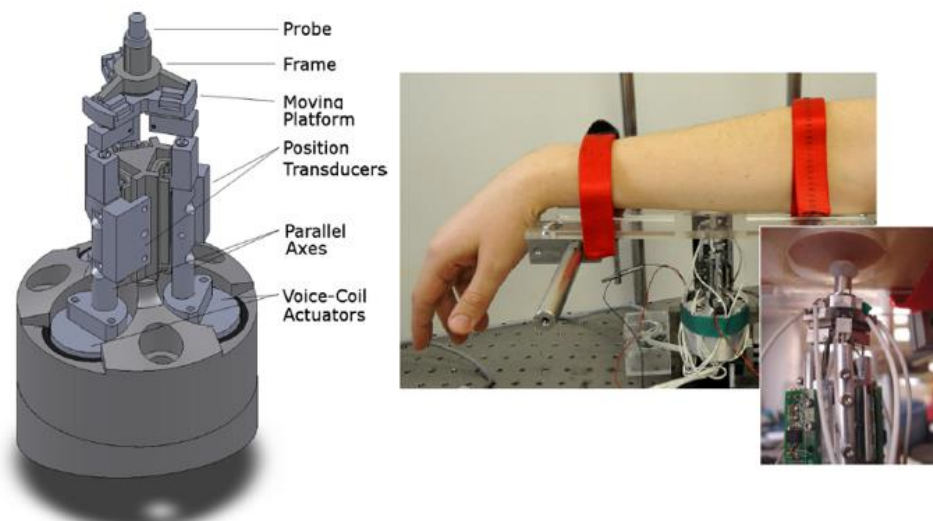
křivky síla – posun. Byla pozorována velká variabilita mechanických vlastností lidské kůže pro stejné anatomické místo bez ohledu na pohlaví, věk, BMI. [9,10]



Obr. 10 Ilustrace variability měření na různých dobrovolnících a na různých anatomických oblastech [9, s. 18]

### 2.4.3 Mikro-robot

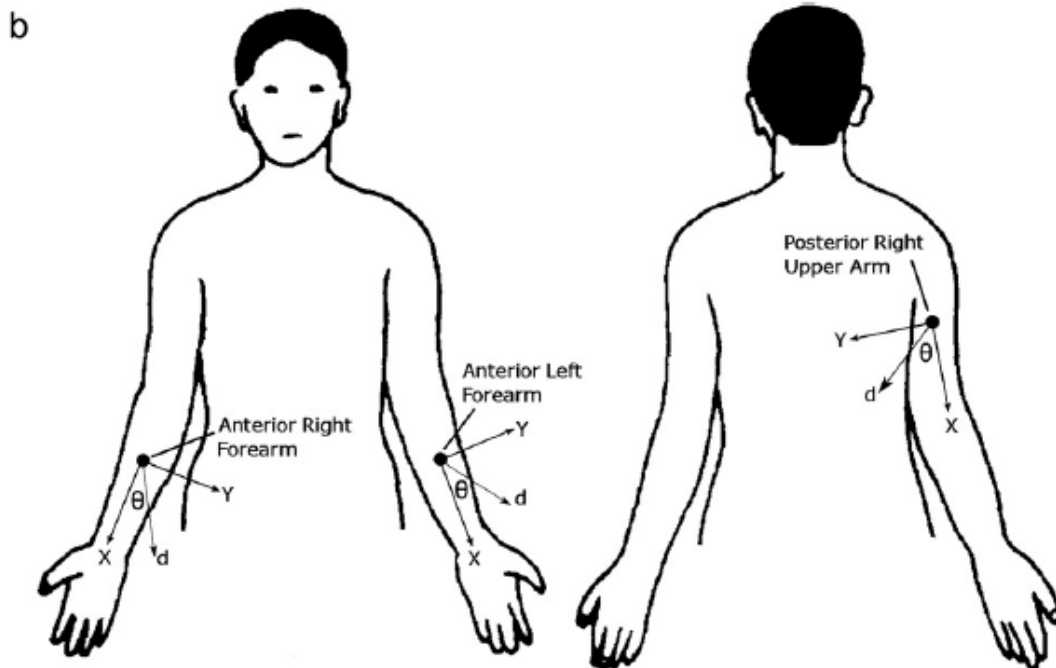
Silově citlivý mikro-robot, ke kterému je přiložena nosná deska, na kterou dobrovolník položí ruku. Mikro-robot se skládá ze sondy, pohyb sondy a záznam údajů o síle a posunu jsou řízeny pomocí softwaru LabVIEW. Nosná deska je obdélníkového tvaru s otvorem o velikosti 40mm, přes který je umístěna testovaná oblast pokožky. Ruka je k desce přichycena dvěma popruhy, které zamezují nežádoucím pohybům. Okolo otvoru je umístěna oboustranná páska, která se následně přichytí k pokožce, která zabraňuje pohybu kůže okolo otvoru. Sonda se umístí zespodu skrz otvor. (Obr. 11)



Obr. 11 Konstrukce mikrorobotu (vlevo), aplikace mikrorobotu (vpravo) [12]

Ke studii bylo přizváno 21 dobrovolníků, kteří poskytli informovaný souhlas. Průměrný věk dobrovolníků činil 29,4 let, nejmladšímu dobrovolníkovi bylo 21 let a nejstaršímu 52 let. V prvním testu bylo umístěno předloktí na nosnou desku, sonda byla ke kůži přilepena speciálním lepidlem, dále docházelo k posunu sondy. Bylo měřeno posunutí a reakční síla sondy. Následně byly měřeny a porovnávány hodnoty pro levé a pravé předloktí a pro horní část ruky. (Obr. 13 umístění robotu) Průměrná odpověď kůže pravého i levého předloktí byla nelineární, viskoelastická a anizotropní. Nebyl zjištěn žádný významný rozdíl v chování kůže levého a pravého předloktí. Chování horní

části ruky bylo také nelineární, viskoelastické a anizotropní. [12]



Obr. 12 Anatomické umístění mikrorobotu při měření [12]

#### 2.4.3.1 Shrnutí

Lidská kůže je složitý heterogenní materiál, který vykazuje nelineární, viskoelastický a anizotropní charakter. Tyto vlastnosti se liší dle anatomické lokace i mezi jednotlivci. V této studii byly mechanické vlastnosti kůže měřeny aplikací trojrozměrných deformací na různé body předloktí a horní části ruky na 21 dobrovolnících. Deformace byly vyvolávány 0,1 Hz trojúhelníkového tvaru vlny. Ve všech bodech a u všech dobrovolníků vykazovalo chování nelineární charakter. [12]

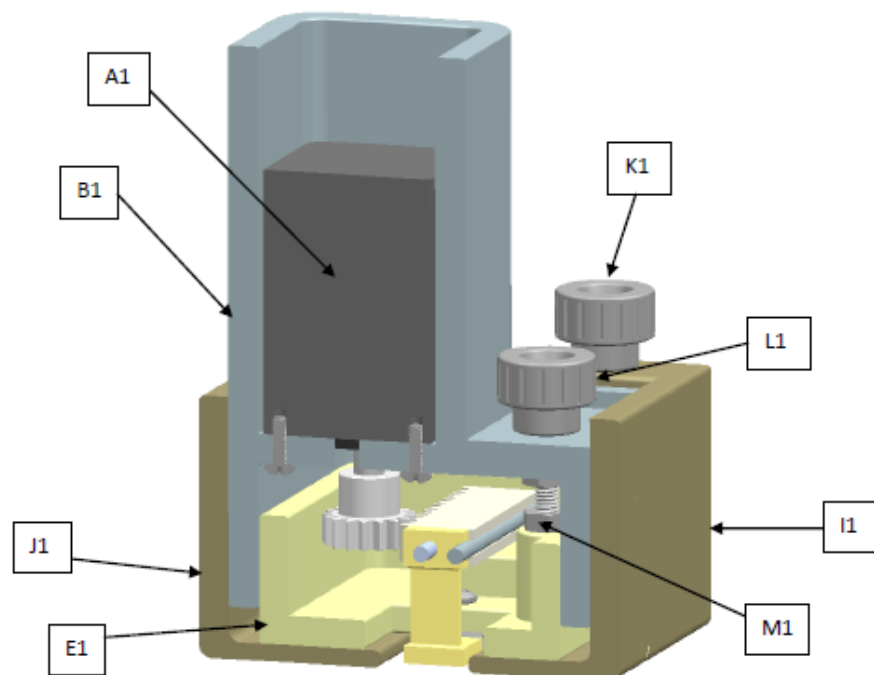


#### 2.4.4 Zařízení pro měření elasticity a tvrdosti kůže

Profesor Grant Kruger a kolegové byli pověřeni sestavit přístroj měřící elasticitu a tvrdost kůže. Cílem projektu je charakterizovat stárnutí kůže na základě elasticity a tvrdosti. Požadavky na zařízení: mobilita, schopnost testovat kdekoli na těle pacienta, testy by neměly trvat déle než hodinu, minimalizace nákladů. Vyvinuli řadu konceptů, z nichž nakonec sestavili finální prototypy. Ovládání a zpracování informací se děje pomocí programu LabVIEW. [14]

##### 2.4.4.1 Zařízení pro měření elasticity kůže

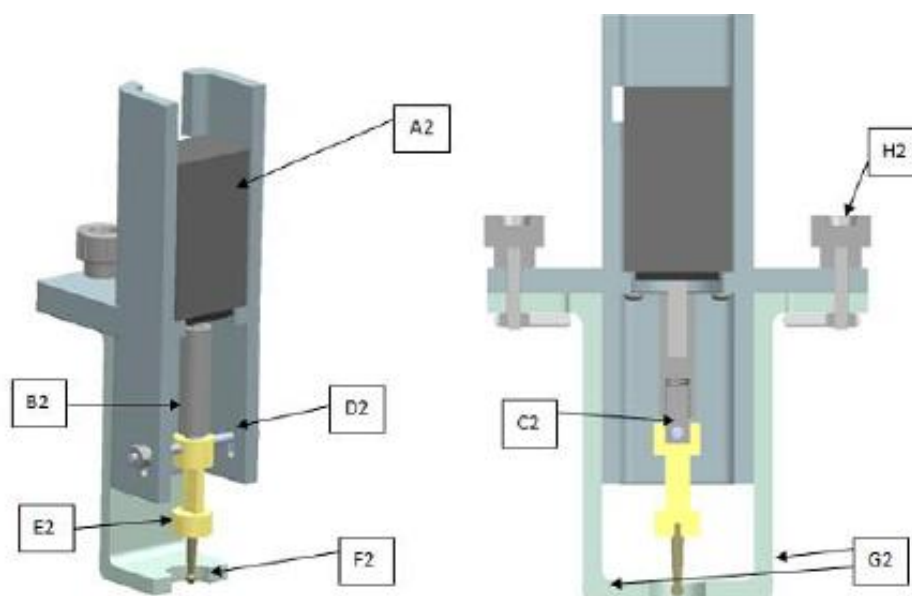
Cílem zařízení pro měření elasticity je správné měření modulu pružnosti. Toto zařízení aplikuje konstantní sílu a měří změnu délky a deformaci. Skládá se ze systému ozubených kol, krokového motoru, který je připevněn na horní kryt, pohyblivé lopatky a nosné konstrukce. Posuv se zaznamenává ve formě počtu kroků krokového motoru. Z pohyblivé lopatky je snímána pomocí tenzometrů deformace. (Obr. 14) [14]



Obr. 13 Zařízení pro měření elasticity kůže [14, s.27]

#### 2.4.4.2 Zařízení pro měření tuhosti kůže

Cílem je měřit relativní tvrdost dermis na různých místech na těle. Zařízení obsahuje krokový motor, hřídel, zátěžové buňky a špičky, které se přikládají ke kůži, se dají měnit. Deformace jsou zaznamenávány tenzometry, hodnoty posunutí jsou opět určeny počtem kroků krokového motoru. (Obr. 15) [14]



Obr. 14 Zařízení pro měření tuhosti kůže [14, s.29]

## 3 Výzkumná část

### 3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Na základě požadavků Ing. Petra Henyše a jeho kolegy z katedry technologií a struktur jsme určili základní cíle práce. Prvním cílem je navrhnout a sestavit funkční vzorek přístroje určeného k měření elasticity lidské kůže *in vivo*. Na tento cíl navazuje cíl druhý, kterým je experimentálně změřit elasticitu lidské kůže a ověřit funkčnost přístroje. Ze snímače dráhy určíme posun kůže během měření a z piezoprvku získáme napětí, na základě těchto hodnot pomocí programu LabVIEW získáme křivky, z nichž budeme moci určovat elasticitu kůže. Z předběžné rešerše je jasné, že se elasticita bude lišit v závislosti na anatomické lokalitě měření. Měření elasticity kůže je klíčový parametr při určený operačního protokolu plastické operace, dále se měření elasticity využívá ve výzkumu stárnutí kůže a snaze stárnutí zpomalit.

### 3.2 Metodika výzkumu

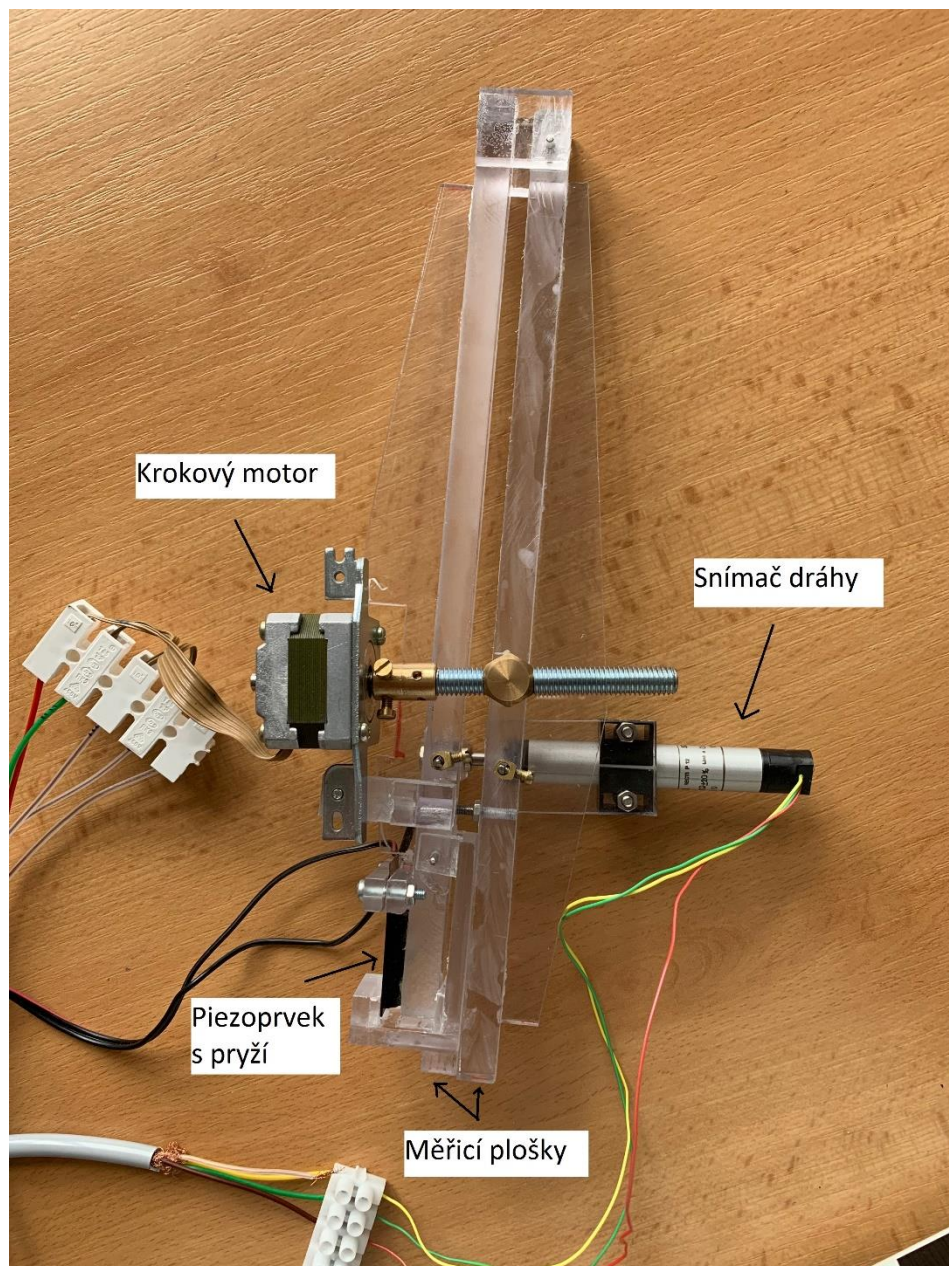
Přístroj byl sestavován s pomocí doc. Ing. Pavla Pokorného na pracovišti katedry netkaných textilií a nanovláknenných materiálů, začali jsme přístroj sestavovat v listopadu 2018 a dokončen byl v prosinci 2018. Následné programové vybavení a zpracování dat zrealizoval Bc. Vojtěch Lindauer v rámci své diplomové práce. První návrh ve tvaru „nůžek“ byl z důvodu lineárního průběhu křivek změněn na tvar „kružítka“. K ověření funkčnosti, kalibraci a následnému měření jsme použili měkkou, pružnou a tenkou silikonovou folii (viz Příloha B), tuhou folii (viz Příloha C), která byla proměřena na trhačce, proto jsme mohli porovnávat naměřené hodnoty a po ověření funkčnosti a bezpečnosti přístroje jsme proměřili mé předloktí.

#### 3.2.1 Postup konstrukce přístroje

Původní návrh přístroje ve tvaru „nůžek“, byl z důvodu lineárního průběhu změněn na „kružítka“. Dle zadaných parametrů je dráha (rozpětí) nastaveno na 10 mm a plocha, která se přikládá na kůži má obsah 1 cm<sup>2</sup>. Jako snímač dráhy je použit LVDT snímač, dalším prvkem je piezokrystal, ze kterého je měřeno napětí odpovídající mechanickému odporu kůže k deformaci. Ke konstantnímu napínání kůže je použit unipolární krokový motor. Na uchycení přístroje k pokožce bude sloužit oboustranná lepicí páska. (Obr. 15)

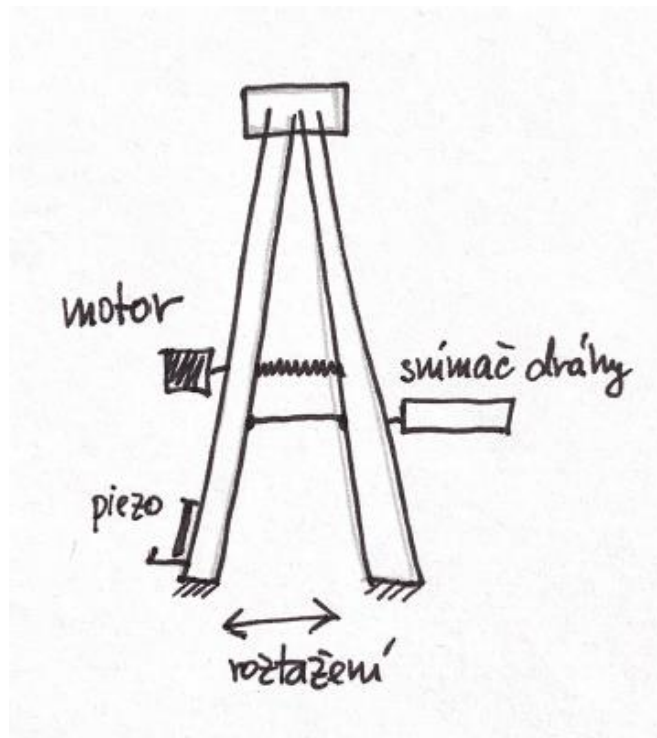
Nejdříve jsme z polykarbonátu vyřezali nosnou konstrukci, dva obdélníky o výšce 250 mm. Dále jsme, na dolní část, přidělali konstrukci na uchycení piezoprvku a vyřezali

měřicí plošky o daném obsahu. Na tuto konstrukci jsme přidali plošky na uchycení snímače dráhy. K zamezení rozpětí přístroje na hodnotu větší než 10 mm, byl použit šroubek, který dovoluje maximální rozpětí 10 mm. Krokový motor byl potřeba upravit, přidělali jsme k němu mosazný úchyt, kterým je připevněn ke konstrukci, dále byl doplněn o hřídel, která motorem otáčí. Dále jsme ke konstrukci pro piezoprvek museli přilepit pryžovou destičku, která brání piezoprvku, aby se zlomil. Poté následovalo uchycení piezoprvku do konstrukce. Jelikož původní konstrukce se ohýbala, museli jsme ji vyztužit, pomocí polykarbonátu přilepeného na strany konstrukce.



Obr. 15 Zkonstruovaný přístroj (zdroj: autor)

Principem měření je přichycení přístroje pomocí oboustranné lepicí pásky na materiál (viz Příloha D) a jeho konstantní napínání, během něhož se měří pomocí potenciometru posuv a pomocí piezoprvku síla (Obr. 16). Z naměřených veličin se získá závislost síly na posuvu (napnutí kůže), z naměřených veličin se získají následným zpracováním mechanické vlastnosti kůže. Pohyb (napínání kůže) zajišťuje unipolární krokový motor. Měření roztažení (rozvoru) přístroje je pomocí potenciometru a síly pomocí piezokrystalu, který je umístěný kolmo na směr pohybu.



Obr. 16 Nákres přístroje a jeho principu (zdroj: autor)

### 3.2.2 Použité součástky

Nosná konstrukce přístroje je z polykarbonátu, na kterou byli následně přidělány ostatní prvky.

Krokový motor sloužící ke konstantnímu napínání kůže, je ovládán pomocí programu, krok je odezva na impuls. Principem krokového motoru je pohyb rotoru o určený počet kroků. [17,18]

LVDT snímač dráhy (potenciometr) měří roztahení (rozvor) přístroje, který odpovídá posuvu kůže.

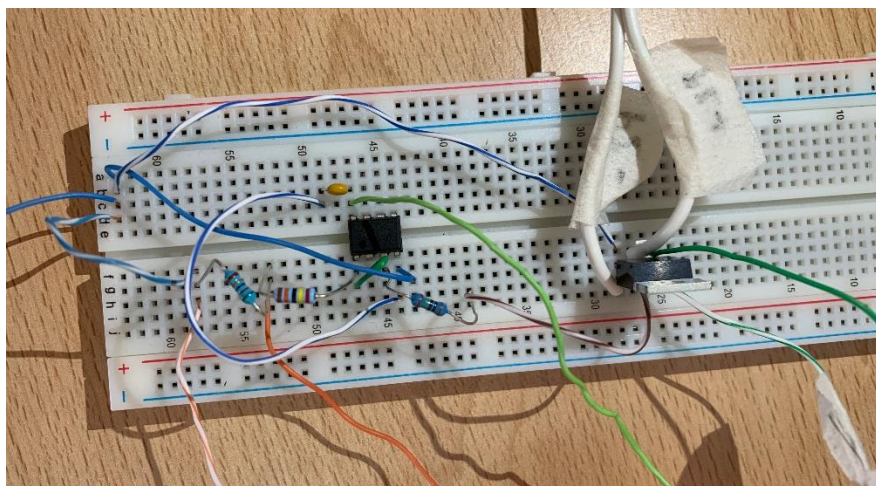


### 3.2.3 Elektronika

Přístroj je ovládán pomocí softwarového rozhraní LabVIEW, který pracuje s funkčními bloky. K měření a přenosu dat do počítače byla použita měřicí karta NI USB – 6216, která v sobě má 12-bitový digitálně analogový převodník.

Lineární snímač polohy neboli potenciometr, z něhož vychází tři vodiče – zelený a žlutý jsou póly a červený je jezdec.

Jako snímač síly je použit piezokrystal, který funguje tak, že při ohybu se posunem nábojů v krystalové mřížce naindukuje napětí, které snímáme. Při přímém měření na piezokrystalu dochází k vybití, což je problém, proto bylo nutné připojit operační zesilovač v zapojení napěťového sledovače. Zesilovač byl původně napájen napětím  $\pm 9V$ , před vstupem operačního zesilovače byl připojen předřadný odpor o velikosti  $1\text{ M}\Omega$ , který bránil saturaci piezokrystalu. Kvůli zkratování pieza a jeho vynulování je připojen FET tranzistor. Avšak během měření bylo zjištěno, že toto zapojení je nedostatečné, přístroj se velmi často dostával do saturace, proto bylo nutno zapojení předělat. Navíc se na výstupu operačního zesilovače objevovalo parazitní signál, proto bylo nutné zapojit kondenzátor o velikosti  $100\text{ nF}$  mezi vstupy k napájení operačního zesilovače. Napájení operačního zesilovače je tedy  $15V$ , dále je použit odporový dělič, který toto napětí dělí na  $1/3$  a  $2/3$ . Na modul byly sériově zapojeny odpory o velikostech  $250\text{ k}\Omega$  a  $500\text{ k}\Omega$ . FET tranzistor je připojen antiparalelně k piezoprvek, který nuluje piezoprvek před měřením. Schéma obvodu (viz Příloha E) a fotografie modulu (Obr.17) se zapojením použitých součástek.



Obr. 17 Fotografie modulu s použitými součástkami (zdroj: autor)

K ovládání krokového motoru bylo použito již hotové zařízení s hradly XOR a NAND a s klopnými obvody. Pomocí hradla XOR je ovládán směr otáčení motoru a signál CLK ovládá frekvenci otáčení.

### 3.2.4 Program

Ovládání elastoměru se děje pomocí hotového programu v LabVIEW. K zahájení měření stačí, aby uživatel spustil měření pomocí tlačítka. Během měření dochází k napínání kůže a na monitoru se vykreslují grafy. Nejdříve dojde k otevření přístroje a napínání kůže po uplynutí nastaveného času se přístroj zavře a kůže se uvolní. Program má tři vstupy a čtyři výstupy:

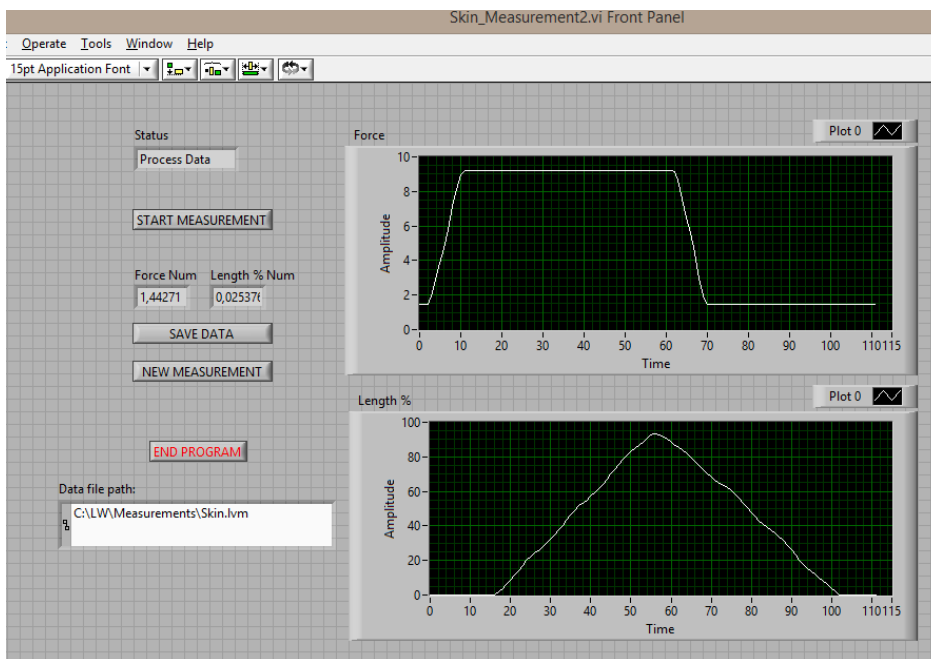
- „Analogový vstup z piezo krystalu pro měření napětí v rozsahu  $\pm 10$  V.
- Analogový vstup napětí na pólech lineárního snímače v rozsahu 0 — 5 V.
- Analogový vstup napětí na jezdcí lineárního snímače v rozsahu 0 — 5 V.
- Analogový výstup stejnosměrného 5V napětí pro póly lineárního snímače.
- Digitální 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 obdelníkových 5V pulzů s konstantní frekvencí jako signál pro rychlost otáčení krokového motoru.“ [19]

## 3.3 Měření a analýza výzkumných dat

### 3.3.1 Sběr dat

Během první zkoušky měření jsme zjistili, že přístroj osciluje. Bylo to vidět v grafu ale i na přístroji. Tato oscilace byla způsobena pružením závitové tyče, proto jsme jí museli vyměnit za tlustší. Také bylo možné pozorovat některé mechanické vlivy motoru, motor se chvěje a způsobuje vibrace piezopravku.

Po úpravě závitové tyče již přístroj neosciloval, bohužel se dostával do saturace (Obr.18), proto bylo nutné upravit použité součástky na modulu. Zesilovač je tedy napájený napětím  $\pm 15$ V, místo  $\pm 9$ V před vstupem operačního zesilovače jsou připojeny odpory, které brání saturaci piezokrystalu. Kvůli zkratování pieza a jeho vynulování je připojen FET tranzistor.



Obr. 18 První měření – horní graf vykazuje saturaci (Zdroj: autor)

Po úpravě obvodu již přístroj není saturovaný, proto bylo možné sestavit kalibrační křivku. Postupně jsme zatěžovali piezoprvek a zapisovali příslušné napětí (Tab. 1), následně Vojtěch vytvořil kalibrační křivku.

Hmotnost závaží m [g]	50	70	100	120	150	200	250	300	350
Hodnoty napětí U [V]	1,21	1,59	2,15	2,91	3,45	4,87	5,99	7,31	8,43
	1,22	1,53	2,01	2,93	3,39	4,84	6,23	7,58	8,99
	1,22	1,55	2,15	2,95	3,33	4,67	6,20	7,29	9,50
	1,21	1,56	2,13	2,82	3,30	4,58	6,12	7,38	8,38
	1,22	1,58	2,19	2,88	3,32	4,66	6,11	7,72	8,56
Zprůměrované hodnoty napětí [V]	1,216	1,562	2,126	2,898	3,358	4,724	6,13	7,448	8,772

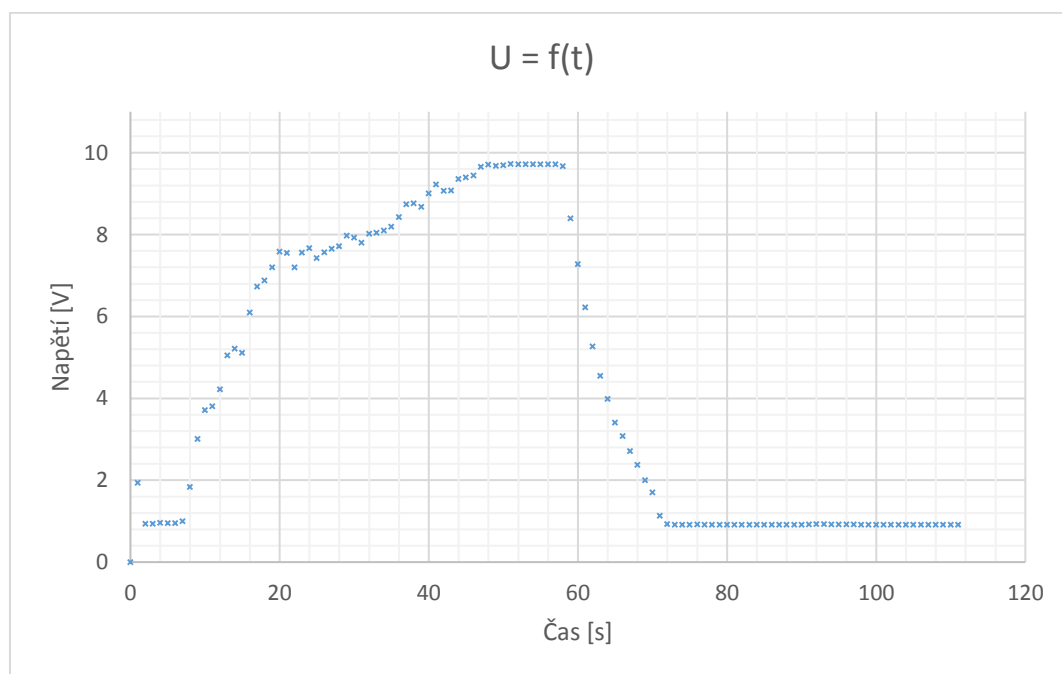
Tab. 1 Naměřené hodnoty napětí při zatěžování piezoprvek



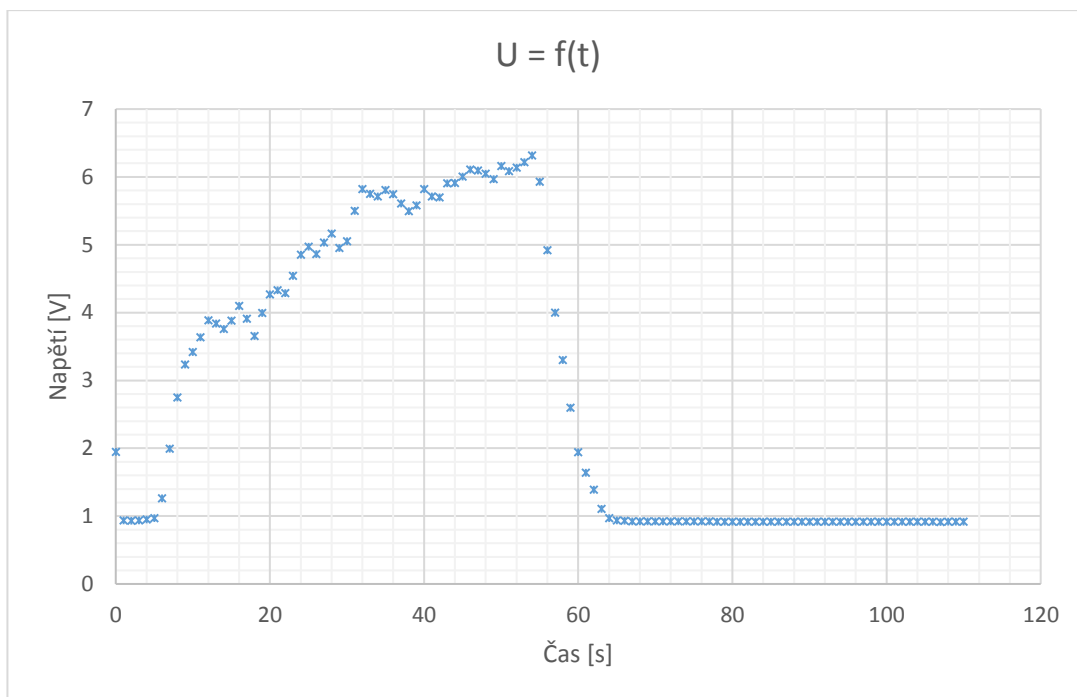
Před měřením je nutné nalepit na styčné plochy oboustrannou lepicí pásku, která se přichytí k měřenému materiálu. Následně je potřeba přístroj přiložit na měřený vzorek, po uchycení přístroje na materiál již stačí zapnout program, který roztáhne a následně stáhne přístroj, přitom měří hodnoty síly z piezopravku a posuv (roztážení potenciometru). Rychlost roztahování a stahování lze měnit v programu, zde jsou bloky na změnu času a frekvence, čím vyšší frekvence, tím se přístroj roztahuje rychleji. Aby se roztáhl do požadovaného rozpětí (10 mm) je nutno frekvenci vždy přizpůsobit čas. Limitní je možnost měřit materiály maximálně do zatížení 4-5N.

### 3.3.2 Zpracování dat

K prvotnímu měření a kalibraci jsme využili tubulární obvaz (složení bavlna a viskóza), velmi měkký silikon, na který jsme pomocí lepicí pásky uchytili přístroj a měřili. Z měření bylo patrné, že závisí na směru roztážení přístrojem, po směru vláken nebylo zapotřebí vyvíjet takovou sílu, jako když se měřilo kolmo na směr vláken, to se přístroj dostával i do saturace (Graf 1 a 2). Naměřené hodnoty po směru vláken obinadla a naměřené hodnoty proti směru. Naměřené hodnoty na měkkém silikonu a naměřené hodnoty na kůži.

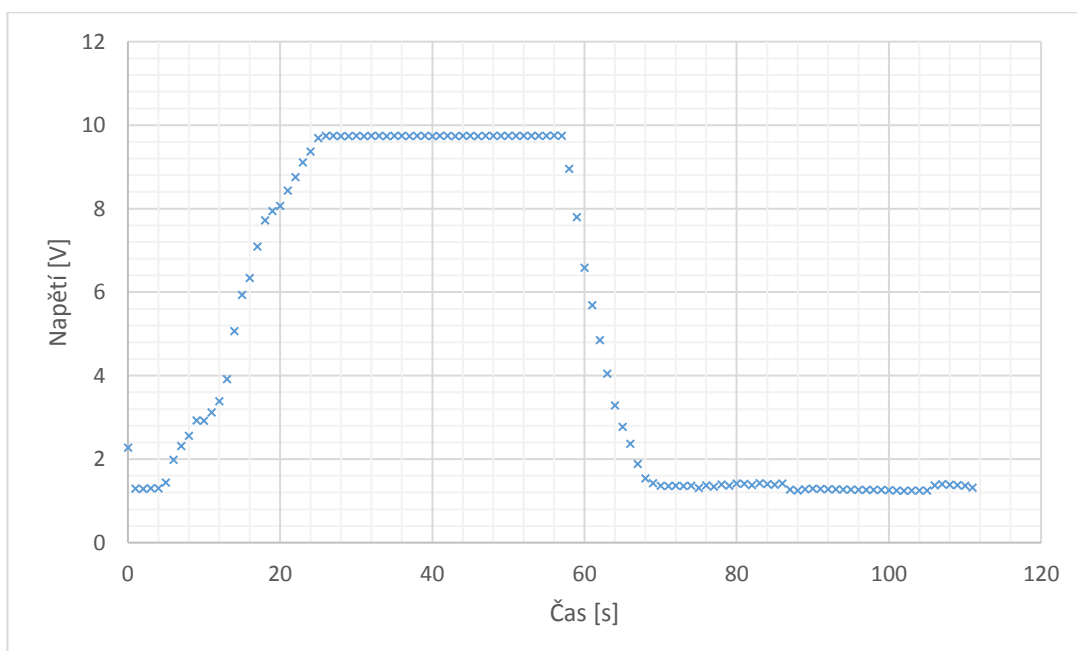


Graf 1 Měření na obvazu proti směru vláken – mírná saturace



Graf 2 Měření na obvazu – po směru vláken

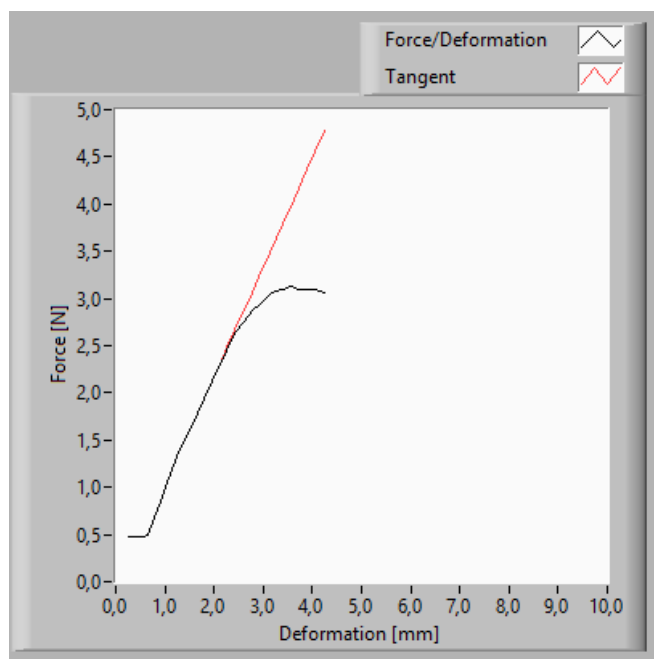
Následně jsme proměřili i mou kůži na předloktí. Avšak k napnutí kůže bylo zapotřebí mnohem větší síly, než na obinadle, proto se přístroj dostal do saturace. (Graf 3)



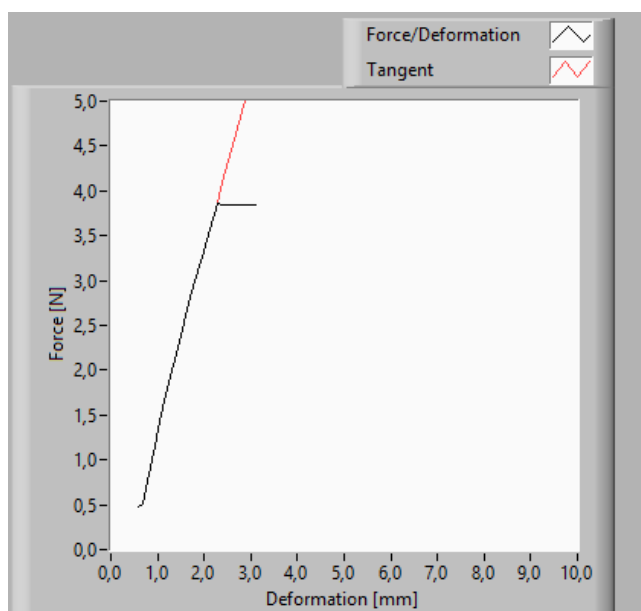
Graf 3 Měření kůže – saturace

### 3.3.3 Analýza dat

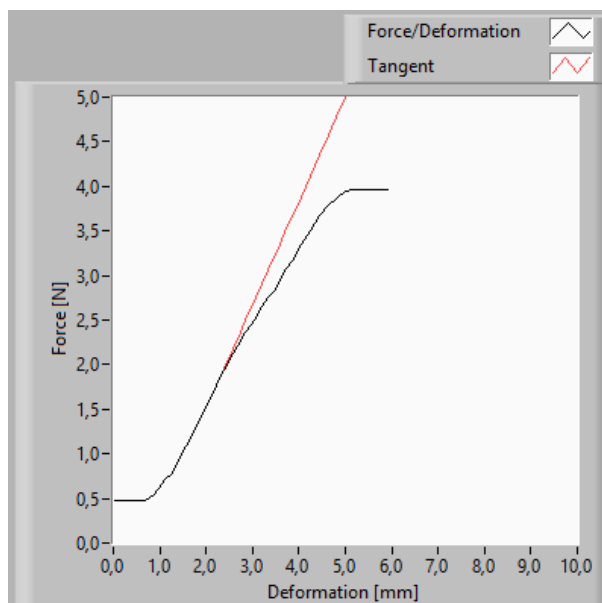
Při měření jednotlivých materiálů – měkkého silikonu, tuhého silikonu a ruky jsme získali následující křivky (černá – křivka závislosti síla-deformace, červená – směrnice křivky):



Obr. 19 Výsledná křivka měkkého silikonu (zdroj: autor)



Obr. 20 Výsledná křivka tuhého silikonu (zdroj: autor)



Obr. 21 Výsledná křivka kůže na předloktí (zdroj: autor)

Při měření je na grafu patrné, když dojde k prokluzu přístroje, vlivem špatného uchycení přístroje pomocí lepicí pásky (viz Příloha F). V programu lze i upravovat vzorkovací frekvenci, což se také projeví na grafu (viz Příloha G).

### 3.4 Analýza výzkumných cílů a předpokladů, hypotéz či výzkumných otázek

Jedním z cílů práce bylo navrhnout a sestavit funkční vzorek přístroje, který by měřil elasticitu lidské kůže in vivo, přístroj byl navržen a sestaven za pomoci doc. Ing. Pavla Pokorného. Nejdříve byla měřena elasticita na vzorku obinadla a silikonu, během prvních měření se vyskytlo pár problémů, které byly následně vyřešeny. Těmito prvními testy jsme ověřili funkčnost přístroje, následně jsme proměřili elasticitu lidské kůže.

Na základě výzkumných předpokladů jsme jako snímač síly použili piezokrystal, ve kterém dochází v důsledku jeho ohybu k posunu nábojů, a tím se indukují napětí, které snímáme. Jako snímač dráhy byl použit LVDT snímač, který měří v procentech, jak moc se roztáhl. Na základě naměřených hodnot napětí a dráhy, program zpracuje data a vyhotoví křivku, závislosti síly na posunu, ze které lze určovat elasticitu kůže.

Již během měření na obinadle a silikonu bylo patrné, že každý má rozdílnou elasticitu, čím více byl vzorek elastický, tím lépe se měřilo a přístroj se nedostával do

saturace. Stejně jako na lidském těle jsou místa, která jsou méně elastická, je jasné, že elasticita bude záviset i na anatomické lokalitě měření.

## 4 Diskuze

Během měření bylo patrné, že závisí na směru měření (roztažení) materiálu, po směru vláken bylo potřeba vyvinout menší síly, než když se působilo kolmo na směr vláken. Dále také velmi závisí na materiálu, k roztažení tužšího (méně elastického) materiálu je potřeba větší síly.

Z naměřených výsledků je patrné, že čím je materiál tužší, tím je křivka strmější (viz Obr. 19). Tužší silikon byl proměřen i na trhačce, z výsledků na trhačce a výsledků naměřených pomocí přístroje vyplývá, že se naměřené hodnoty příliš neliší, proto je možné konstatovat, že přístroj měří přesně.

Naměřené hodnoty na lidské kůži se také blíží naměřeným hodnotám, které byly naměřeny pomocí předchozích metod měření.

## 5 Návrh doporučení pro praxi

Cílem této práce bylo sestrojít funkční vzorek přístroje, avšak během měření jsme objevili několik nedostatků, na kterých by bylo potřeba zapracovat. Toto měření bylo pouze kvalitativní, abychom mohli měření validovat, musí dojít ke konstrukčním změnám. V rámci další práce je nutné odstranit chvění motoru, které způsobuje vibrace na piezopravku, nebo zvolit úplně jiný typ pohonu, který je bez vibrací, nebo vibruje na určité frekvenci, kterou půjde softwarově odmazat. Dále by bylo vhodné zvolit motor, který obsahuje snímač polohy hřídele.

Na snímání síly je potřeba použít snímač síly s větším rozsahem.

Aby bylo možné přístroj používat v praxi, například v nemocnicích, je potřeba vymyslet jinou konstrukci, aby byla menší, lehčí a ergonomická. Přístroj sám působí svojí vahou na materiál a často se kvůli tomu dostává do saturace. Nová konstrukce by mohla být řešena pomocí lineárních posuvných prvků.

## 6 Závěr

Cílem práce bylo sestrojít funkční vzorek přístroje určeného k poměrovému měření elasticity kůže. Proměřením jednotlivých vzorků byla ověřena funkčnost přístroje, který je schopen změřit sílu a posun působící na materiál a následně vše vykreslit do křivky. Naměřené hodnoty se shodovaly s hodnotami v literatuře, tím jsme ověřili, že přístroj měří správně. Tento funkční vzorek ještě není připraven ke klinickému použití, ale po navrhované úpravě by mohl sloužit k použití v klinických výzkumech, při kterých může být považován za spolehlivý zdroj informací.

Během měření jsme zjistili pár nedostatků přístroje a navrhli jsme zpětnou vazbu pro opravu, také jsme poskytli podněty pro další vývoj a vylepšení přístroje.

Při návrhu a konstrukci přístroje, stejně tak, při psaní této práce jsem využila komplexní znalosti z anatomie, fyziologie a patofyziologie, elektroniky a programování, které mi studium bakalářského oboru biomedicínská technika nabídlo.

Práce na konstrukci přístroje a následná práce s ním byla velmi zajímavá, proto bych se k tomu ráda vrátila v rámci dalšího studia.



## Seznam použité literatury

1. POSPÍŠILOVÁ, B., J. ŠRÁM a O. PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře II.: systém kardiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí*. 2. vyd. Liberec: Technická univerzita, 2015. ISBN 978-80-7494-153-5.
2. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 3. vyd. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3
3. SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 4.vyd. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-4271-7.
4. ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
5. ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
6. BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
7. FARAGE, Miranda A. et al. Characteristics of the Aging Skin. *Advances in Wound Care*. 2013, 2(1), 5-10. DOI 10.1089/wound.2011.0356. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3840548/>
8. SHERMAN, V. R., W. YANG a M. A. MEYERS. The materials science of collagen. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015, 52(December), 22-50. DOI 10.1016/j.jmbbm.2015.05.023. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616115001903>
9. JACQUET, Emmanuelle et al. Ultra-light extensometer for the assessment of the mechanical properties of the human skin in vivo. *Skin Research and Technology*. 2017, 23(4), 531-538. DOI 10.1111/srt.12367. Dostupné také z: [https://www.researchgate.net/publication/315704108\\_Ultra-light\\_extensometer\\_for\\_the\\_assessment\\_of\\_the\\_mechanical\\_properties\\_of\\_the\\_human\\_skin\\_in\\_vivo](https://www.researchgate.net/publication/315704108_Ultra-light_extensometer_for_the_assessment_of_the_mechanical_properties_of_the_human_skin_in_vivo)
10. JACQUET, Emmanuelle et al. Intra- and inter-individual variability in the mechanical properties of the human skin from in vivo measurements on 20 volunteers. *Skin Research and Technology*. 2017, 23(4), 491-499. DOI 10.1111/srt.12361. Dostupné také z: [https://www.researchgate.net/publication/315777351\\_Intra-\\_and\\_inter-individual\\_variability\\_in\\_the\\_mechanical\\_properties\\_of\\_the\\_human\\_skin\\_from\\_in\\_vivo\\_measurements\\_on\\_20\\_volunteers](https://www.researchgate.net/publication/315777351_Intra-_and_inter-individual_variability_in_the_mechanical_properties_of_the_human_skin_from_in_vivo_measurements_on_20_volunteers)
11. Cutometer dual MPA 580. KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ COURAGE+KHAZAKA ELECTRONIC. *Courage+Khazaka* [online]. Kolín: Courage+Khazaka, 2018, 2018-04 [Cit. 2018-09-21]. Dostupné také z: <https://www.courage-khazaka.de/index.php/en/all-downloads/downloads-en/file/27-brochcutompa580-e>
12. CORMAC F., A. TABERNER a P. NIELSENA. Measurement of the force-displacement response of in vivo human skin under a rich set of deformations.

- Medical Engineering & Physics*. 2011, **33**(5), 640-619. DOI 10.1016/j.medengphy.2010.12.017. Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453310003140>
13. ČAPEK, L., P. HÁJEK a P. HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
  14. KRUGER, Grant et al. *Skin hardness and elasticity measure device*. 2010. University of Michigan.
  15. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
  16. KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
  17. PAVELKA, Jiří a Jiří JAVŮREK. *Elektrické pohony*. Vyd. 2. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2001. ISBN 80-01-02314-1.
  18. UHLÍŘ, Ivan et al. *Elektrotechnika*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1997. ISBN 80-01-02314-1.
  19. LINDAUER, Vojtěch. *Vývoj ovládacího prostředí pro zařízení určené k měření elasticity kůže*. Liberec, 2019. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.
  20. *Struktura kůže* [online obrázek]. In: *Selavis* [online]. [Cit. 2019-03-01]. Dostupné také z: <https://www.selavis.cz/kuze/>

## Seznam obrázků

Obr. 1 Anatomie kožní soustavy [20].....	14
Obr. 2 Langerovy linie štěpitelnosti kůže [13, s.57].....	20
Obr. 3 Tahové křivky – jednotlivé fáze [13, s.58].....	21
Obr. 4 Cutometer, zařízení pracující na principu sání [11, s.1].....	23
Obr. 5 Ultralehký extenzometr navržený Emanuelem Jacquetem, pohled shora na přístroj [9, s.4].....	26
Obr. 6 Ultralehký extenzometr, pohled na jednotlivé součástky [9, s.6].....	26
Obr. 7 Výsledné křivky z ultralehkého extenzometru [9, s.11].....	28
Obr. 8 Umístění ultralehkého extenzometru během měření [10, s. 5].....	29
Obr. 9 Výsledná křivka (napětí – deformace), měřená na jednom dobrovolníkovi na odlišných anatomických zónách [10, s. 11].....	30
Obr. 10 Ilustrace variability měření na různých dobrovolnících a na různých anatomických oblastech [9, s. 18].....	31
Obr. 11 Konstrukce mikrorobotu (vlevo), aplikace mikrorobotu (vpravo) [12] .....	32
Obr. 12 Anatomické umístění mikrorobotu při měření [12].....	33
Obr. 13 Zařízení pro měření elasticity kůže [14, s.27] .....	34
Obr. 14 Zařízení pro měření tuhosti kůže [14, s.29].....	35
Obr. 15 Zkonstruovaný přístroj (zdroj: autor) .....	37
Obr. 16 Nákres přístroje a jeho principu (zdroj: autor) .....	38
Obr. 17 Fotografie modulu s použitými součástkami (zdroj: autor) .....	39
Obr. 18 První měření – horní graf vykazuje saturaci (Zdroj: autor).....	41
Obr. 19 Výsledná křivka měkkého silikonu (zdroj: autor) .....	44
Obr. 20 Výsledná křivka tuhého silikonu (zdroj: autor).....	44
Obr. 21 Výsledná křivka kůže na předloktí (zdroj: autor).....	45
Obr. G2 Vzorkovací frekvence 30 Hz .....	15

## Seznam grafů

Graf 1 Měření na obvaze proti směru vláken – mírná saturace .....	42
Graf 2 Měření na obvaze – po směru vláken .....	43
Graf 3 Měření kůže - saturace.....	43

## Seznam tabulek

Tab. 1 Naměřené hodnoty napětí při zatěžování piezoprisku .....	41
---	----

## Seznam příloh

Příloha A: CD disk

- CD je přiloženo na zadní straně desek bakalářské práce
- Na CD je bakalářská práce ve formátu PDF, včetně zadání
- Na CD jsou naměřené hodnoty v programu Excel

Příloha B: Měkká silikonová folie

Příloha C: Tuhá folie

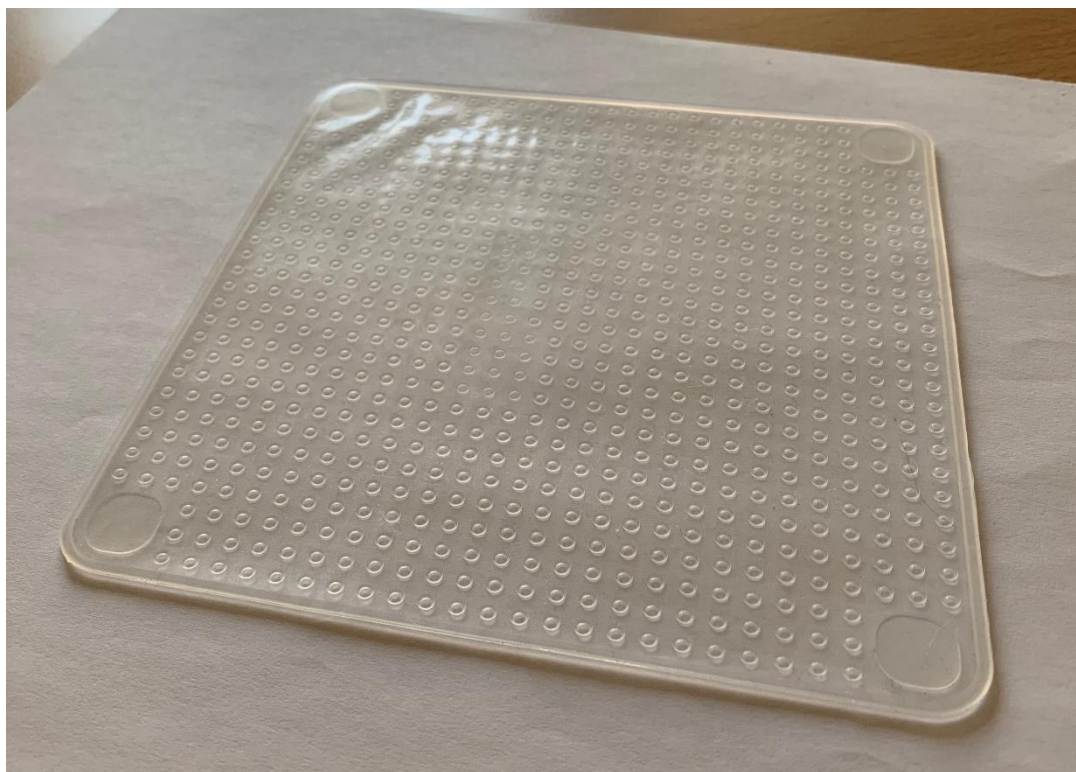
Příloha D: Aplikace přístroje na folii

Příloha E: Schéma obvodu

Příloha F: Křivka s viditelným prokluzem

Příloha G: Křivky s různými vzorkovacími frekvencemi

## **Příloha B: Měkká silikonová folie**



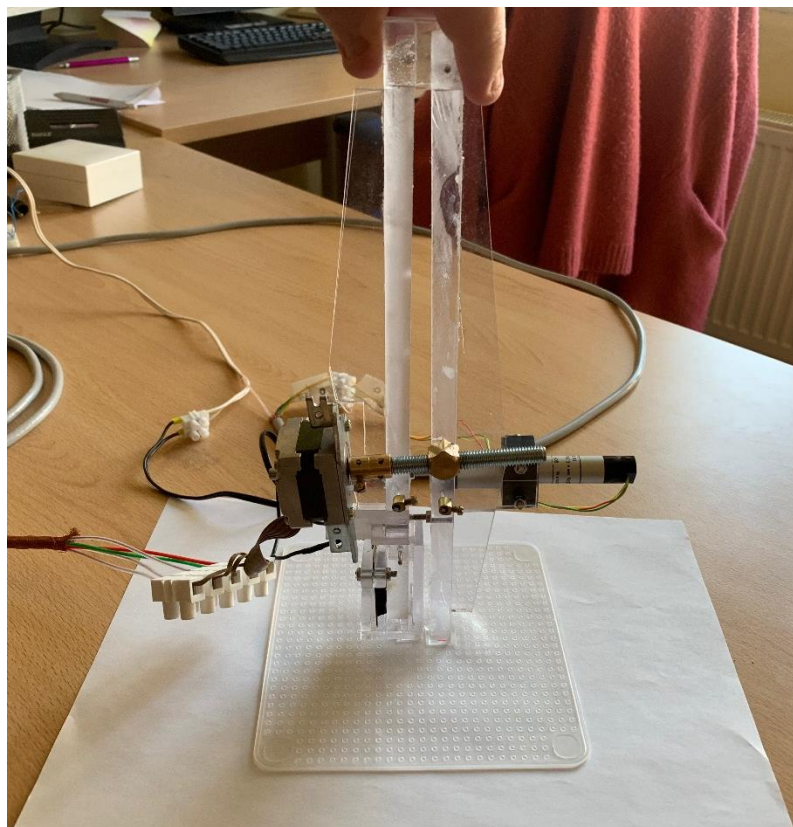
Obr. B1 Měkká silikonová folie (zdroj: autor)

**Příloha C: Tuhá folie**

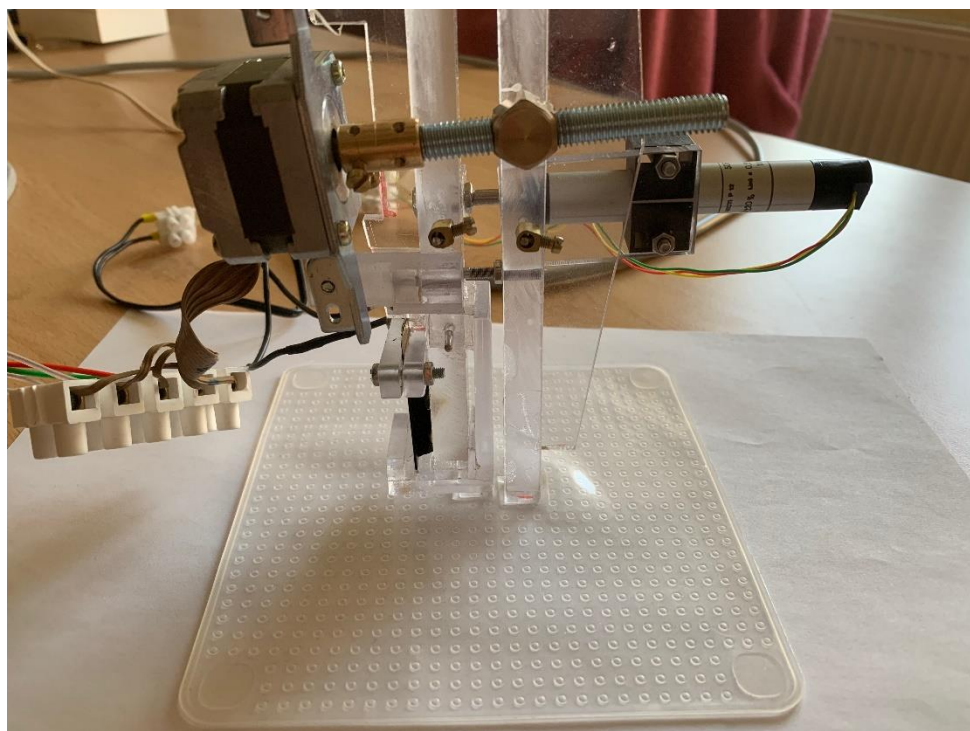


Obr. C1 Tuhá silikonová folie (zdroj: autor)

## Příloha D: Aplikace přístroje na folii

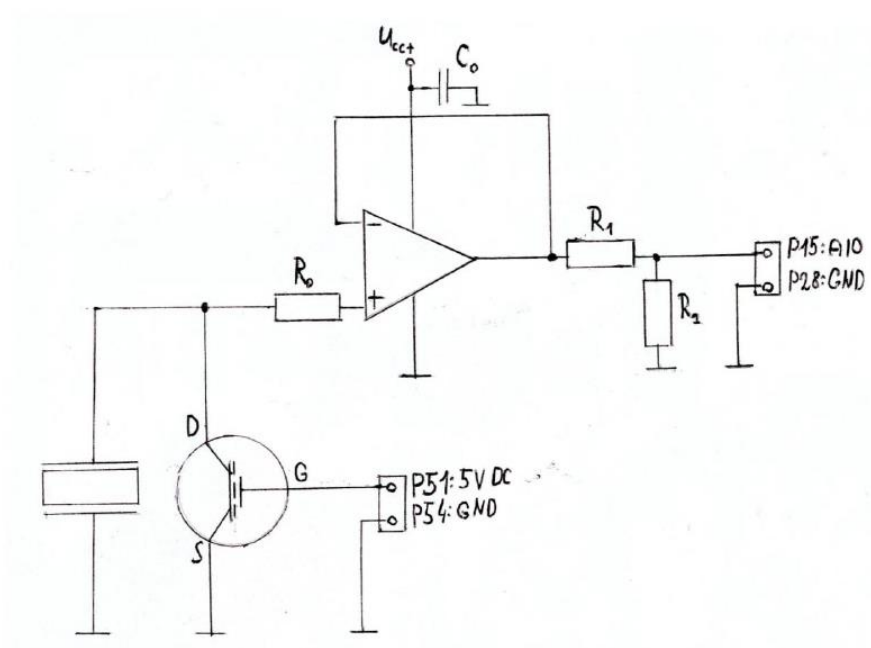


Obr. D1 Aplikace přístroje (zdroj: autor)



Obr. D2 Aplikace přístroje (zdroj: autor)

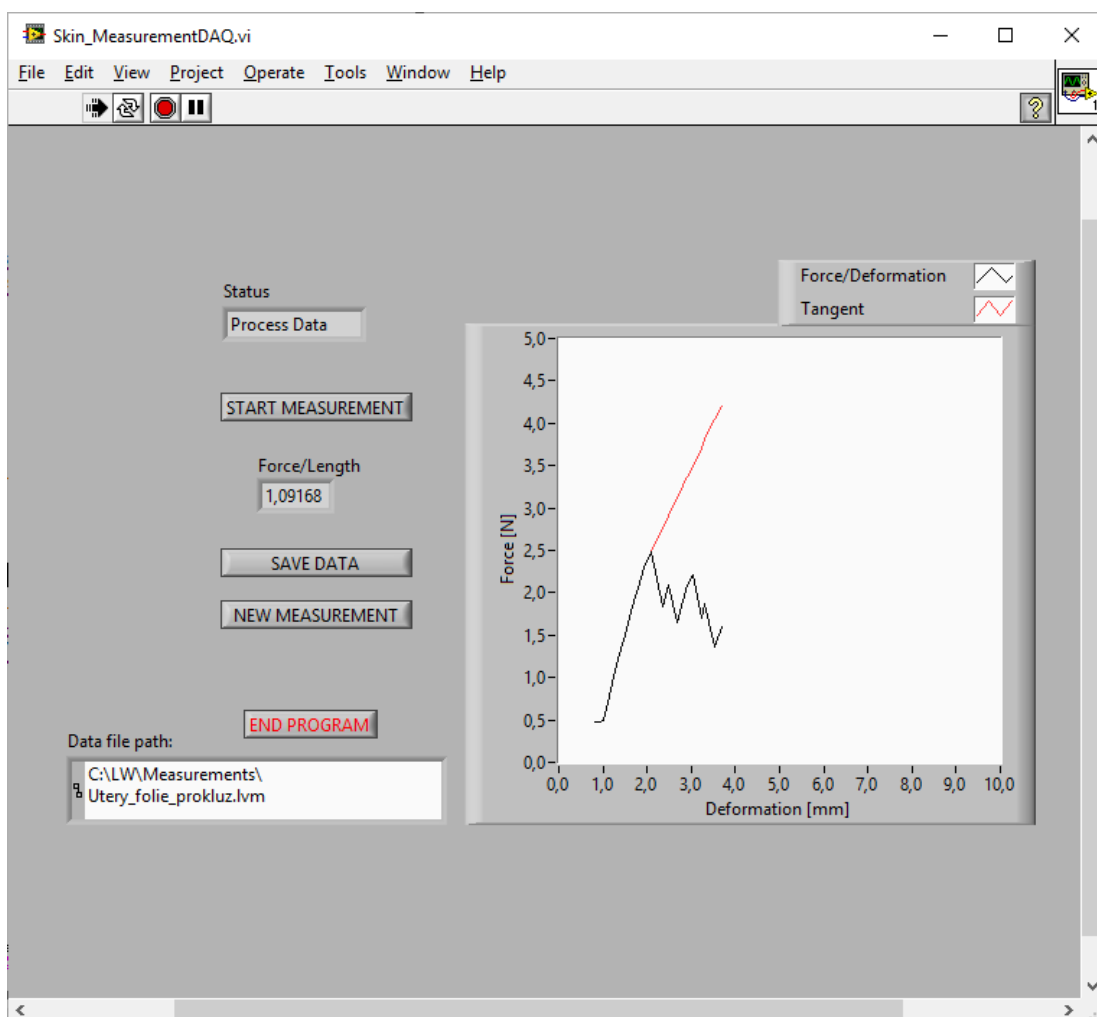
## Příloha E: Schéma obvodu



Obr. E1 Schéma zapojení

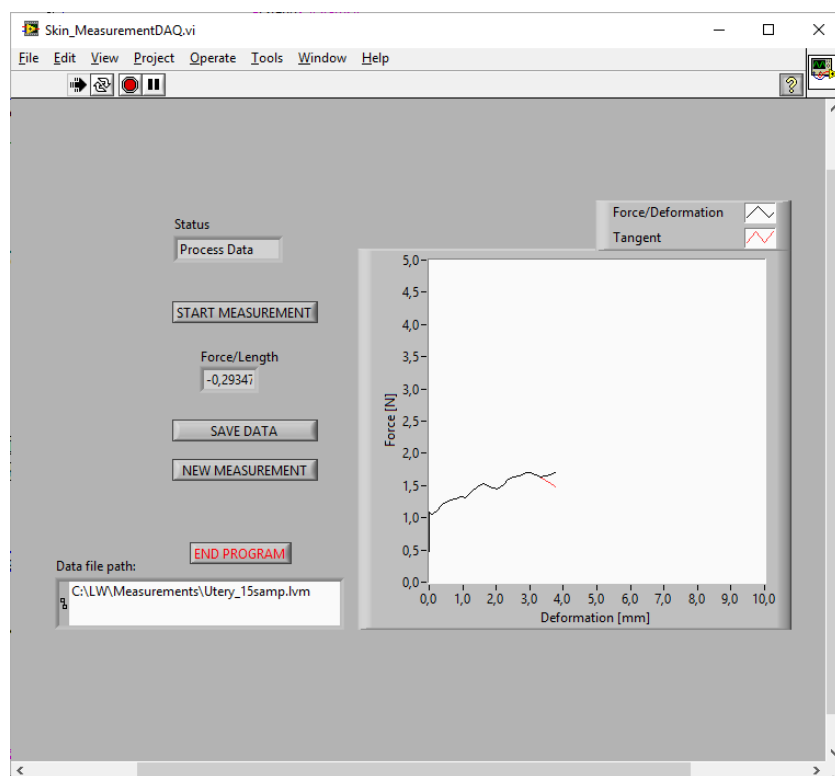


## Příloha F: Křivka s viditelným prokluzem

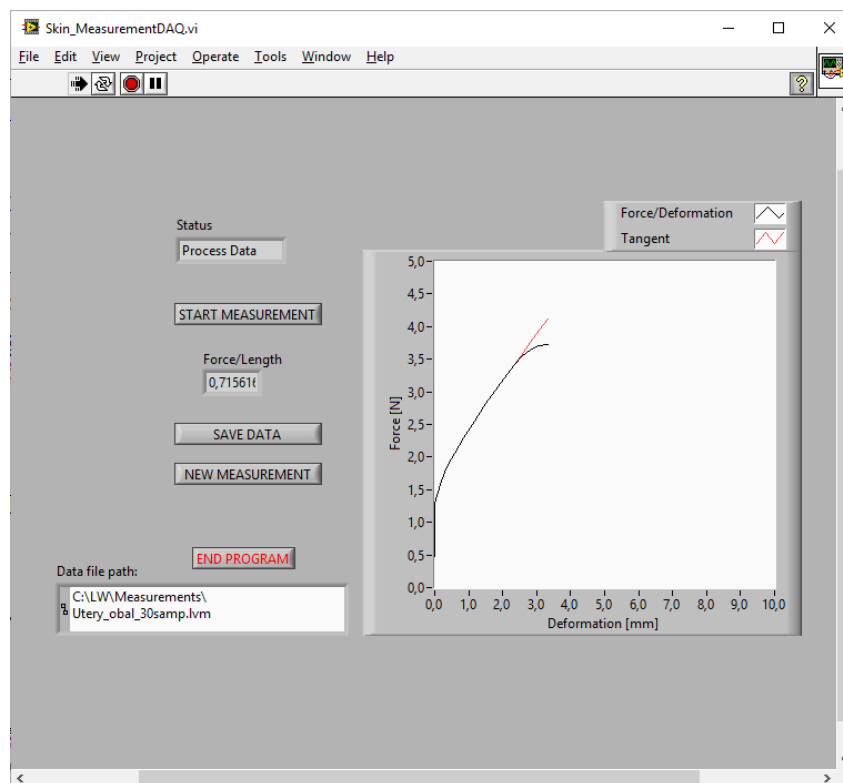


Obr. F1 Křivka s viditelným prokluzem

## Příloha G: Křivky s různými vzorkovacími frekvencemi



Obr. G1 Vzorkovací frekvence 15 Hz



Obr. Vzorkovací frekvence 30 Hz