ČESKÉ
VYSOKÉ
UČENÍ
TECHNICKÉ
V PRAZE

Fakulta strojní

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

Zvyšují „varhánky“ na prstech tření s mokrými povrchy?

Do „water-induced finger wrinkles“ increase friction between skin and wet surfaces?

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2018

JOSEF KOLÁČNÝ

Studijní program: Teoretický základ strojního inženýrství
Studijní obor: bez oboru
Vedoucí práce: Ing. Jakub Kronek, Ph.D.

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Koláčný** Jméno: **Josef** Osobní číslo: **456362**

Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**

Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**

Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**

Studijní obor: **bez oboru**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Zvyšují "varhánky" na prstech tření s mokrými povrchy?

Název bakalářské práce anglicky:

Do "water-induced finger wrinkles" increase friction between skin and wet surfaces?

Pokyny pro vypracování:

1) Vypracujte rešerši na téma, zda existuje vztah relevantních veličin (drsnost kůže, hydratace kůže, součinitel tření, smáčivost, přítlačný síla) a popište fyziologický vznik tohoto dočasného zvrásnění způsobeného vodou.
2) Proveďte sérii třecích experimentů za pomoci dvouosého silového snímače k vyhodnocení součinitele tření mezi bříšky prstů a deskami z několika zvolených přírodních materiálů za různých podmínek a s různým stupněm zvrásnění kůže. Součástí práce je i samotná příprava třecího experimentu, tzn. navržení desek, jejich uchycení k silovému snímači, atd.
3) Navrhněte způsob, jak ohodnotit/změřit stupeň zvrásnění kůže a toto měření proveďte vždy těsně po třecím experimentu.
4) V závěru své BP srovnejte data z provedených experimentů a pokuste se potvrdit / zamítnout teorii o vodou způsobeném zvrásnění a zvýšeném tření s mokrými povrchy.

Seznam doporučené literatury:

Derler, S. & Gerhardt, L.-C. (2012), 'Tribology of Skin: Review and Analysis of Experimental Results for the Friction Coefficient of Human Skin', Tribology Letters 45(1), 1--27.
Kareklas, K., Nettle, D., & Smulders, T. V. (2013). Water-induced finger wrinkles improve handling of wet objects. Biology Letters, 9(2), 20120999. http://doi.org/10.1098/rsbl.2012.0999

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Jakub Kronek, Ph.D., ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **21.04.2018** Termín odevzdání bakalářské práce: **17.08.2018**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

Ing. Jakub Kronek, Ph.D.	prof. Ing. Milan Růžička, CSc.	prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis vedoucí(ho) práce	podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry	podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

30. 4. 2018	Koláčný
Datum převzetí zadání	Podpis studenta

© ČVUT v Praze, Design: ČVUT v Praze, VIC

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem: „Zvyšují 'varhánky' na prstech tření s mokrými povrchy?“ vypracoval samostatně pod vedením Ing. Jakuba Kronka Ph. D. a s použitím literatury uvedené na konci mé bakalářské práce v seznamu použité literatury.

V Praze ....

Jméno Příjmení

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych velmi rád poděkoval svému vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Jakubu Kronkovi Ph. D. za odborný dohled, konzultace, vedení a čas, který mi věnoval, a které mi značně pomohly k vypracování této bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval Ing. Karlu Doubravovi Ph. D, Ing. Petru Benešovi Ph. D. a Ing. Janu Zavřelovi PH. D., za pomoc při hledání řešení chybějícího silového snímače pro experiment. Dále děkuji všem blízkým, rodině a příbuzným, kteří mi byli velkou oporou.

ANOTAČNÍ LIST

Jméno autora:	Josef Koláčný	
Název BP:	Zvyšují „varhánky“ na prstech tření s mokrými povrchy?	
Anglický název:	Do „water-induced finger wrinkles“ increase friction between skin and wet surfaces?	
Rok:	2018	
Studijní program:	Teoretický základ strojního inženýrství	
Obor studia:	Bez oboru	
Ústav:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky	
Vedoucí BP:	Ing. Jakub Kronek, Ph.D.	
Bibliografické údaje:	Počet stran:	82
	Počet obrázků:	24
	Počet tabulek:	7
	Počet příloh:	3

Klíčová slova: AD převodník HX 711, analýza povrchu kůže, Arduino, hmotnostní senzor, koeficient tření, Mountains map, optická konfokální sonda, otisk prstu, silový snímač, souřadnicový stroj, tenzometr, tribologie kůže, varhánky, tření, výroba dvouosého silového snímače,

Keywords: AD module HX 711, analysis of skin surface, Arduino, load cell, coefficient of friction, Mountains map, optical confocal probe, finger print, power sensor, coordinate machine, strain gauge, tribology of skin, friction, water-induced finger wrinkles, making of a two-axis force sensor,

Anotace: Bakalářská práce se zabývá tribologií lidské kůže a jevem tzv. varhánků. Práce obsahuje popis třecího experimentu, jeho vyhodnocení a diskuzi závěrů z těchto experimentálních dat, které mají za úkol potvrdit či vyvrátit tezi o zvýšení koeficientu tření v mokrém prostředí v důsledku vodou vyvolaném zvrásnění kůže. Dále je zde ukázán způsob snímání otisků prstu a jeho zpracování.

Annotation: The bachelor thesis deals with the tribology of human skin and the phenomenon of the water-induced finger wrinkles. Thesis contains a description of friction experiment, evaluations and experimental data conclusions discussion. Thesis furthermore contains an attempt to verify or refute the theory of increasing the friction coefficient in a wet environment due to water-induced wrinkling of the skin. In addition, there is shown a method for sensing fingerprints and processing them.

OBSAH

Zadání ..... **Chyba! Záložka není definována.**
Prohlášení 3
Poděkování 4
Anotační list 5
Obsah 7
Seznam zkratek a označení 9
Abstrakt 10
Abstract 10
1 Úvod 11
2 Teoretická část 12
2.1 Tribologie kolem nás 12
2.2 Popis anatomie kůže 14
2.2.1 Pokožka 15
2.2.2 Škára 15
2.2.3 Podkožní vazivo 15
2.2.4 Přídatné kožní orgány 16
2.3 Základní modely tření 16
2.3.1 Amontonsovy vzorce 16
2.3.2 Součinitelé tření materiál – kůže 17
2.3.3 Model adhezního tření 18
2.4 Mechanické vlastnosti lidské kůže 21
2.5 Ovlivnění tření hydratací pokožky 22
2.5.1 Vztahy mezi vlhkostí pokožky a třením 22
2.5.2 Fyzikální mechanismy při tření mírně vlhké kůže 23
2.5.3 Fyzikální mechanizmy tření mokré kůže 23
2.5.4 Měření hydratace – přístroje 24
2.6 Ovlivnění KT fyzikálními vlastnostmi kontaktních ploch 25
2.6.1 Efekt drsnosti protikusu na KT 25
2.6.2 Vliv drsnosti kůže na KT 25
2.6.3 Vliv hydrofility/hydrofobity 26
2.7 Účinky povrchového mazu na tření 26
2.8 Další pohledy na tření kůže 27

2.8.1 Tření kůže a vnímané pohodlí ... 27
2.8.2 Tvrdý a měkký kontakt při tření ... 29
2.9 Varhánky ... 30
2.9.1 Experiment: „varhánky zlepšují manipulaci“ ... 31
2.9.2 Protipokus: varhánky nezlepšují manipulaci ... 33
2.10 Uchování 3D obtisku prstu ... 35
2.11 Čtečka otisku prstů – lze využít pro sejmutí otisku? ... 36
3 Praktická část ... 37
3.1 Výroba dvouosého silového snímače ... 37
3.1.1 Cesta k výrobě senzoru ... 37
3.1.2 Elektronická část ... 40
3.1.3 Mechanická část ... 41
3.1.4 Vytvoření programu ve vývojovém prostředí Arduino ... 44
3.2 Experiment ... 45
3.2.1 Popis experimentu ... 45
3.2.2 Vyhodnocování třecího experimentu ... 48
3.2.3 Skenování otisků prstu ... 53
3.2.4 Ohodnocení drsnosti ... 54
4 Závěr ... 64
Diskuze ... 65
Seznam použitých zdrojů: ... 67
Seznam obrázků ... 74
Seznam tabulek ... 74
Seznam grafů ... 74
Seznam příloh ... 75
Přílohy ... 76

SEZNAM ZKRATEK A OZNAČENÍ

AD převodník – převodník z analogového signálu na digitální signál

BP – bakalářská práce

CF – proměnná calibration factor v programu Arduino

cyklus – jedno přetažení prstu při experimentu

FN – normálová síla

KT…koeficient smykového tření

mokré tření – tření dvou ploch za přítomnosti kapaliny (v praktické části BP: kapalina = voda)

PPND – počet period načítání dat

protikus… plocha, se kterou je kůže při tření v kontaktu

suché tření – tření dvou ploch bez přítomnosti kapalin (v praktické části BP: kapalina = voda)

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce v teoretické části vychází zejména z článků [1], [2] a pokusů [3], [4]. V praktické části byly provedeny třecí experimenty kůže palce horní končetiny s varhánky a bez varhánků v mokrém a suchém prostředí. Výrazné zvýšení koeficientu tření (KT) při tření v mokrém prostředí s varhánky na prstu vůči případu prstu bez varhánků nebylo zjištěno. V tomto případě je KT stejný, nebo mírně nižší. Dále bylo zjištěno výrazné snížení KT při suchém tření u prstu s varhánky vůči případu prstu bez varhánků, které je dobře průkazné při tření kůže o dřevěný hranol. Prst, se kterým byl prováděn experiment, byl otisknut, otisk nasnímán a zpracován.

ABSTRACT

This bachelor's thesis is based mainly on the articles [1], [2] and the attempts [3], [4]. In the practical part, friction experiments were performed with the skin of the upper limbs with water-induced wrinkles and without water-induced wrinkles in a wet and dry environment. Significant increase in friction coefficient (KT) for friction in a wet environment with water-induced wrinkles was not detected. In this case, KT appears to be the same or slightly lower than th e KT in the same experiment with the fingers without water-induced wrinkles. In addition, there is a significant decrease in KT of dry friction with wrinkled finger against KT of finger without water-induced wrinkles, which is evident in the case of a skin on a wooden surface. The finger with which the experiment was performed was imprint, the fingerprint was scanned and processed.

1 Úvod

Práce se zabývá tribologií lidské kůže a jevem tzv. varhánků (zvrásnění kůže prstů způsobené dlouhým pobytem ve vodě). S třením lidské kůže se člověk setkává během svého života neustále. Povrch jeho kůže je v kontaktu s nepřeberným množstvím materiálů za různých podmínek, které mohou velmi ovlivňovat tření a pocity, které člověk vnímá.

V této práci budou shrnuta základní vědecká zjištění a teorie. V současnosti je možné na českých internetových zdrojích nalézt pouze velmi omezené množství prací, které se zabývají tribologií kůže, avšak ve světě existuje řada vědeckých teamů, které toto téma intenzivně zkoumají a v anglickém jazyce hojně publikují. I z tohoto důvodu může být tato práce přínosem jako zdroj základních informací o dané problematice v českém jazyce.

Jev tzv. varhánků se v jeho obecnosti může zpočátku zdát, že spadá spíše do kategorie nepřekvapivých vědeckých zjištění, která přece každý, kdo zůstane delší dobu ve vaně, dobře zná. Pokud se však člověk zamyslí nad důvodem, proč něco takového lidské tělo vlastně dělá, zjistí naopak, že varhánky jsou spíše záhadou. Vědecký team z Anglie přišel se zajímavým experimentem [50]. Z jeho vyhodnocení plyne, že varhánky zlepšují manipulaci s předměty ve vlhkém prostředí a tedy „pasují“ varhánky do role vývojové výhody.

Z této skutečnosti vznikla myšlenka ověřit jeden z hlavních důvodů, které by popsané vědecké zjištění vysvětlovaly. Touto „tezí“ je možné zvýšení koeficientu tření povrchu lidské kůže vůči předmětům v mokrém prostředí po vytvoření varhánků.

Cílem práce je vypracování rešerše o vztazích mezi relevantními veličinami (drsnost kůže, hydratace, součinitel tření,…) a o fyziologickém vzniku varhánků. Dalším cílem je pokusit se ověřit zmíněnou „tezi“. K ověření „teze“ bude použit dvouosý silový snímač a budou provedeny série třecích experimentů. Pro určité ohodnocení stupně zvrásnění bude využit 3D souřadnicový stroj.

2 Teoretická část

2.1 Tribologie kolem nás [6]

Tribologie je věda zabývající se procesy tření, mazání a opotřebení. Tribologie je často spojována spíše s průmyslovým posuzováním opotřebení součástí, například z pohledu hodnocení kvality mazacího systému [5], avšak tření lidské kůže člověka provází celým životem a je to jeden z nejčastějších třecích povrchů vůbec. Mnoho výrobců si uvědomilo důležitost předvídání tření a vnímání pohodlí či nepohodlí pro lidskou kůži a vytváří tak nový trend vývoje materiálů, které splňují tribologické požadavky pro danou aplikaci. Velmi hodně tribologických studií je zaměřeno na využití v lékařské vědě a sportovních aplikacích zejména v oblasti oblečení. Špičkovou aplikací jsou pokusy o zhotovení umělé kůže, která se svým chováním bude podobat skutečné lidské kůži a bude jí možno využít například pro výrobu obratné robotické ruční protézy.

Aby byla zřejmá důležitost tribologie kůže, bude uvedeno několik případů z praxe.

Případ 1 - tření v koupelně. Zde je důležité, že mimo designové a další požadavky existuje požadavek na co největší tření chodidel vůči podlaze, aby bylo minimalizováno nebezpečí možného uklouznutí. Tento požadavek musí být splněn za sucha, ale i za mokra. Zajímavé je, že člověk v případě nebezpečí uklouznutí stlačí chodidlo k podlaze [6], aby zvýšil plochu kontaktu, a tím pudově optimalizuje provozní podmínky. V prostředí koupelny si mnozí vybaví proces mokrého holení, při kterém se volí specifický tlak, vhodná rychlost kluzného pohybu a pro přizpůsobení povrchové vrstvy se používá holicí krém či pěna.

Případ 2 – dotyková obrazovka. Dotyková obrazovka je součástí většiny současných mobilních telefonů, tabletů, navigací a poměrně často ji lze nalézt i u notebooků. Zde je tření mezi obrazovkou a prsty zřejmé na první pohled. Výrobce musí počítat s rozdílností tribologických vlastností systému kůže-obrazovka pro celé spektrum zákazníků (drsnost kůže, hydratace, mazání – pot,…). Je třeba zaručit dostatečnou kontrolu uživatele nad ovládáním, ale zároveň chceme dosáhnout co nejvyššího komfortu. Často se používají různé olejofobní povlaky [7] – pro úpravu třecích vlastností a zároveň pro snadnější čištění.

Případ 3 – oblečení, zejména sportovní. V oblasti vývoje obuvi a sportovního oblečení je třeba mimo funkční požadavky splnit i vysoké nároky na pohodlí a tření mezi kůží a oblečením je potřeba ve většině případů minimalizovat. Toto opět platí pro suché, ale i mokré povrchy (pot,…)

Případů, kdy se lze setkat s třením lidské pokožky, je nepřeberné množství, stačí se rozhlédnout kolem sebe. Významným směrem uplatnění tribologických znalostí je i v dermatologii – nejčastěji v kosmetických přípravcích péče o pokožku.

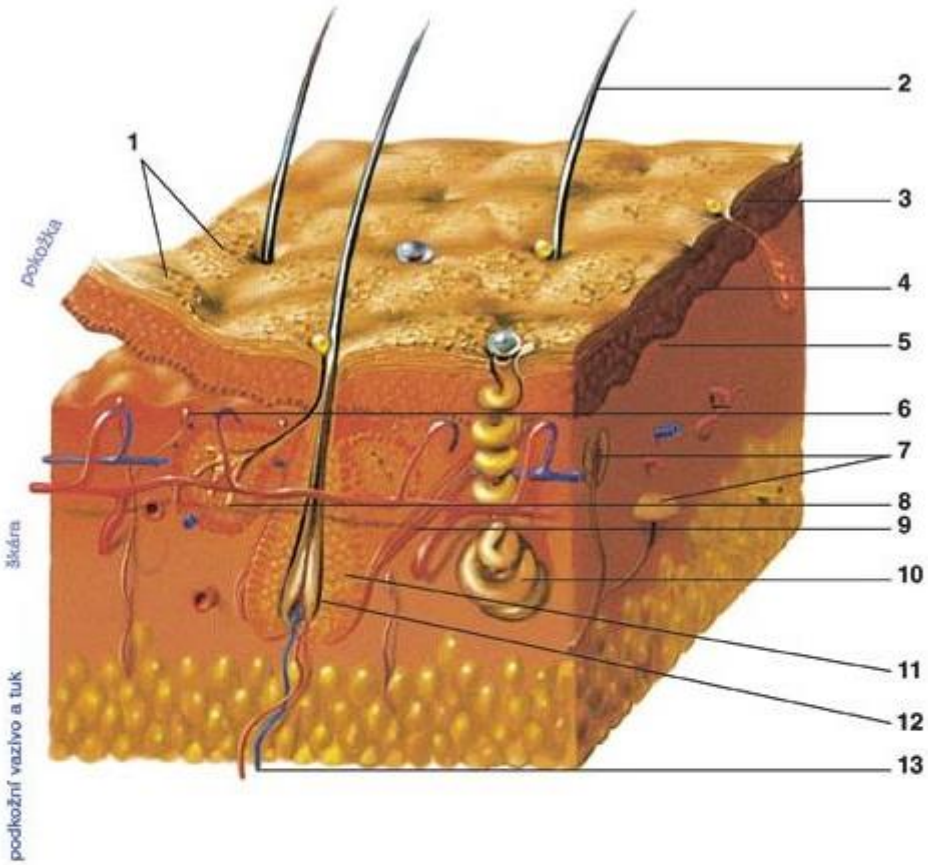
Sám člověk svým chováním může výrazně ovlivnit tření kolem sebe vhodnou optimalizací provozních podmínek. Výrobci se snaží tření lidské kůže také ovlivňovat, a to vícero způsoby, například volbou vhodného materiálu, drsností povrchu či aplikováním různých vrstev a nátěrů. Pro všechny tyto případy je však nutné či výhodné znát dané tribologické chování.

Tribologie lidské kůže je předmětem intenzivního výzkumu posledních let. Pro výzkum třecích vlastností pokožky stačí měnit vstupní proměnné (kluzná rychlost, tlak, materiál, drsnost, hydrataci kůže) a pozorovat změny výstupních proměnných (tření a opotřebení).

Velikost KT závisí mimo jiné na materiálu, přesněji materiálové dvojici. Jedním z dvojice třecích materiálů v této práci bude lidská kůže, proto bude pro lepší pochopení souvislostí popsána v následující kapitole.

2.2 Popis anatomie kůže [8,9,10]

Pro lepší představu komplexnosti povrchu a stavby kůže následuje stručný popis anatomie tohoto největšího plošného orgánu lidského těla. Kůže dospělého člověka má hmotnost přibližně 4,5 kg a její plocha je asi 1,5 až 1,8m^2. Stavebně se kůže skládá ze tří částí: pokožky, škáry a podkožního vaziva. V kůži se nalézají také tzv. přídatné kožní orgány. Na obrázek 1 si lze prohlédnout schematicky znázorněnou stavbu kůže a poté následuje slovní popis.



1. Keratinizované šupiny odlupující se z povrchu kůže
   Karneocyty
2. Vlasy, chlupy
   Capilli, pili
3. Rohová vrstva pokožky
   Stratum corneum
4. Zárodečná vrstva pokožky
   Stratum germinativum
5. Pigmentová vrstva v kaudální části zárodečné vrstvy pokožky
   Stratum pigmentosum
6. Volná nervová zakončení – receptory pro bolest
   Terminationes nervorum
7. Tělíska kožní citlivosti
   Mechanoreceptory
8. Mazová žláza
   Glandula sebacea
9. Hladký sval – napřimovač chlupů
   m. arrector pili
10. Potní žláza
    Glandula sudorifera
11. Pochva vlasu
    Vagina capilli
12. Vlasová cibulka
    Bulbus capilli
13. Cévy

obrázek 1: Řez lidskou kůží [11]

2.2.1 Pokožka

Pokožka (epidermis) je nejsvrchnější bezcévnatá vrstva kůže vyživovaná ze škáry, skládající se z mnohovrstevného dlaždicového epitelu, kde na nejsvrchnější části nalezneme zrohovatělé odumřelé buňky, které se po čase odlupují a jsou nahrazovány buňkami z hlubších vrstev. Tyto buňky obsahují kožní pigment melanin, chránící před UV zářením a bílkovinu kreatin, díky které je pokožka téměř vodonepropustná.

2.2.2 Škára

Pod pokožkou se nachází škára (dermis, corium), která tvoří pevnou a pružnou vazivovou oporu. Skládá se z vazivových buněk a elastických vláken a proti pokožce vysílá výběžky tzv. papily, ve kterých nalezneme krevní kapilární sítě a nervová zakončení. Mezi nejdůležitější nervová zakončení patří hmatová (Meissenoerova) tělíska, receptory chladu Krausneho tělíska či receptory tepla Ruffiniho tělíska. V některých místech pokožky se vyskytují protáhlé valy. Tyto valy jsou výrazné například na bříškách prstů. Tyto kresby se nazývají kožní lišty a zajímavé je, že každý člověk ji má jinou a během života je neměnná. Další zajímavou věcí je to, že elastická vlákna škáry jsou orientována do určitých směrů, které zpravidla odpovídají směru mechanického zatížení kůže. Ve škáře se vyskytují také krevní a mízní cévy a kožní žlázy.

Mazové žlázy se nacházejí v blízkosti vlasů nebo chlupů a nenalezneme je na dlani či plosce nohou. Většinou jich je na jeden chlup několik a na 1 cm^2 jich lze nalézt 100 až 900. Vyměšují kožní maz skládající se z tukových látek bílkovin solí a dalších látek, jako jsou např. feromony. Vytvoří se jej 1-2 gramy denně a hlavním úkolem je ochrana kůže před vysycháním.

Ve škáře dospělého člověka se nachází přibližně 2 miliony potních žláz. Potní žlázy se dělí na ekrinní a apokrinní. Ekrinní žlázy jsou přítomny na povrchu téměř celého těla. Nejvíce jich je na čele, dlaních a v podpaždí. Nevyskytují se na okraji rtů. Vyměšovaný pot obsahuje 99% vody, 0,6% NaCl a další organické látky jako močovina, mastné kyseliny či aminokyseliny. Množství potu je silně závislé na tělesné teplotě a fyzické či emoční námaze, při velkých vypětích vznikne i několik litrů za 24 hodin. Hlavní funkcí potu je termoregulace.

Apokrinní žlázy jsou větší než ekrinní a produkují sekret o specifickém aroma. Nachází se zejména v oblasti zevního zvukovodu, předsíni dutiny nosní, análního otvoru a v okraji víček. Hlavní funkcí je pravděpodobně doplnění sociální komunikace, např. při vyhledávání partnera.

2.2.3 Podkožní vazivo

Pod škárou se nachází podkožní vazivo (hypodermis), což je vrstva řídkého vaziva. Ve vazivových buňkách se nachází velké množství tuků a vitamínů rozpustných v tucích. Na některých částech těla jako například krk či na čele umožňuje značnou pohyblivost kůže.

2.2.4 Přídatné kožní orgány

Mezi přídatné kožní orgány patří deriváty kůže jako například vlasy či nehty. Vlas se skládá z vnitřní dřeně a povrchové kůry, která je tvořena zrohovatělými buňkami. Na povrchu vlasu je vylučován sekret mazových žláz, který má za úkol snižovat jejich lámavost a také velmi ovlivňuje velikost tření. Chlupy rozlišujeme na primární, sekundární a terciální. Primární pokrývá tělo plodu, mezi sekundární patří vlasy, řasy, obočí a drobné chloupky na těle. Terciální ochlupení má člověk od puberty a patří mezi ně například chlupy v podpaždí či vousy.

Nehty vyrůstající z nehtových lůžek v epidermis a skládají se ze zrohovatělých buněk. Jejich hlavním úkolem je mechanická ochrana konců prstů a slouží také jako opora hmatových polštářků, čímž zlepšují jejich hmatovou schopnost.

2.3 Základní modely tření

2.3.1 Amontonsovy vzorce [2,12]

Mezi nejjednodušší a nejznámější vztahy patří empirické Amontonsovy vztahy:

$$F_t = KT \cdot F_n \tag{1}$$

V tomto vztahu je třecí síla F_t přímo úměrná velikosti normálové síly F_n a koeficientu smykového tření KT, který je pro dané dva kontaktní povrchy konstantní. Dále je vysloven předpoklad, že nezáleží na velikosti kontaktních ploch. Tento zjednodušený model se běžně používá k výpočtům třecích sil suchých (nemazaných) pevných povrchů, které se po sobě smýkají. Pokud jsou však vůči sobě tyto povrchy v klidu, je nutné nahradit koeficient smykového tření součinitelem klidového tření KT_0:

$$F_t = KT_0 \cdot F_n \tag{2}$$

Obecně je součinitel klidového tření vyšší než koeficient smykového tření.

Jev, v němž si můžeme rozdílných velikostí součinitelů KT a KT_0 povšimnout, se nazývá stick - slip efekt, tj. pokud působíme posouvající silou na pružný prvek, dochází k jeho postupnému vychylování do té doby, až do překonání klidové třecí síly. V tu dobu se dané pružné těleso „utrhne“ a začne se pohybovat směrem k poloze s nižší potencionální energií až do chvíle, kdy je potenciálová energie vyčerpána. Zde opět začne působit klidová třecí síla a jev se cyklicky opakuje. Tohoto chování si můžeme povšimnout při pohybu pístů s těsněním ve válcích, zejména za nižších tlaků, ale i při hraní na housle či vrzání pantů.

2.3.2 Součinitelé tření materiál – kůže [2]

Předchozí jednoduché vzorce lze s dobrou přesností použít na relativně velké množství materiálů. Bohužel je nelze použít pro tření lidské kůže. Pokud by byly vyneseny koeficienty tření kůže jako funkce kontaktního tlaku, většina hodnot se rozptyluje v širokém rozmezí. Pro tření statické $KT_0 \in (0{,}07; 5)$ a pro dynamické tření $KT \in (0{,}1; 3{,}5)$. Pro ilustraci jsou v níže uvedených tabulkách citovány některé experimentálně určované KT vybrané z [2] - tabulka 1 a tabulka 2.

část na lidském těle	povrch	souč. tření	poznámky	citace
Chodidlo	PE	0,6 až 1,3	0,03 až 10 N normálové zatížení	[13]
Ruka – hřbetní část		0,43		
Prst	lakovaný AL	0,54	mokrý	[14]
		0,11	olej	
		0,29	suchý	

tabulka 1: Koeficienty statického tření

část na lidském těle	povrch	souč. tření	poznámky	citace
předloktí	rubín	0,7		[15]
Prst	PC	2,22	1 N normálové zatížení	[16]
		0,85	20 N normálové zatížení	
		0,61 až 1,21	pot	
		0,11 až 0,30	glycerol	
		0,09 až 0,28	parafinový olej	
		0,10 až 0,72	sádlo	
	PTFE	0,2		[13]
	vlna	0,27 až 0,71; 0,4		[17] [13]
	papír	0,6		[18]
tkáň jizvy	PE	0,8	0, 1N normálové zatížení	[19,20]
		0,6	0,7 N normálové zatížení	
zdravá kůže		0,72	0,1 N normálové zatížení	
		0,47	0,7N normálové zatížení	
		0,17	8,0 N normálové zatížení	

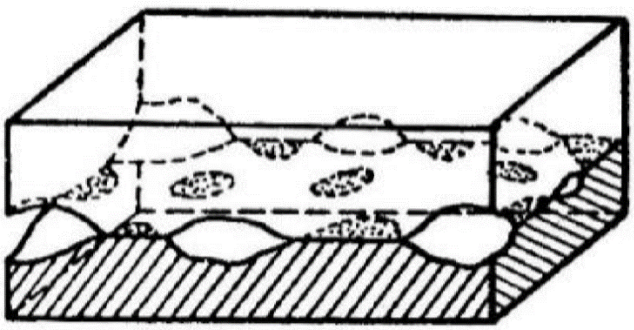
tabulka 2: Koeficienty dynamického tření

Z předchozích tabulek (1,2) plyne, že součinitel tření kůže závisí i na dalších proměnných, které Amontonsův model neuvažuje a třecí síla není lineárně závislá na normálové síle. Toto se vysvětluje modelem adhezního tření, který bude popsán dále. V tomto modelu se rozlišuje případ suché kůže, kde pro tlakově nezávislé koeficienty tření vyšší než 0,2 a typicky kolem 0,5 jsou vlastnosti tření srovnatelné se suchým třením pevných látek. Další případ je tření vlhké nebo mokré kůže, kde se setkáme s výrazně vyššími koeficienty tření (větší než 1). Tyto koeficienty rychle vzrůstají se snižujícím se kontaktním tlakem.

2.3.3 Model adhezního tření

V tomto modelu třecí síla vzniká ze součtu deformačních sil, které deformují povrchy třecích ploch a sil potřebných k překonání adhezní (přilnavé) síly mezi povrchem kůže a povrchem materiálu. Jelikož je obecné viskoelastické chování kůže velmi složité, pokusili se vědci případ tření zjednodušit. Zjednodušení dle van Kuilenburga [21] spočívá v tom, že nechal laserem vytvořit na třecí pole (*x,y*) pravidelný vzor se stejně vysokými vrcholky o daném poloměru R_{summit} a vzdálenosti λ od sebe ve směru *x* i *y*. V tomto modelu vychází třecí síla přímo úměrná skutečné velikosti plochy kontaktu $A_{real,summit}$ (viz obrázek 2) a platí:

$$F_{t,adh} = \tau \cdot A_{real,summit}, \tag{3}$$



obrázek 2: Skutečná velikost třecích ploch [22]

kde τ je interfaciální smyková síla. Její velikost záleží na vlastnostech předmětu a vlastnostech kůže, jako jsou hydratace, obsah mazu, množství potu, či zda bylo aplikováno ošetření kůže (krémy, kondicionéry, případně výskyt a hustota chlupů.

Vzorec pro deformační složku třecí síly dle [22] je

$$F_{t,adh} = \frac{3}{16}\beta\frac{\alpha}{R}F_n\,, \tag{4}$$

kde β je bezrozměrný visko-elastický ztrátový součinitel, α poloměr kontaktní oblasti a R je poloměr jednotlivých vrcholků nerovností na povrchu textury.

Pro výpočet poloměru kontaktní oblasti použijeme Hertzovu teorii a budeme tento poloměr dále značit α_H.

$$\alpha_H = \left[\frac{3RF_n}{4E^*}\right]^{1/3}, \tag{5}$$

kde E^* je redukovaný modul pružnosti daný vztahem

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \upsilon_{kůže}{}^2}{E_{kůže}} + \frac{1 - \upsilon_{tř.\ pl.}{}^2}{E_{tř.\ pl.}}, \tag{6}$$

Kde E reprezentuje Youngovy moduly pružnosti a υ jsou Poissonova čísla kontaktních ploch. Tyto koeficienty nejsou materiálovými vlastnostmi, ale systémovými vlastnostmi, tj. tyto hodnoty závisí například na indentační hloubce či na poloměru indentoru [23]. Kvůli tomu je nutné, pro měření těchto koeficientů, použít indentor za obdobných podmínek, jako v budoucím experimentu. Těmito podmínkami jsou hlavně srovnatelné velikosti sil a stejně velký indentor, jako je hloubka nerovností δ_H.

Platí:

$$\delta_H = \left[\frac{9F_n{}^2}{16RE^{*2}}\right]^{1/3} \tag{7}$$

Hertzův model nepočítá s adhezí. Podle [21] lze Hertzův model vylepšit přidáním adheze k Hertzovu kontaktu. Normálová síla F_N je zde nahrazena efektivní normálovou silovou $F_{ef,summit}$.

$$F_{ef,summit} = F_n + 2F_{adh} + 2\sqrt{F_{adh}(F_n + F_{adh})} \tag{8}$$

Přičemž adhezní sílu F_{adh} získáme jako

$$F_{adh} = \frac{3}{2}\pi R W_{12} \tag{9}$$

kde W_{12} značí práci adhezních sil.

Z rovnic (4) až (9) lze získat skutečnou plochu kontaktu A_{real}

$$A_{real} = \pi\left(\frac{3}{4E^*}\right)^{2/3}\left(\frac{R}{\lambda}\right)^{2/3}\left(\frac{E_{ef}}{A_0}\right)^{2/3} A_0, \tag{10}$$

kde A_0 je nominální kontaktní plocha.

Dále platí vztah popisující poměr poloměru jednotlivých vrcholků, které jsou v kontaktu s kůží $a_{summit-skin}$ a poloměru jednotlivých vrcholků povrchu *R.*

$$\frac{a_{summit-skin}}{R} = \left(\frac{3}{4E^*}\right)^{1/3} \left(\frac{\lambda}{R}\right)^{2/3} \left(\frac{E_{ef}}{A_0}\right)^{1/3}, \tag{10}$$

Vztahy (10) a (11) mohou být použity pro predikci tření kůže, jak je vidět v práci Van Kuilenburga [21]

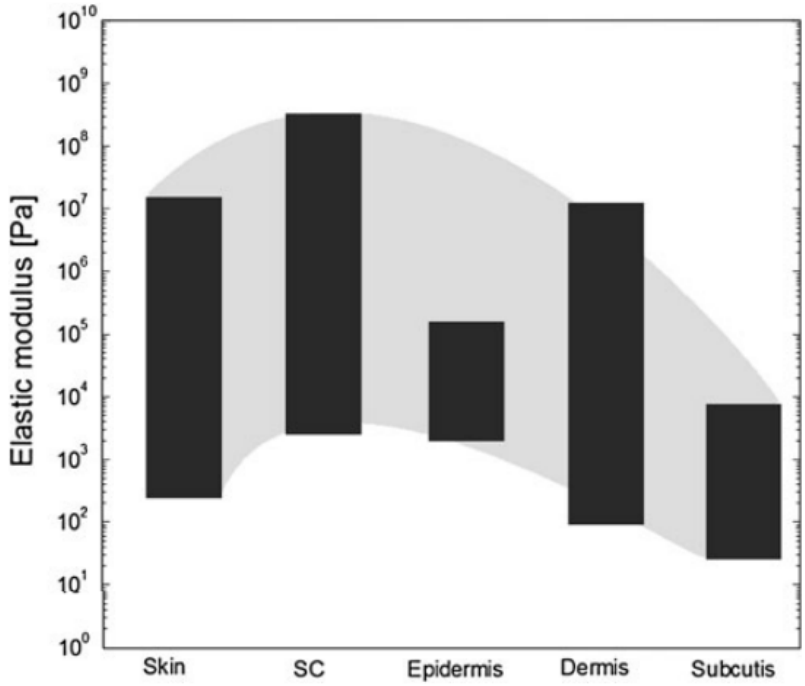
Předchozí vztahy (3) až (11) platí pro specifickou strukturu – pravidelnou texturu s vrcholky. Kůže však nemá pravidelný povrch a proto lze tyto výpočty použít pouze pro přibližné výpočty. Často používaný vzorec pro zjednodušující výpočet koeficientu tření zní

$$\mu = C_1 F_n^{c2-1} \tag{11}$$

C_1 je konstanta pro daný materiál a C_2 je voleno dle kontaktní situace. Pro převládající adhezi se volí hodnota $C_2 = 2/3$, pro převládající deformaci se volí $C_2 = 4/3$.

2.4 Mechanické vlastnosti lidské kůže[1]

Lidská kůže má, jak již bylo v kapitole 0 ukázáno, komplexní strukturu a toto zapříčiňuje komplexní materiálové chování v mechanických kontaktech s objekty a povrchy. Technicky si je možné kůži připodobnit jako mnohovrstevnatý kompozit s vysoce nehomogenní, nelineární, anizotropní, viskoelastickou strukturou, která se v mnohém podobá měkkým elastomerům. Viskoelastické vlastnosti pocházejí zejména z dermis (škáry), část pak z epidermis (pokožky). Viskózní složka deformace kůže je přisuzována přesouvání intersticiální tekutiny mezi vláknitými sítěmi. Elastická složka je spojena s deformací elastinových a kolagenních vláken. Důležitou strukturou, která ovlivňuje globální chování vrchních vrstev kůže, jsou pokožko-škárová rozhraní, které kotví a proplétají pokožku se škárou škárovými papilárami a opačně profilovanými výběžky pokožky. Mechanické vlastnosti kůže se experimentálně měří metodami založenými na mnoha principech, jako například měření torze či ultrazvukových odrazech. Výsledky z těchto měření mají značný rozptyl z důvodu odlišných podmínek při měření, jako jsou věk, testovací způsoby, individualita testovaných osob či vyhodnocení experimentu. Základní vlastnost vrstev kůže je elastický modul. Zmíněné pokusy jsou graficky shrnuty (viz graf 1), je zde možno pozorovat zmiňované velké rozptyly hodnot a zároveň velké rozdíly elastických modulů jednotlivých částí kůže (svislá osa je v logaritmickém měřítku).



graf 1: Elastický modul různých vrstev kůže (zleva: kůže, rohová svrchní vrstva, pokožka, škára, podkoží) [1]

2.5 Ovlivnění tření hydratací pokožky [1]

2.5.1 Vztahy mezi vlhkostí pokožky a třením

Velmi výrazný vliv na tribologické chování kůže má hydratace kůže. Tření suché kůže je málo tlakově závislé a je podobné tření drsného pevného materiálu. Koeficienty tření jsou v porovnání se třením vlhké kůže nízké, zpravidla vyšší než 0,2 a většinou okolo 0,5. S rostoucí vlhkostí pokožky obvykle roste velikost KT, což si může čtenář snadno vyzkoušet či uvědomit z vlastní každodenní zkušenosti. Koeficient tření pro vlhkou lidskou kůži, dle experimentů, běžně roste od hodnoty 1,5 až do hodnoty 7. Velký rozptyl těchto hodnot je zapříčiněn různými experimentálními podmínkami, různými materiály a různou metodikou testování. Jedním z nejzásadnějším faktorem je pravděpodobně časové zpoždění mezi aplikací vody na pokožku a měřením tření. V tomto případě koeficienty tření výrazně rostou se snižujícím se normálovým zatížením a třecí vlastnosti jsou velmi výrazně ovlivněny smykovými vlastnostmi mokré kůže. Zjištěné závislosti mezi hydratací a koeficienty tření jsou lineární, mocninné, exponenciální či zvonovité vztahy. Například Gerhardt a kol. [2] nalezli silnou lineární korelaci mezi hydratací kůže vnitřního zápěstí a velikostí tření textilií. Výzkum provedli na 22 lidech. Podobnou korelaci zjistili i na dalších místech těla (tvář, kůže v předloktí,…) a při tření dalších materiálů, jako například kovy a polymery. Další autoři také nalezli počáteční růst tření do hraniční hodnoty a potom velikost tření začala klesat. Toto chování bylo popsáno tzv. zvonovou křivkou, která vyjadřuje přechod z dostatečného ke smíšenému mazání.

Jiný experimentální pokus se zabýval třením kůže vůči nemocničnímu textilu. Dle výsledků [24] byl pomocí silové desky a kornometrie zjištěn 33%-ní nárůst tření, pokud se velmi suchá kůže hydratovala na normální hodnotu, což je ve shodě s dřívějším experimentem [25]. Dle experimentu [26], který zkoumal vliv hydratace pokožky na koeficient tření kůže vůči polymethylmethakrylátu, platí, že při zvýšení relativní vlhkosti z 35% na 95% tento koeficient vzroste o (20 až 30) %. Ve velmi vlhkém prostředí, kdy je kůže zcela hydratovaná, jsou koeficienty tření vyšší, než při suchém tření a to 2 až 4-krát - viz výzkumy [24,25,27,28,29].

Dle výzkumu André a kol. [30] byl zjištěn zajímavý fakt, že vlhkost prstu během manipulace s objekty je modulována tak, že jsou minimalizovány síly potřebné k uchopení objektu.

2.5.2 Fyzikální mechanismy při tření mírně vlhké kůže

Existuje několik fyzikálních modelů, které se snaží vysvětlit důvody zvýšení tření při zvýšení hydratace. [31,29] Mezi ně patří například vliv otoku a změkčení pokožky, kapilární adheze způsobená tvorbou menisků, vznik viskózního střihu tekutých mostů, které nalezneme mezi pokožkou a protilehlým povrchem, práce adheze v důsledku absorbované vlhkosti či vytváření lepidlové vrstvy na povrchu kůže z obsažených povrchových roztoků solí, bílkovin a tuků.

Tomlinson byl první, kdo se pokusil kvantifikovat tuto problematiku absorpce vody, kapilární adhezi a prokázat, že absorpce vody je hlavní mechanizmus ovlivňující tření [29]. I když se mu to pomocí polyvinylchloridové desky nepodařilo zcela prokázat, z jeho experimentů je patrné, že viskózní střih v kapalných mostech má výrazný účinek.

Obecně je tedy přijímána teze, že tření kůže výrazně roste s vlhkostí a to v důsledku plastického účinku vody, který následně vede ke zjemnění pokožky a jejímu vyhlazení, což se podepisuje na výrazném zvětšení skutečné kontaktní plochy povrchů. V případě tření mezi bavlněno-polyesterovou tkaninou a mokrou kůží byl učiněn závěr, že kapilární můstky, tvořené povrchovými kapičkami vody, hrají nevýznamnou roli pro zvýšení tření, za předpokladu úplného odstranění přebytečného množství vody z pokožky z důvodu hydrofobní či vodovpíjivé povahy studované textilní látky v kontaktu. Předchozí uvedené mechanizmy je ještě nutno dále podrobněji zkoumat zejména při změně typu kůže a podmínek měření.

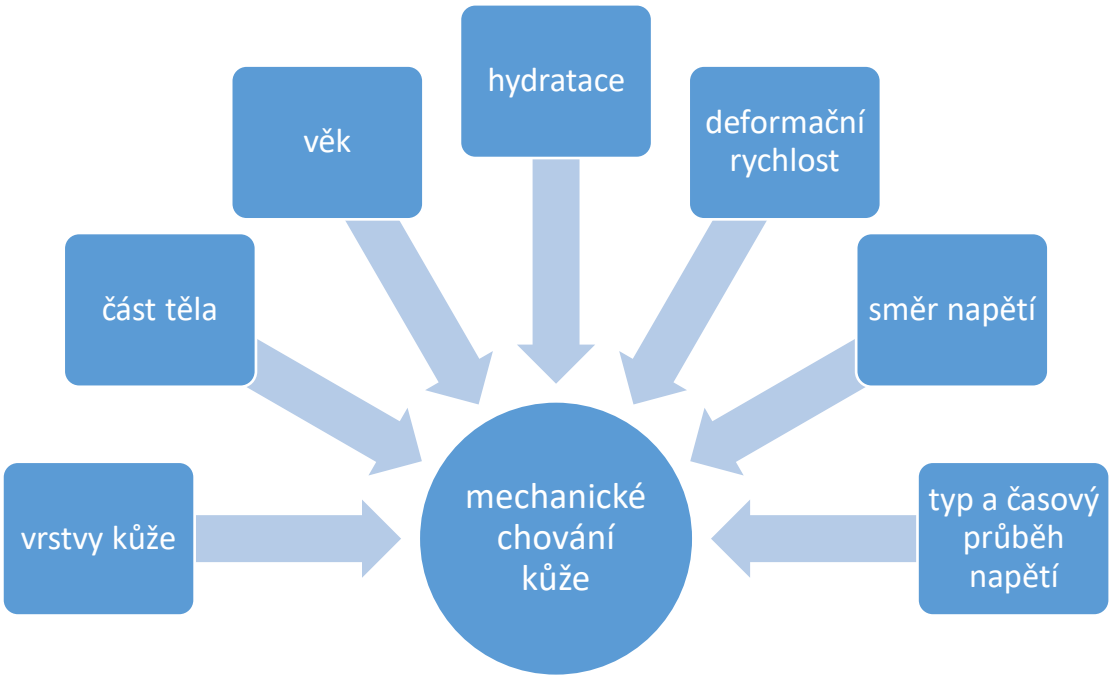
2.5.3 Fyzikální mechanizmy tření mokré kůže

Pokud se kůže nasytí vodou, přebytečná voda se začíná hromadit v rozhraní. Hydrodynamické mazání je charakterizováno úplným oddělením kontaktních povrchů tenkým filmem kapaliny, což se promítne na tření nahrazením adhezní složky složkou viskózního tření. V tomto případě je tření ovlivňováno zejména podmínkami kontaktu, jako například vlastnostmi filmu, jeho tloušťkou v relaci k drsnosti třecích ploch a toho, zda se pohybujeme na hranici smíšeného mazání či hraničního mazání. Částečné mazání je charakterizováno současnou existencí suchých a mokrých kontaktních ploch.

Předchozí lze demonstrovat na příkladu tření prstu na vlhké hladké podložce ze skla. Zde budou pozorovány výrazně nižší KT (0,07 až 2,12) v porovnání se třením mokré, avšak drsné podložky ze skla (0,32 až 4,56). Toto je zapříčiněno vystupováním vrcholků nerovností povrchu skrz nedostatečnou tloušťku filmu a následné tření již probíhá částečně bez lubrikace.

V praxi vede efektivní vodní mazání kůže k minimalizaci třecích koeficientů až pod hodnoty 0,1 při vysokých kontaktních tlacích. Toto zjištění bylo pozorováno nejen u pokožky prstů na hladkém skleněném povrchu, ale i u tření patní části nohou na hladké vlhké podlaze. V experimentech [32] byly naměřeny hodnoty KT mezi 0,12 až 0,23 na hladkých podložkách z různých materiálů. Průměrný kontaktní tlak se v těchto experimentech pohyboval mezi 30 až 70 kPa. V porovnatelných podmínkách dosahovali experimentátoři KT prstů ruky a dlaně (0,14 ± 0,03). Další studie [33,34] taktéž zjišťovaly KT chodidla na hladké mokré ploše mezi 0,1 až 0,2. Hladké materiály, které se používaly pro experimenty, byly mimo již zmíněné sklo také glazovaná keramika či leštěná ocel.

Z experimentů dále vyplývá, že hydratace snižuje elastický modul a tuhost kůže a to přesněji svrchní zrohovatělé vrstvy kůže (Stratum Cornea) a pokožky (epidermis), typicky o jeden řád. Elastický modul velmi suché kůže je v rozmezí 30 kPa až 1000 MPa a hydratované kůže je v rozmezí 10 kPa až 100 MPa. Grafické shrnutí faktorů ovlivňující globální mechanické chování kůže je znázorněno viz obrázek 3.



obrázek 3: Ovlivnění mechanického chování kůže [1]

2.5.4 Měření hydratace – přístroje [35]

Z předchozího textu je zjevné, že hydratace kůže hraje důležitou roli v tribologickém chování kůže, a proto je pro výzkum této problematiky důležité dokázat tuto veličinu měřit. K ohodnocení hydratace kůže je možné použít přístroje tzv. korneometry. Nejčastěji se používají v dermato-kosmetickém výzkumu pro charakterizaci a kontrolu účinnosti produktů na zvlhčení pokožky. V magisterské práci [35] byly použity dva velmi podobné přístroje Corneometer analog CM 825 a Corneometer digital CM 825 vyráběné firmou Courage + Khazaka electronic GmbH (Kolín nad Rýnem) v Německu. Přístroje se liší získáváním výsledků z elektrody. Analogový přístroj používá starý analogový procesor, digitální přístroj využívá moderní digitální procesor, proto je přesnější a stabilnější. Princip obou přístrojů je totožný – měří se kapacita a využívá se odlišných dielektrických vlastností vody a jiných biomateriálů. Suchá pokožka se chová jak dielektrikum. Se zvyšující se hydratací kůže se významně mění dielektrická konstanta, tedy i měřená kapacita. Měření je velmi rychlé (okolo 1s) a měří se hydratace pouze vrchní části kůže (10 až 20)µm.

2.6 Ovlivnění KT fyzikálními vlastnostmi kontaktních ploch

2.6.1 Efekt drsnosti protikusu na KT

Drsnost povrchu je zásadní parametr, který velikost třecích sil ovlivňuje. Dle experimentů [27,31,36] obecně plyne závěr, že KT mezi pevným suchým povrchem a běžně suchou kůží se zvětšující se drsností (Ra mezi 0,03 až 11 µm, Rz mezi 0,05 až 45 µm) klesá. Na příklad pro suchou kůži bříška prstu byl proti hladkému sklu (*Rz=0,05 µm*) naměřen KT mezi 0,39 až 5 (*2,18 ± 1,09*). Při použití drsného skla (*Rz = 45 µm*), KT klesl na hodnoty mezi 0,03 až 1,42 (*0,53 ± 0,22*). V případě velmi drsných povrchů kdy *Ra = 90* a více se tento trend zvrátí a se vzrůstající drsností KT roste [37]. Tomsolin [37] zjistil, že u mosazi a oceli při tření bříškem prstu se naopak zvyšuje KT se zvyšující se drsností a to pro hodnoty Ra 1 až 90. Gee [18] během svého měření pozoroval zřetelné minimum KT. Při měření měnil drsnost povrchu od Ra 0,8µm (KT=0,75) po 25µm (KT=0,9). Minimum nalezl jako KT = 0,45 při drsnosti Ra = 3,2 µm pro ocelovou destičku.

Další zajímavé zjištění učinil Tomlinson [37]. V jeho výzkumu naměřil odlišné KT pro ocelovou a mosaznou desku o stejných drsnostech Rq = 90µm a stejné hydrofilitě. KT ocelové desky naměřil 0,65 a mosazné o 0,15 více, tedy 0,8. Tuto na první pohled zvláštní situaci lze vysvětlit strmějšími průběhy nerovností u mosazi. Tato skutečnost posiluje Derlerovu tezi, že KT závisí na velikosti sklonu nerovností. Ve své další práci [38] se Tomlinson domnívá, že při nízké výšce nerovností převládá adhezní složka sil, při výšce nerovností okolo 45 µm začíná převládat interlocking (zamykání materiálů do sebe).

2.6.2 Vliv drsnosti kůže na KT

Drsnost kůže se mění po těle – *viz* tabulka 3. *Hodnoty Ra leží nejběžněji mezi (10 až 30)* µm, hodnoty Rz leží zpravidla mezi (30 až 140) µm. Existuje pouze málo studií zabývajících se vlivem drsnosti pokožky na tření. Některé tvrdí, že korelace existuje, některé studie ji vyvrací. Například Nakajima a Narasaka [39] zjistili, že nižší primárních linií pokožky zvyšuje tření. Tito samí autoři však časem zjistili, že se tato hustota linií u lidí snižuje s rostoucím věkem a zároveň nalezli korelaci mezi věkem a elastickým modulem. Zdá se tedy, že hustota linií pokožky a její drsnost má velmi malý nebo žádný vliv na velikost tření. Dle výzkumu [40] plyne podobný závěr, že papilární linie na bříškách prstů téměř neovlivňují tření, ale význam papilárních linií je hlavně ve zlepšení citlivosti hmatu.

oblast pokožky	Ra [µm]	Rz [µm]
ukazováček	19-33	62-99
okraj ruky	9-22	33-73
zadní část ruky	23-28	138-144
předloktí	12-20	82-125
čelo	12-15	84-95
tvář	11-15	33-15

tabulka 3: Hodnoty drsnosti povrchu kůže různých částí člověka ve věku 20 až 45 let [1]

2.6.3 Vliv hydrofility/hydrofobity

Mezi chemicko-fyzikální vlastnosti, které dle názorů množství autorů [29,41,42,43] ovlivňují třecí vlastnosti, patří hydrofilita/hydrofobita materiálu a kůže, která značí schopnost látek reagovat s vodou. Například Tomlinson [29] pozoroval stejné případy tření na obdobně drsných materiálech. Hydrofilním materiálem zde byla ocel, na které byl naměřen nižší KT, než na hydrofobním polypropylenu. Shodný závěr při tření na obdobně drsných destičkách ze skla a oceli udělal Adams [41], na hydrofilní oceli byl nižší KT. Kůže je spíše hydrofobní materiál, ale sama o sobě má na různých místech těla hydrofobitu odlišnou.

2.7 Účinky povrchového mazu na tření

Povrch kůže je obvykle pokryt kyselým (pH 4-6) hydrofilním filmem, který chrání pokožku před vysycháním a kožními onemocněními. Tento film se skládá z potu, mazu a je zde přítomna i kožní flóra, která reaguje na složení tohoto filmu. Voda z potu a tuky z mazu vytváří emulzi a Pailer-Mattei [44] zjistil, že lipidová složka ovlivňuje velikost adhezní složky třecích sil. Ukázalo se, že odstraněním lipidů z povrchu kůže se tato složka značně snížila.

2.8 Další pohledy na tření kůže

2.8.1 Tření kůže a vnímané pohodlí [2]

Jak bylo v úvodu zmíněno, komplexní znalost biotribologie kůže je velmi důležitá pro návrh optimálního tvaru, povrchu či dalších vlastnostech výrobků v mnoha oblastech, velmi výrazně ve sportu. Mimo specifických požadavků na výrobek, výrobních nákladů, či barvy řeší výrobci otázku pohodlí, funkčnosti a trvanlivosti. Otázka pohodlí je stejně tak důležitá, jako ostatní otázky, protože například obuv, která nebude pohodlná, nikdo kupovat nebude, či drobné ruční nářadí, která bude řezat do rukou, si zákazník nevybere, ač může být v ostatních parametrech kvalitní. Dále tedy bude pojednáváno o otázce (ne)pohodlí.

Člověk má hmatový pocit zprostředkovaný mnoha buněčnými mechanoreceptory, které se vyskytují v hloubce přibližně 75 až 200 µm. Mezi ně patří zejména:

- Merkelovy buňky – těmi vnímáme body, hrany a zakřivení
- Moissenerovy receptory – klouzání tření a vibrace
- Ruffiniho zakončení – pohyb a jeho směr
- Pacinské buňky – drsnost povrchu a vibrace

Existují výzkumy vztahů popisující psychofyzikální prahy definovaných podmětů, které jsou důkladně prozkoumávány v oblasti haptiky a plastické chirurgie. Obecně lze říci, že existuje určitá hodnota deformace pokožky, při které se vnímaný pocit stává nepříjemný. Tato hodnota deformace odpovídá tlaku přibližně 0,2 MPa, záleží na mnoha faktorech [45]. Pokud budeme zatížení kůže nadále zvyšovat, při dosažení napětí σ_{krit} nastane poškození kůže. Toto napětí nazýváme prahovou hodnotou mechanického poškození. Pro popis intenzity kontaktu se používá bezrozměrné číslo tzv. mechanická intenzita kontaktu MI daná vztahem

$$MI = \frac{KT \cdot p_{max}}{\sigma_{krit}} \tag{12}$$

Zde je vidět důležitost znalosti KT, které lze samozřejmě výrazně ovlivnit podmínkami při tření. Veličina p_{max} značí maximální tlak v kontaktu. Rozložení tlaku v kontaktu není konstantní, například u kruhového kontaktu je maximální tlak na zadním okraji kontaktu ve směru pohybu.

V předchozím bylo vysvětleno, že nepříjemné pocity, nepohodlí či poškození mohou vznikat v důsledku napětí v kůži. Další příčinou je zahřívání povrchu kůže během tření. K předpovědi teploty pokožky v místech tření lze dle [46] použít

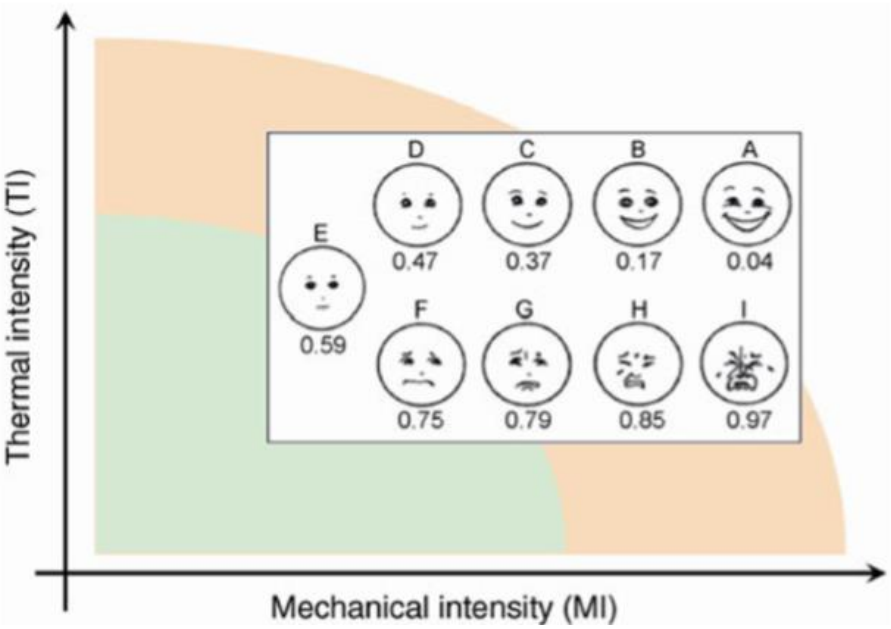
$$T_f = \frac{KT \cdot F_n \cdot v}{a \cdot K_{ef}}, \tag{13}$$

kde v je rychlost tření, K_{ef} je efektivní tepelná vodivost kontaktních materiálů, a je poloosa kontaktní elipsy ve směru pohybu. Pro tepelné namáhání kůže se obdobně jako v (13) zavádí tepelná intenzita třecího kontaktu TI

$$TI = \frac{KT \cdot F_n \cdot v}{a \cdot T_{crit} \cdot K_{ef}}, \tag{14}$$

kde T_{crit} označuje kritickou kontaktní teplotu, za které nastává poškození kůže. Vidíme, že pokud má kůže vydržet bez poškození vyšší třecí rychlost, musíme snížit normálové zatížení, nebo koeficient tření.

Kombinaci mechanického a tepelného namáhání Van der Heide předpokládá diagram rozložení vnímaného (ne)pohodlí při tření kůže – viz graf 2.



graf 2: Vnímané pohodlí [2]

Opotřebení či poškození pokožky může být přímé – poškrábání či ranky, nebo nepřímé – podráždění, zarudnutí kůže, či epidermální ztráta vody.

2.8.2 Tvrdý a měkký kontakt při tření

Zde velkou roli hraje již zmíněná odlišnost skutečné a zdánlivé kontaktní plochy.

V „tvrdých“ tribologických kontaktech je zdánlivá kontaktní plocha o hodně větší než skutečná oblast kontaktu. Jde o to, že se kontaktní materiály téměř nezdeformují nebo se zdeformují jen velmi málo a v důsledku běžné drsnosti se po sobě třou pouze vrcholky nerovností a prohlubně nejsou v třecím kontaktu. [2]

Na rozdíl tomu v „měkkých“ tribologických kontaktech, kam můžeme zařadit i tření kůže, je zdánlivá plocha kontaktu přibližně rovna skutečné kontaktní ploše. Toto platí zvláště pro malé drsnosti kontaktního materiálu. Je to z důvodu vyplnění celé nebo větší části prohlubní, protože poddajné materiály se vlivem sil deformují. V těchto kontaktech je značná složka adhezního tření. Pokud zanedbáme účinky deformací, tedy viskoelastické ztráty či vnitřní zamykání struktur do sebe a bereme v úvahu pouze adhezi, můžeme dle [2] psát pro adhezní složku třecích sil předpokládat

$$F_{f,adh} \sim R_q^h, \tag{15}$$

kde R_q je střední drsnost a h je neznámý exponent. Dle [31] je $h \sim -2$. Předpis (16) dobře odpovídá pouze pro nízké drsnosti kontaktního materiálu. Jestliže totiž budeme zvyšovat drsnost materiálu, tak s rostoucí hloubkou nerovností nebude kůže schopna tyto nerovnosti kompletně vyplnit. Vlivem tohoto se sníží i adheze.

Pokud si tento zjednodušený model čtenář představí v pohybu, lze si uvědomit, že bude záležet nejenom na hloubce nerovností, ale i na jejich boční geometrii, vlnové délce či na rychlosti pohybu, protože při zvyšující se rychlosti bude mít kůže kratší čas vyplnit daný prostor z důvodu visko-elasticity kůže.

Dle experimentu Tanga [47], který zvýšil rychlost sférického pohybu z 0,5 mm/s na 4 mm/s se KT kůže předloktí zvýšil z 0,39 na 0,52.

2.9 Varhánky

obrázek 4: fotografie prstu s varhánky z měření -viz experimentální část

Českým pojmem varhánky myslíme vytvoření kožních svraštělin po delším pobytu ve vodě zejména na chodidlech, dlaních a prstech rukou (viz obrázek 4). V anglické literatuře se tento jev nazývá opisem: „water-induced skin wrikling“ nebo „water-induced finger wrikles“, jakožto vodou vyvolané vrásky [49,51]. Zajímavé je, že se s tímto jevem nesetkáváme u lidí s ochrnutými končetinami, protože vznik varhánků je způsoben nejen bobtnáním odumřelých kreatinových buněk na povrchu kůže, ale současně je to nervová odpověď těla na dlouhý pobyt ve vodě, která je zprostředkována stažením cév pod kůží [48]. Protože se svrchní vrstva kůže nasáknutím vody roztáhne a spodní vrstva kůže se stáhne, vzniknou nutně varhánky. Protože je vrstva kreatinových buněk na ostatních částech těla výrazně menší, varhánky na jiných částech těla nepozorujeme. Je očekávatelné, že takovéto chování lidského těla má své opodstatnění a vyvinulo se u lidí jako evoluční výhoda. V experimentu [50] je ukázáno, že s ponořenými předměty rychleji manipulovali lidé právě s takto zvrásněnými prsty, než s prsty v běžném nezvrásněném stavu. Při manipulaci se suchými předměty žádné výraznější zlepšení či zhoršení nebylo zjištěno. Toto podporuje hypotézu, že varhánky mají za úkol lépe přizpůsobit kůži pro uchopování a manipulaci s objekty v mokrém prostředí, což naznačuje i vznik na typických plochách těla.

2.9.1 Experiment: „varhánky zlepšují manipulaci“

Nyní bude přiblížen již zmiňovaný experiment [50]

2.9.1.1 Metodika

Experiment byl proveden s dvaceti účastníky ve věku 21 až 34 let, z nichž bylo 13 ženského pohlaví. Za úkol měli manipulovat s ponořenými objekty (39 skleněných kuliček různých průměrů, 6 olověných rybářských závaží o hmotnostech 227, 340 a 454 gramů) a přemísťovat je z *nádoby 1* do druhé menší nádoby s malým otvorem. Předměty uchopovali mezi palec a ukazováček a byl jim měřen čas, který byl potřeba k přemístění všech předmětů. Pokud při manipulaci nějaký předmět spadl, byl navrácen na své původní místo, přičemž časomíra běžela dále. Účastníci pokusu byli informováni pouze ohledně toho, co mají dělat, testovanou hypotézu neznali.

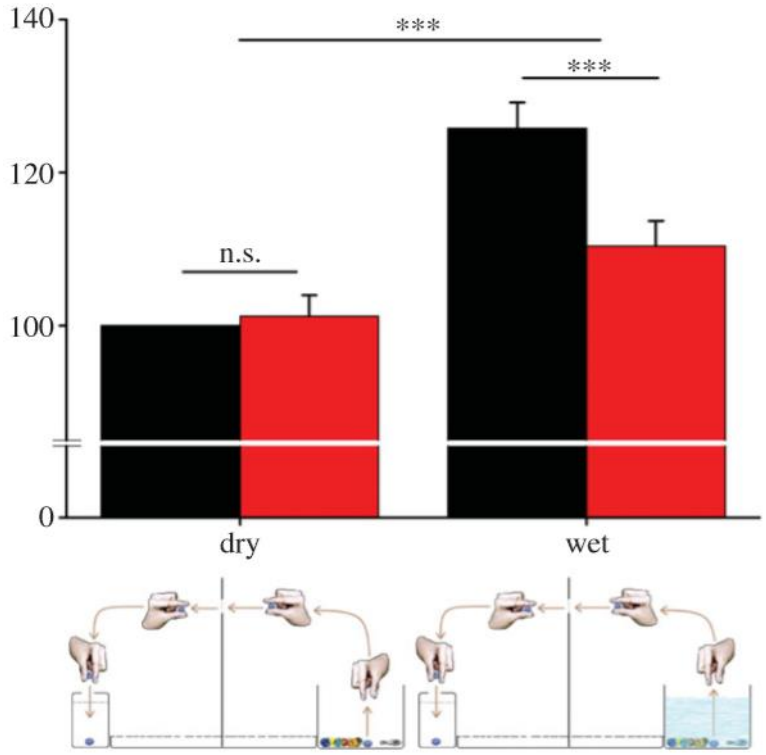
Výše uvedený postup byl proveden ve čtyřech následujích obměnách:

1. Kůže bez varhánků, v nádobě 1 nebyla voda
2. Kůže bez varhánků, v nádobě 1 bylo 20 cm vody
3. Kůže s varhánkami, v nádobě 1 nebyla voda
4. Kůže s varhánkami, v nádobě 1 byla voda

Pořadí, v kterém účastníci prováděli výše uvedené pokusy, bylo vyrovnané a dbalo se i na dodržení stejných podmínek pro všechny. Těmito podmínkami bylo například udržování konstantní teploty lázně pro vytvoření varhánků, stejný postoj účastníků u nádob při pokusu, který minimalizoval účinky refrakce vody. Vytvoření varhánků bylo, pomocí vodní lázně o teplotě 40˚C, ponořením rukou po dobu 30 minut. Nádoba byla z polystyrenu a měla dva otvory pro ruce. Odstranění varhánek trvalo 10 až 20 minut a účastníci si nejprve umyli ruce mýdlem a poté čekali na zmizení vrásek. To nastávalo samovolně při vysychání kůže.

2.9.1.2 Výsledky

Přemístění předmětů trvalo nejrychlejšímu účastníkovi 72s, nejpomalejšímu 198s. Přemísťování suchých předmětů trvalo účastníkům vždy kratší dobu, než předměty mokré – ponořené a to v průměru o 17%. U mokrých předmětů byly u zvrásněné kůže zaznamenávány v průměru o 12% kratší časy než u nezvrásněné pokožky. U suchých předmětů nebyl zaznamenán žádný vliv a časy přemísťování předmětů byly přibližně stejné. Výsledky měření jsou shrnuty v grafu (viz graf 3). Přemísťovací doba je standardizována na čas potřebný k přemístění suchých předmětů s kůží bez varhánků.



graf 3: Doby přemísťování předmětů (černá barva = nezvrásněné prsty, červená = varhánky) [50]

2.9.1.3 Diskuze

Výsledky popsaného experimentu [50] lze chápat jako potvrzení hypotézy, že varhánky zlepšují manipulaci s ponořenými předměty. Autoři experimentu přiznávají, že nelze však z tohoto experimentu zjistit, jak je zlepšení dosaženo. V závěru své práce diskutují více možností. Jednou z nich je, že varhánky pomáhají odvádět vodu z místa mezi povrchem předmětu a pokožkou, jako je tomu například u pneumatik. Další možností je změna vlastností kůže při zvrásnění, jako je pružnost, adheze a obecně zvýšení koeficientů tření, které by mohly zlepšit manipulační možnosti.

Z pokusu také plyne, že tento neznámý mechanismus není účinný při suchém tření. Autoři článku se také zamýšlí nad důvodem, proč nejsou prsty zvrásněny varhánky po celou dobu. Tato možnost se nabízí, protože dle experimentu se s nimi úchopové vlastnosti nezhoršují. Jako vysvětlení autoři nabízí hypotézy, že se při vzniku varhánků sníží somatosenzorická citlivost na špičkách prstů a dále, že se při tomto stavu pravděpodobně zvyšuje náchylnost k mechanickému poškození kůže.

2.9.2 Protipokus: varhánky nezlepšují manipulaci [51]

Krátce po studii Angličanů [50] se na toto téma zaměřila skupina vědců z Německa. Ti si dali za úkol ověřit tezi, že „varhánky zlepšují manipulaci s předměty v mokrém prostředí“. Zkoumali jak schopnost manipulace s předměty se zvrásněnou a nezvrásněnou kůží, tak i hmatovou citlivost.

2.9.2.1 Metody

Během všech měření byly varhánky vytvářeny ponořením ruky do 10 litrové nádoby s vodou o teplotě 40˚C po dobu 30 minut. Účastníci pokusu dostali pouze informace, které potřebovali znát ke správnému provedení experimentálních činností. Neznali testované hypotézy. Bylo provedeno několik pokusů. Počet účastníků byl v závislosti na typu pokusu od 20 do 45. Byli ve věku mezi 20 až 35 lety. Během testování byly provedeny tři testy. Dva se týkají hmatu, jeden manuální zručnosti.

2.9.2.2 Test hmatové ostrosti

První experiment týkající se hmatu byl test hmatové ostrosti. Tento test spočíval v určování orientace mřížek na povrchu hranolu. Orientace mřížky mohla být buď podélná či kolmá k orientaci ruky. Účastníci měli zavázané oči a během pokusu se měnila velikost mřížek tak, že pokud účastník dvakrát správně zodpověděl orientaci, dostal další s menší velikostí mřížky. Takto to pokračovalo, dokud účastník neodpověděl špatně. Následně se velikost mřížky zvyšovala, až dokud nebyla orientace zodpovězena dvakrát správně. Toto vše se opakovalo, až bylo zjištěno 13 bodů zvratu. Z posledních deseti se počítala průměrná hodnota a byla považována za prahovou hodnotu.

Navzdory změnám ve fyzické povaze kůže nezjistili němečtí experimentátoři žádné výraznější dopady na mechanoreceptory, které jsou základem hmatové citlivosti.

Práh hmatové citlivosti byl dle jejich měření:

- (1,31±0,06) mm pro kůži bez varhánků
- (1,39±0,08) mm pro kůži s varhánky.

2.9.2.3 Test detekce vibrací

V tomto testu měli účastníci za úkol detekovat mechanické vibrace. Pomocí přípravku byly generovány vibrace v jednom ze dvou časových intervalů. Intervaly byly vizuálně značeny na obrazovce jako úsek „1“ a úsek „2“ a účastník pokusu měl určit, ve kterém intervalu vibrace cítil a svojí odpověď zaznamenal zmáčknutím příslušného tlačítka „1“, či „2“. Jestliže odpověděl šestkrát ze sedmi dobře a zároveň prvních pět ze šesti odpovědí byly správné, snížila se amplituda vibrací. Jestliže měl více špatných odpovědí, amplituda se zvyšovala. Tímto způsobem se našlo osm bodů zvratu a střední hodnota posledních šesti byla považována za prahovou hodnotu. Tento pokus se prováděl pro frekvenci vibrací 10 Hz a 125 Hz. Délka vibračního stimulování byla mezi (1,5 až 2,5) s.

Práh vnímavosti vibrací byl určen jako:

- 10 Hz: (6,19 ± 0,45) μm; 125 Hz: (817 ± 102) nm pro kůži bez varhánků
- 10 Hz: (5,57 ± 0,44) μm; 125 Hz: (872 ± 114) nm pro kůži s varhánky

2.9.2.4 Test manuální zručnosti

Tohoto testu se celkem účastnilo 40 lidí. Byli rozděleni do dvou skupin po 20. Každý z účastníků testu manipuloval se suchými a ponořenými předměty s varhánky a bez nich. Manipulace, během níž byl účastníkovi měřen čas, probíhala pouze pomocí palce a ukazováčku. Test zručnosti byl obdobný, jako [50]. Předmětů bylo celkem 52 a byly přemisťovány ze zdrojového kontejneru do cílového. Ponořené předměty byly ve 12 centimetrové hloubce pod hladinou vody. Mezi předměty bylo 34 kuliček o různém průměru, 4 gumové míčky, 12 plastových kostek, dvě mosazná závaží o hmotnosti 200 g a 500 g. První skupina měla kontejner s předměty s otvorem ve výšce 0,75m. Druhá skupina měla výšku stěn sníženou tak, že byl otvor ve výšce 0,45 m nad předměty. Tato úprava měla za úkol snížit dobu přenášení a tím zvýšit vliv zručnosti při uchopování na výsledný čas.

U testu s manipulováním předmětů se taktéž v obou skupinách neprojevilo zlepšení manipulačních dovedností a potřebné časy jsou v rámci přesnosti měření stejné. Odchylky vzájemně porovnávaných časů s varhánky a bez varhánků byly přibližně do 5%. Autoři poukazují na možnost ovlivnění výsledku použitím rozdílných předmětů a jiných materiálů, oproti původní studii [50]. Dále se však domnívají, že se spíše tento typ experimentu nehodí k řádnému prokázání teze, že varhánky zlepšují manipulaci s předměty ve vlhkém prostředí, protože zde velmi záleží na dalších faktorech, jako jsou motivace a motorické dovednosti účastníků.

2.10 Uchování 3D obtisku prstu

Jedním z cílů této BP je ohodnocení stupně zvrásnění kůže v třecím experimentu (viz Praktická část). Jelikož byla zvolena metoda skenování otisku pomocí optické sondy a 3D souřadnicového stroje, bylo třeba otisk pro toto měření uchovat.

Při hledání způsobu, jak uchovat 3D model obtisku prstu, byly nalezeny návody na internetovém serveru Youtube, které sloužily k překonání čtečky otisku prstů na mobilním telefonu. Postup, kterým je překonání možné, následuje v bodech popsán dále.

Je potřeba: Tavicí pistole s nízkoteplotními tyčinkami, olej či vazelína, pevná podložka.

1. Na pevnou podložku tavnou pistolí se aplikuje přiměřené množství roztavené hmoty (cca 5ml).
2. Na prst, jehož otisk bude sejmut a jež je zbaven nečistot, se nanese tenká vrstva oleje, či vazelíny, která usnadní oddělení otisku od prstu.
   Krok 2 lze udělat i před krokem 1, ale jelikož čekáme na ochlazení teploty roztavené hmoty lepicí tyčinky, máme dostatečný čas 30 až 60 sekund.
3. Po částečném snížení teploty hmoty se opatrně přitiskne prst tak, aby se vytvořil otisk.
4. Čekáme do dostatečného vytvrzení hmoty přibližně dalších 30 vteřin a po této době můžeme prst uvolnit z vytvořeného obtisku.

Jestliže v bodě 3 bude teplota hmoty nedostatečná, obtisk se buď vůbec nevytvoří, nebo bude jeho kvalita nízká. Jestliže naopak bude tato teplota příliš vysoká, může se experimentátor popálit. Pokud bude předchozí postup správně proveden, vytvoří se reverzní 3D obtisk prstu, který je dostatečně odolný pro další práci. V tomto bodě je možno pracovat s tímto reverzním modelem, nebo vytvořit skutečný model využitím vhodného lepidla na bázi PVA, které se naleje do formy (vytvořeného reverzního obtisku) a po vytvrzení (zpravidla hodina, záleží na použitém lepidlu) a opatrném oddělení z formy se vytvoří velmi věrná 3D kopie povrchu prstu, kterou lze využít i pro odemknutí telefonu se čtečkou otisku prstů, jež jinak lze odemknout předlohovým experimentátorovým prstem.

2.11 Čtečka otisku prstů – lze využít pro sejmutí otisku? [53]

Již několik let lze kolem sebe pozorovat chytré telefony s čtečkami otisků prstů, jež dle výrobců dokáží snímat 3D otisk prstu. Autor této práce vlastní smartphone se čtečkou otisku prstů, jež rozpozná otisk prstu v řádu desetin vteřiny a zdálo by se prospěšné, pokud by ji šlo použít pro sejmutí otisku pro uvažovaný experiment. Bylo by to výhodné z důvodu rychlosti a měření by probíhalo bez nutnosti použití vosku či tavné hmoty. Existuje několik technologií, přičemž nejjednodušší je optická čtečka. Technologie snímání je založena na světlo emitující led diodě, z ní světlo dopadající na snímaný povrch se odráží do optického snímače (CCD, CMOS) a pomocí software je vyhodnocováno. Toto optické řešení umožňuje pouze 2D otisk prstu a v mobilních telefonech se nepoužívá. Naopak velmi využívaným provedením je tzv. kapacitní technologie, která je založena na snímání papilárních linií hustou sítí miniaturních kondenzátorů, jejichž změnu náboje opět vyhodnocuje příslušný software. Výrobci mobilních telefonů uvádí, že touto technologií je uživateli snímán 3D otisk prstu. Další možností, kterou výrobci používají spíše u dražších modelů je ultrazvuková čtečka 3D otisku prstu, která funguje na principu echolokace, tedy vysílání ultrazvukových signálů směrem k papilárním liniím a pomocí ultrazvukového snímače snímáme odrazy a jejich časovou prodlevu. Tyto čtečky jsou velmi rychlé.

Abychom pochopili možnost (ne)využití těchto čteček, krátce vysvětlíme postup při užívání. Obvykle je v mobilním telefonu vyčleněna paměť pro několik (např. 10) otisků různých prstů. Tyto základní otisky se vytvoří přiložením prstu několikrát podle instrukcí na obrazovce. Po vytvoření kompletních požadovaných informací o daném otisku jsou data uložena a při následujícím odemykání se snímaný prst porovnává s uloženou předlohou. Dle uživatelských zkušeností mají běžné čtečky problém při nečistotách či kapalinách na snímaném prstu, proto je možné k odemknutí telefonu současně použít i běžný způsob heslem. V souvislosti s bezpečností uživatelských osobních údajů jsou informace o snímaných otiscích šifrovány a zároveň zpravidla ukládány do samostatně oddělené paměti, která slouží pouze k tomuto účelu. Toto má za úkol znemožnit ukradení těchto citlivých informací. Zároveň však tato skutečnost velmi ztěžuje možnost tuto čtečku použít k exportu informací pro účely bakalářské práce. Po důkladném hledání nebyla nalezena použitelná aplikace, která by tento problém řešila. Hledáno bylo na Google play, internetových diskuzích a jelikož nebylo nalezeno použitelné řešení, a dne 3. 12. 2017 bylo napsáno přímo výrobci vlastněného smartphonu HONOR prostřednictvím oficiálního facebookového profilu Honor CZ/SK. Bohužel nebyl schopen nebo nechtěl tento dotaz zodpovědět. Kopie komunikace je uvedena v přílohách - viz příloha A. Do odevzdání práce nepřišla žádaná odpověď.

3 Praktická část

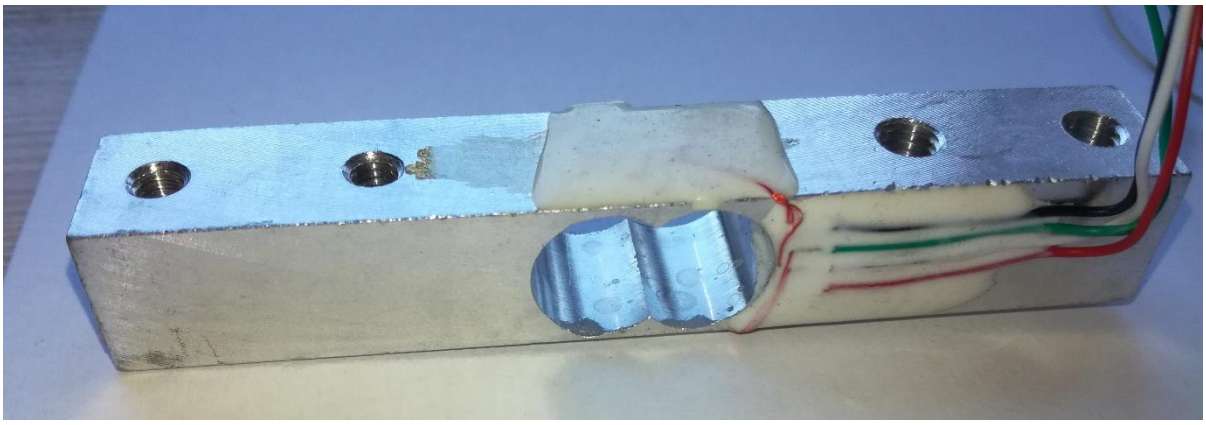
V této části práce bude popsána výroba dvouosého silového snímače a jeho kalibrace. Dále bude vysvětlen způsob provádění třecích experimentů, zpracovávání hodnot a vyhodnocení KT v daných podmínkách. Také zde bude ukázáno snímání a zpracování otisků prstu i s jeho základními charakteristikami.

3.1 Výroba dvouosého silového snímače

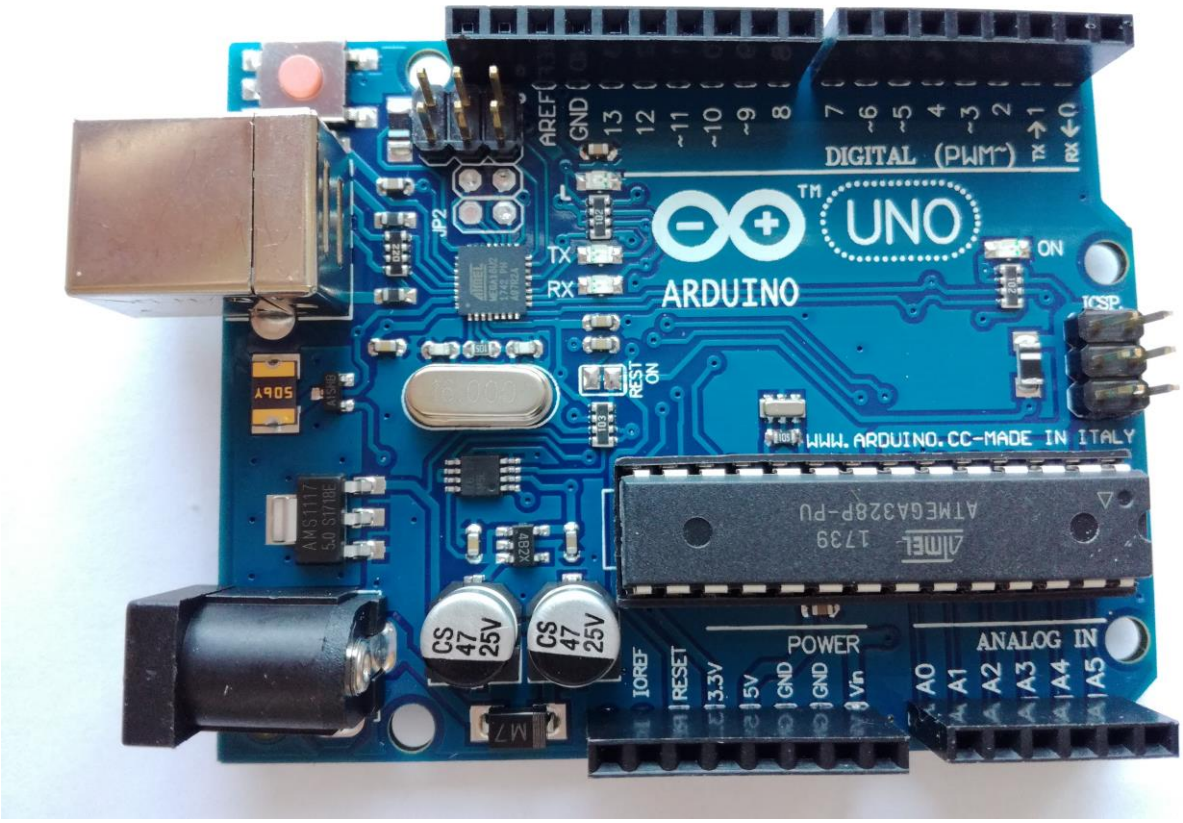
3.1.1 Cesta k výrobě senzoru

V původním zadání práce bylo počítáno, že bude pro experimentování s třecími zkouškami použit šestiosý silový senzor (3 síly, 3 momenty), který byl k dispozici v laboratoři a používá se například pro měření sil a momentů v kloubních náhradách. Bohužel se ukázalo, že je tento senzor pro pokus nevhodný, z důvodu velkého rozsahu 4kN a tím pádem malé přesnosti. Z tohoto důvodu byl kontaktován Ing. Karel Doubrava Ph.D., se kterým byly konzultovány možnosti půjčení silových snímačů, které měl odbor pružnosti a pevnosti k dispozici. Byl hledán buď jeden dvouosý silový snímač, nebo dva jednoosé silové snímače o přiměřené přesnosti a tedy o rozsahu ideálně v řádech desítek N. Bohužel nebyly nalezeny žádné alespoň trochu vhodné snímače, proto bylo Ing. Karlem Doubravou Ph, D. doporučeno, aby byl navrhnut a sestrojen deformační člen a na něj nalepeny tenzometry, které by se následně ocejchovaly a zkalibrovaly, čímž by se vyrobil silový senzor. S přilepením tenzometrů byla přislíbena pomoc, navrhnutí deformačního členu však bylo na autoru práce. Po zevrubném promyšlení a základním výpočtu deformačního členu byl tento návrh zamítnut a byly hledány jiné možnosti v podobě nákupu silového snímače. Nevýhodou tohoto řešení byla vysoká cena a zároveň velmi omezená nabídka průmyslových senzorů pro takto malé síly. Při hledání však vyvstal nápad, použít dva váhové senzory, které jsou z důvodu masového využití například v kuchyňských vahách levné a přijatelně přesné. Dále byla nalezena možnost koupit samostatné váhové senzory (na principu odporových tenzometrů) s AD převodníkem pro programovatelnou elektronickou stavebnici Arduino, o které měl autor povědomí z povinně-volitelného předmětu předchozího studia. Jako záložní varianta byla uvažována možnost použití měřicí ústředny Spider místo Arduina. Váhové senzory byly dostupné v cenách okolo 4 USD pro vážitelnost 1,2,5,10,20 kg na různých čínských internetových obchodech jako je například Aliexpress či Ebay. Po schůzce s vedoucím práce bylo rozhodnuto, že je dobré se ubírat touto cestou. Nevýhodou tohoto řešení byla dlouhá doba dodání zboží, která byla v závislosti u druhu dopravy přibližně 1 měsíc. Tuto nevýhodu již nemělo řešení, které bylo nalezeno společně s Ing. Petrem Benešem Ph. D. a Ing. Janem Zavřelem Ph. D. z odboru mechaniky a mechatroniky, ke kterým autor zašel konzultovat technické možnosti měření s Arduinem. Díky zkušenostem vyučujících byl nalezen obchod v Praze, který se specializuje na elektronické a robotické stavebnice, mimo jiné i na Arduino. V tomto obchodě bylo možné sehnat jak Arduino UNO, tak překvapivě i váhové senzory s AD převodníky a drobné příslušenství. Celý nákup byl tedy proveden v doporučeném Českém obchodě PostavRobota z důvody úspory času. Váhové senzory byly zakoupeny v balení spolu s AD převodníkem HX711 (viz obrázek 7), dále byla zakoupena deska Arduino UNO (viz obrázek 6) a potřebné kabely. Původně byly zakoupeny dva váhové senzory o váživosti 5kg a jeden o váživosti 1kg, pro porovnání přesnosti. Oba senzory jsou stejných rozměrů a vypadají stejně – viz obrázek 5. Později byl dokoupen ještě druhý hmotnostní senzor o váživosti 1kg, protože se ukázalo,

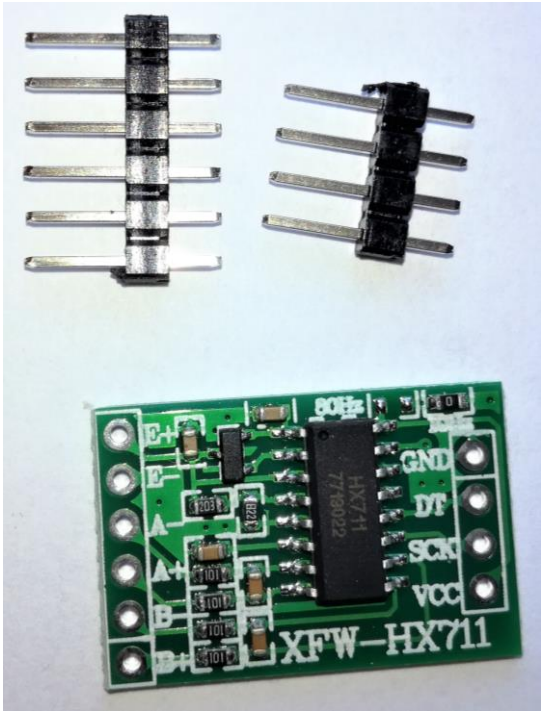
že je asi 3-krát přesnější (při kalibraci byla zjištěna max. chyba menší než 1g) a pro měření tření na prstu u ruky váživost 1kg dostačuje.



obrázek 5: Zakoupený hmotnostní senzor



obrázek 6: Zakoupené Arduino UNO

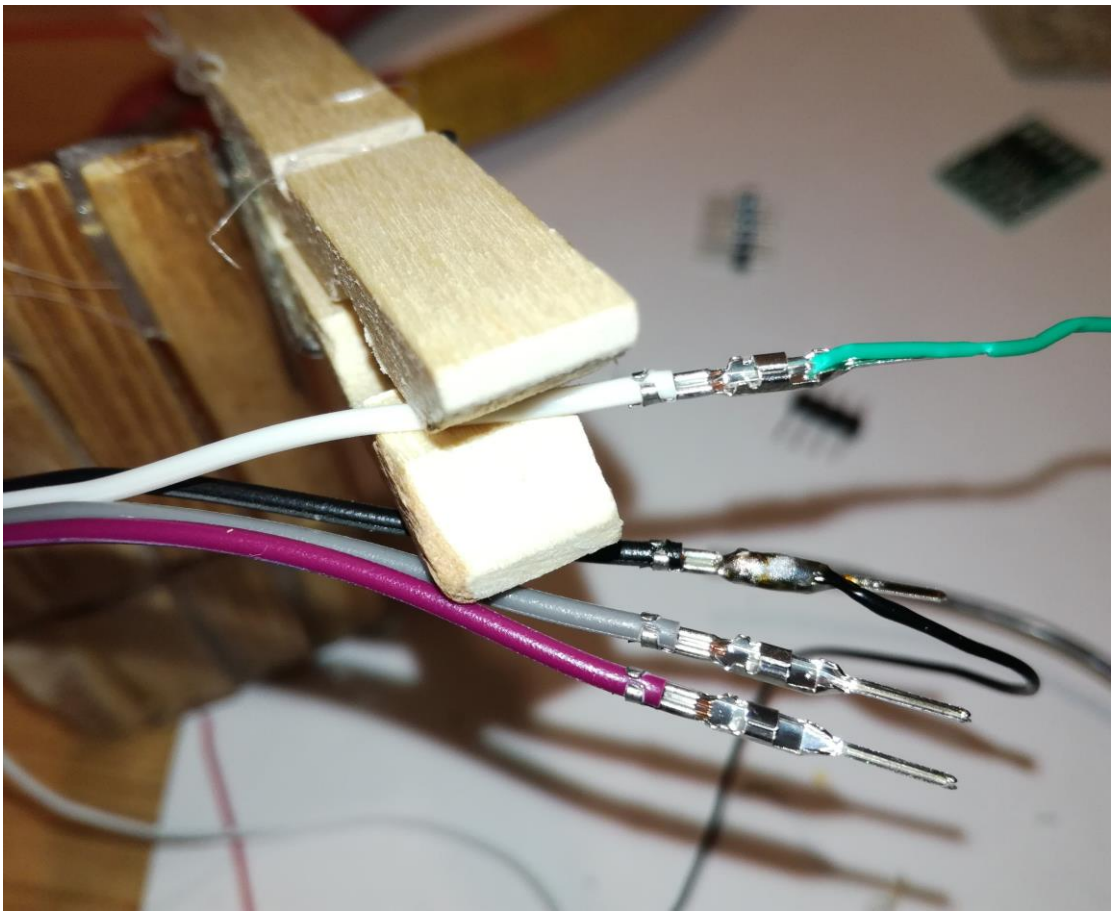


obrázek 7: AD předvodník HX711 se svorkami

Vlastní výrobu lze rozdělit na dvě části, elektronickou a mechanickou, dále pak bylo zapotřebí napsat program pro měření a kalibraci, aby bylo možné senzor používat.

3.1.2 Elektronická část

Do elektrické části patřilo připájení svorek k převodníkům, kabelům s konektory k vývodům z hmotnostních senzorů a jejich zaizolování. K pájení byla použita mikropájka Tesla ERS50 a pro drobnou práci byl použit tenký drát cínu s kalafunou, se kterým se snáze pájely malé kontakty. K izolaci spojovaných kabelů byla použita izolační páska, avšak později se ukázalo, že lépe by bylo použít smršťovací bužírku. Práci usnadnil tavnou pistolí narychlo vyrobený přípravek na držení pájeného dílu z kolíčků. Fotografie z práce je níže – viz obrázek 8.



obrázek 8: Fotografie z výroby - elektrická část

3.1.3 Mechanická část

Druhou částí byla samotná mechanická část a tedy vytvoření stabilní konstrukce se zabudovanými hmotnostními senzory. Navržená konstrukce do L byla jednoduchá, ale z důvodu nezkušenosti a nepříliš velké zručnosti trvala výroba téměř celý den. K výrobě byla použita vrtačka Narex, sada HSS vrtáků, stojan na vrtačku Narex, brusný kotouč na dřevo o zrnitosti přibližně 100, úhlová bruska, pilníky, pilka na železo, pila na dřevo, svěrák, úhloměr, šroubovák a lihový popisovač. Dřevo použité k výrobě bylo nařezáno pilou z prken a latí a jeho povrch byl obroušen pomocí vrtačky a brusného kotouče. Kovová část byla vyříznuta pomocí úhlové brusky z větší L-spojky, která se dá sehnat v železářství či stavebninách. Tato část byla překvapivě tvrdší než běžné měkké oceli a těžko se v ní vrtaly díry.

Nyní následuje popis částí, které jsou pro lepší přehlednost číselně označeny – viz obrázek 9.

1) podstavná deska

   Byla vyrobena z delšího prkna, které bylo uříznuto na rozměr přibližně 140x230 mm. Povrch desky byl z důvodu odstranění třísek zbroušen a v rozích byly vyvrtány průchozí díry, ve kterých byl vytvořen závit M5 a zašroubovány mosazné šrouby, jejichž orientace je hlavou dolů. Původně se počítalo, že budou vlepeny matice M5 a šrouby budou zašroubovány v nich, avšak z důvodu dostatečné tloušťky dřeva (25 mm) a jeho dobré kvality toho nebylo zapotřebí. Hlavy šroubů byly opatřeny měkkou pružnou vrstvou z tavné pistole a na straně vzhůru byly pilkou na železo vytvořeny zářezy pro malý plochý šroubovák. Mosazné šrouby byly před finálním zašroubováním namazány mazivem Mogul. Takto vyrobená podstavná deska zaručovala stabilní polohu na stole s možností nastavení sklonu šroubováním mosazných šroubů.

2) Pomocný hranol

   Tento hranol byl vyroben z dřevěné latě a jeho rozměry jsou přibližně 55x55x30 mm. Povrch latě a hrany byly zbroušeny pilníkem a brusným kotoučem. Protože rozteč děr u váhového senzoru je 15 mm, byl svislý váhový senzor (3) zašroubován dvěma vruty M4x30 do tohoto silnějšího dřevěného hranolu, aby se předešlo rozštípnutí dřeva z důvodu tenké stěny v případě přímého přišroubování do desky (1). S deskou (1) byl tento hranol spojen pomocí dvou vrutů M4x50.

3) Svislý váhový senzor

   Byl v horní části připevněn k L-spojce (5) pomocí dvou šroubů M4 zkrácených na délku 10mm. V jejich hlavě byl pilkou na železo vytvořen zářez pro malý plochý šroubovák. V deformačních zónách jsou nalepeny odporové tenzometry. Při zkouškách bylo ověřeno, že je použito můstkové zapojení s kompenzací momentu.

4) Vodorovný váhový senzor

   Stejný senzor jako (3) byl připevněn k L-spojce (5) pomocí dvou šroubů M5x10 v její horní části. U váhových senzorů byly již z výroby připraveny dva otvory se závitem M4 a na druhé straně dva otvory se závitem M5.

5) L-spojka

Byla pomocí úhlové brusky vyříznuta na rozměry přibližně 40x30x30 z 2mm silné větší průmyslově vyráběné L-spojky. Původní otvory pro šrouby nebyly v potřebných místech, proto byly vyvrtány otvory nové. Nejprve byly otvory rozměřeny, poté předvrtány menším vrtákem a následně vyvrtány na průchozí velikost. Tato součást byla vyráběna nadvakrát, protože v části s výrobou otvorů nebylo v prvním pokusu docíleno přesné polohy děr.

Druhou možností bylo nevyrábět tento díl a vytvořit ve váhovém snímači (3) svislý otvor se závitem, do kterého by se rovnou zašrouboval šroub skrze váhový senzor (4). Tato možnost byla zamítnuta z důvodu možnosti ovlivnění deformačních zón senzoru a tedy ovlivnění vlastností snímače a jeho znehodnocení. Proto se rozhodlo, že se váhový senzor nebude nijak upravovat a vytvoří se L-spojka.

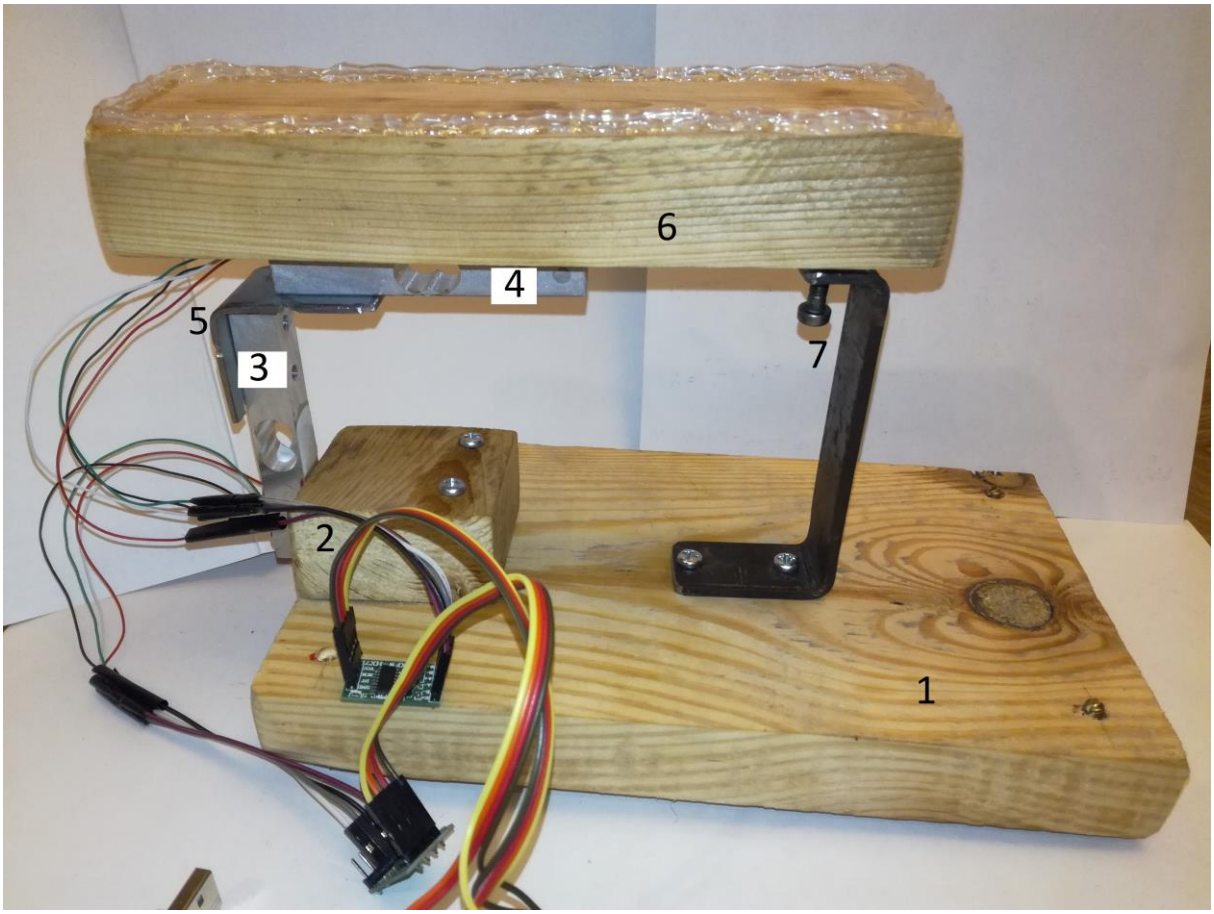
6) Dřevěný hranol (horní deska)

Tento hranol byl vyroben ze stejné latě jako pomocný hranol (2). Jeho povrch a hrany byly broušeny pilníkem a brusným kotoučem. Horní část tohoto hranolu byla broušena velmi důkladně, protože se již počítalo, že se po něm bude přejíždět prstem při experimentech. Ve spodní části hranolu byly rozměřeny a předvrtány otvory o průměru 2mm pro vruty M3x40, jimiž byl hranol přišroubován k váhovému senzoru (4). Aby dosedal na předepsanou pravou část senzoru (na fotografii níže v místě čísla 4), byly mezi senzor a tento hranol vloženy podložky o celkové výšce 4 mm. Na pravé straně tohoto hranolu byla dodatečně přibita kovová skoba, pro možnost připojení siloměru.

Této součásti byly vyrobeny dva kusy. První kus byl v horní části opatřen ohraničením pro malé množství vody pomocí tavné pistole a byl přímo určen jako kontaktní materiál v třecím experimentu (obrázek 9). Druhý kus byl vyroben pro pozdější nalepení jiného kontaktního materiálu (obrázek 10). Později zde byla pomocí tavné pistole přilepena na míru uříznutá dlaždice pomocí diamantového kotouče a úhlové brusky. Na jejích okrajích bylo stejným způsobem vytvořeno obdobné ohraničení pro vodu.

7) Pojistná vzpěra

Pojistná vzpěra byla vytvořena z ocelové pásoviny 145x45x3. Pásovina byla ohnuta ve svěráku do požadovaného tvaru. Ve spodní části byly vyvrtány průchozí otvory pro vruty M4x20, kterými byla tato součást připevněna k podstavné desce (1). V horní části byl vyvrtán otvor o průměru 4mm a závitníky vytvořen závit pro šroub M5x20. Tímto šroubem je možno nastavit doraz, který má za úkol ochránit vodorovný váhový senzor při přetížení.



obrázek 9: Vyrobený dvouosý silový snímač

obrázek 10: Druhý hranol s nalepenou dlaždicí

K sestavení tohoto senzoru je zapotřebí pouze jeden malý plochý šroubovák. Z tohoto důvodu byla do šroubů, které do tohoto šroubováku nepasovaly, vyřezávána pilkou na železo drážka.

3.1.4 Vytvoření programu ve vývojovém prostředí Arduino

Nyní již byl senzor hotov. Pro možnost měřit však bylo nutné napsat program ve vývojovém prostředí Arduino. Jako základ programu posloužil vzorový program [54]. Kód byl upraven tak, aby vyhovoval potřebám měření. Celkově byly vytvořeny dva programy. První pro samotné měření. Druhý pro kalibraci senzorů. Pro fungování obou programů je nutné mít nainstalovanou příslušnou knihovnu pro použitý AD převodník, kterou lze stáhnout z [54].

Po nadefinování potřebných proměnných je nutné nastavit proměnnou *calibration factor* (CF) pro každý senzor. Tato hodnota je převrácenou hodnotou směrnice pomyslné přímky, která je funkcí vypisované hodnoty hmotnosti *m* na vstupním signálu *x* z AD převodníku.

$$m = \frac{1}{CF} \cdot (x + q). \tag{16}$$

Hodnota CF byla určena pomocí kalibračního programu – viz dále. Hodnotu ofsetu *q* nastavoval program automaticky tak, aby byla vypisovaná hmotnost při startu programu nula, avšak bylo možné tuto hodnotu manuálně změnit dle kalibrace volného senzoru a s pomocí toho určovat skutečné namáhání senzoru vlastní vahou konstrukce. V dialogovém okně programu se nám vypisovaly hodnoty hmotnosti (sil) a ty bylo možno zkopírovat a dále s nimi pracovat.

Kalibrační program funguje tak, že hmotnostní senzory zatěžujeme známou silou. Vodorovný váhový senzor kalibrujeme dle několika závaží o známé hmotnosti. Program v pravidelných intervalech vypisuje hodnotu dále popsaného CF a z nastaveného počtu hodnot průměrnou hmotnost. Pomocí klávesnice měníme hodnotu CF. Po zjištění optimální hodnoty CF, za které se při různých závažích vypisovala hodnota hmotnosti co nejbližší skutečné hodnotě, se tato hodnota zapsala do měřicího programu. Svislý váhový senzor se kalibroval obdobně, avšak volně ložený a následně s pomocí siloměrů. S takto nastavenou hodnotou v měřicím programu se mohlo začít měřit.

Kalibrace pomocí kalibračního programu byla potřebná při prvním použití a namontování daného senzoru. Po prvotní kalibraci a přiřazení hodnoty CF k danému senzoru zůstávala tato hodnota stejná, nebo téměř stejná. Před dalším měřením stačilo pouze zkontrolovat kalibraci, případně o velmi málo upravit hodnotu CF. Například ve druhém dni měření s dlaždicí nebylo potřeba CF měnit.

Pro ilustraci, jak ve vývojovém prostředí Arduino vypadá implementace, je uveden kód programů s vysvětlujícími komentáři v přílohách této BP – viz příloha B, C.

3.2 Experiment

3.2.1 Popis experimentu

Experimentální měření tření lidské kůže bylo prováděno na pravém palci horní končetiny a bylo prováděno autorem této práce pomocí sestrojeného dvouosého silového snímače. Hlavním cílem bylo porovnat KT s varhánky na prstech a bez nich.

Nejprve bylo zapotřebí zkalibrovat váhové senzory. Základní kalibrace obou senzorů byla provedena z domova. Její kontrola a co nejpřesnější kalibrace byla provedena v laboratoři vždy těsně před měřením (viz obrázek 11). Po sestavení silového snímače v místě experimentu a spojení s notebookem byl tenzometrický senzor pro měření normálové síly kalibrován pomocí různých předmětů, jejichž hmotnost byla určena pomocí vah KERN PCB 10000-1 (rozlišení 0,1g) a ADAM pgw 753e (rozlišení 0,001g). Jelikož základní kalibrace byla provedena z domova, tak se hodnota CF pouze lehce upravila. Tenzometrický senzor pro měření tečné síly byl zkontrolován pomocí siloměrů (rozsahy 5N a 10N), jejichž správná funkce byla zkontrolována zavěšováním vážených předmětů, jako u předchozího senzoru. Před tímto měřením bylo potřeba nastavit vodorovnou polohu silového snímače pomocí šroubů ve spodní desce. Tímto se také zamezilo pohybu silového snímače na desce stolu. Správná poloha byla určena taková, že se při vkládání závaží měnila pouze hodnota normálové síly, tečná složka musela zůstat nulová.

obrázek 11: Fotografie z kalibrace senzoru

Po zkalibrování bylo možno přistoupit k samotnému měření. Měření bylo prováděno na dvakrát (dva rozdílné dny), jednou s dřevěným hranolem, podruhé s dlaždicí. Obě měření byla prováděna stejným způsobem za obdobných podmínek při teplotě 27˚C.

Dřevěný hranol byl v kontaktní části broušen do hladka jemným brusným kotoučem. Dlaždice byla z důvodu snížení váhy rozbrušovacím kotoučem uříznuta na přibližné rozměry 200 x 45 mm a povrch nebyl nijak upravován. V obou případech se využilo vytvořených okrajů, které umožňovaly zadržet malé množství vody pro mokré měření.

Experimentátor během měření opakovaně přejížděl prstem po podložce v jednom směru. Data z váhových senzorů byla pomocí AD převodníků a Arduina UNA zobrazována v okně vytvořeného programu pro měření. Experimentátor měnil rychlost a přítlačnou sílu během experimentu. V rámci jednoho cyklu (pohybu) se však snažil udržet rychlost a normálovou sílu konstantní. Měření probíhalo na etapy – případy (bez varhánků + sucho, bez varhánků + voda, s varhánky + sucho, s varhánky + voda). Po provedení experimentů bez varhánků byly sejmuty otisky prstů pomocí tavné pistole dle návodu v kapitole 2.10 s tím rozdílem, že musel být vynechán bod 2. (nanesení oleje), protože by se jinak ovlivnily vlastnosti kůže. Teplota tavné hmoty při snímání byl kontrolována termokamerou FLIR e40. Jelikož jsme neznali emisivitu tavného materiálu, byla teplota těsně před snímáním změřena pro emisivitu ε = 0,73 jako přibližně $t_{0,73} = 85$ °C a poté pomocí srovnání se známou teplotou okolí T_{obj} po vychladnutí přepočtena pomocí vzorce [55]:

$$\varepsilon_{obj} = \varepsilon_{0,73} \frac{T_{0,73\,vychl}^4}{T_{obj}^4} = 0,73 \cdot \frac{304,95^4}{300,65^4} = 0,77, \tag{17}$$

Emisivita tavného materiálu byla tedy určena na 0,77. Nyní můžeme určit teplotu při snímání otisků:

$$T_{snímání} = T_{0,73} \cdot \sqrt[4]{\frac{\varepsilon_{0,73}}{\varepsilon_{obj}}} = 358,15 \cdot \sqrt[4]{\frac{0,73}{0,77}} = 353,4K \tag{18}$$

Teplota tavného materiálu těsně před snímáním otisků byla tedy $t_{snímání} = 80$°C. Po přitlačení prstu se teplota rychle snižovala tak, že nebyl experimentátor příliš popálen, pravděpodobně i z důvodu nízké tepelné vodivosti a tepelné kapacity tavného materiálu. Pro snímání otisků byl také vyzkoušen vosk ze svíček, avšak nedosahoval tak dobrých výsledků. Autor práce měl také myšlenku využít čtečku otisků prstů v mobilním telefonu, avšak toto na první pohled elegantní řešení bohužel není v praxi použitelné pravděpodobně z důvodu zabezpečení (viz kapitola 0).

Data z měření byla kopírována do textového souboru a odtud byla vkládána do Excelu, kde byla dále upravována a následně vyhodnocována, což je dále popsáno v kapitole 3.2.2: vyhodnocení třecího experimentu.

Sejmuté otisky byly označeny a později nasnímány pomocí 3D souřadnicového stroje a optické sondy, což je popsáno v kapitole 3.2.3. Pro všechny cykly byl použit stejný prst a varhánky byly vytvářeny vždy za stejných podmínek. Čas na jejich vytvoření byl delší, než bylo nutné, aby se vždy vytvořily maximálně. Z těchto důvodů byl v experimentu brán v potaz pouze „stav 0“ - bez varhánků a „stav 1“ – s varhánky. Bylo sejmuto několik otisků bez varhánků a několik otisků s varhánky během měření s dřevěným hranolem a pro skenování byly vybrány dva nejlépe povedené otisky. Jeden z nich pro případ 0 a druhý pro případ 1. Pro měření je předpokládáno, že se povrch palce neměnil a podařilo se vytvořit obdobné varhánky v celém experimentu. Případný možný drobný rozdíl by bylo složité zjistit, protože více záleželo na tom, jak se otisk povedl. Varhánky byly tvořeny ponořením ruky do vodní lázně o teplotě (43-45)˚C po dobu 40 minut. Chladnutí lázně bylo minimalizováno použitím velké polystyrenové nádoby s víkem, ve kterém byl vytvořen otvor pouze pro ruku.

3.2.2 Vyhodnocování třecího experimentu

Během experimentu byly snímány pouze dva sloupce dat. V prvním sloupci byla hodnota tečné síly, ve druhém hodnota normálové síly. Z teorie plynulo, že by bylo vhodné data roztřídit dle velikosti normálové síly a dle velikosti třecí rychlosti. Jelikož bylo známé, že AD převodník HX711 pracuje s danou frekvencí – přibližně 10 Hz, bylo možné obě tato kritéria zahrnout, a proto byly hodnoty v Excelu dodatečně označeny pořadovým číslem pro pozdější vyhodnocení rychlosti. Při zkoumání tohoto převodníku bylo zjištěno, že obsahuje tzv. „jumper“, což znamená, že lze přepájet jednu propojku v obvodu a frekvence snímání je tímto zásahem změněna na přibližně 80 Hz. Pomocí mikropájky se podařilo tuto změnu provést.

Při porovnávacím experimentu bylo zjištěno, že se rychlost snímání sice výrazně zvýší, ale také se výrazně zvýší nepřesnost měření. Také bylo vyzkoušeno, že se nedocílí přesnosti původního snímání (při frekvenci 10 Hz) ani při průměrování osmi hodnot při snímání rychlostí 80 Hz. Proto bylo rozhodnuto, že bude pro naše měření použita frekvence snímání 10 Hz, která je přesnější a zdála se dostatečně rychlá. Dále je uvedena ukázka ze zpracování hodnot (tabulka 4).

T_y	číslo cyklu	poř. číslo y	tečný [kg]	normálový [kg]	KT
25	611	20	0,003	0,005	0,600
25	611	21	0,012	0,018	0,667
25	611	22	0,032	0,04	0,800
25	611	23	0,05	0,065	0,769
25	611	24	0,062	0,085	0,729
25	611	25	0,071	0,102	0,696
25	611	26	0,078	0,12	0,650
25	611	27	0,078	0,131	0,595
25	611	28	0,071	0,123	0,577
25	611	29	0,064	0,113	0,566
25	611	30	0,064	0,115	0,557
25	611	31	0,069	0,123	0,561
25	611	32	0,076	0,129	0,589
25	611	33	0,079	0,135	0,585
25	611	34	0,074	0,129	0,574
25	611	35	0,069	0,124	0,556
25	611	36	0,067	0,125	0,536
25	611	37	0,064	0,12	0,533
25	611	38	0,062	0,113	0,549
25	611	39	0,068	0,114	0,596
25	611	40	0,071	0,12	0,592
25	611	41	0,068	0,113	0,602
25	611	42	0,066	0,106	0,623
25	611	43	0,065	0,104	0,625
25	611	44	0,059	0,098	0,602
25	611	45	0,038	0,081	0,469
		46	0,008	0,04	0,200
		47	-0,001	0,005	-0,200
		48	0	0,001	0,000

tabulka 4: Ukázka ze zpracování měření - jeden cyklus

Během vyhodnocování v Excelu byly všechny cykly označeny čísly pro jednoznačné přiřazení naměřených hodnot a k této hodnotě byla dále vypočítána doba trvání cyklu, jako

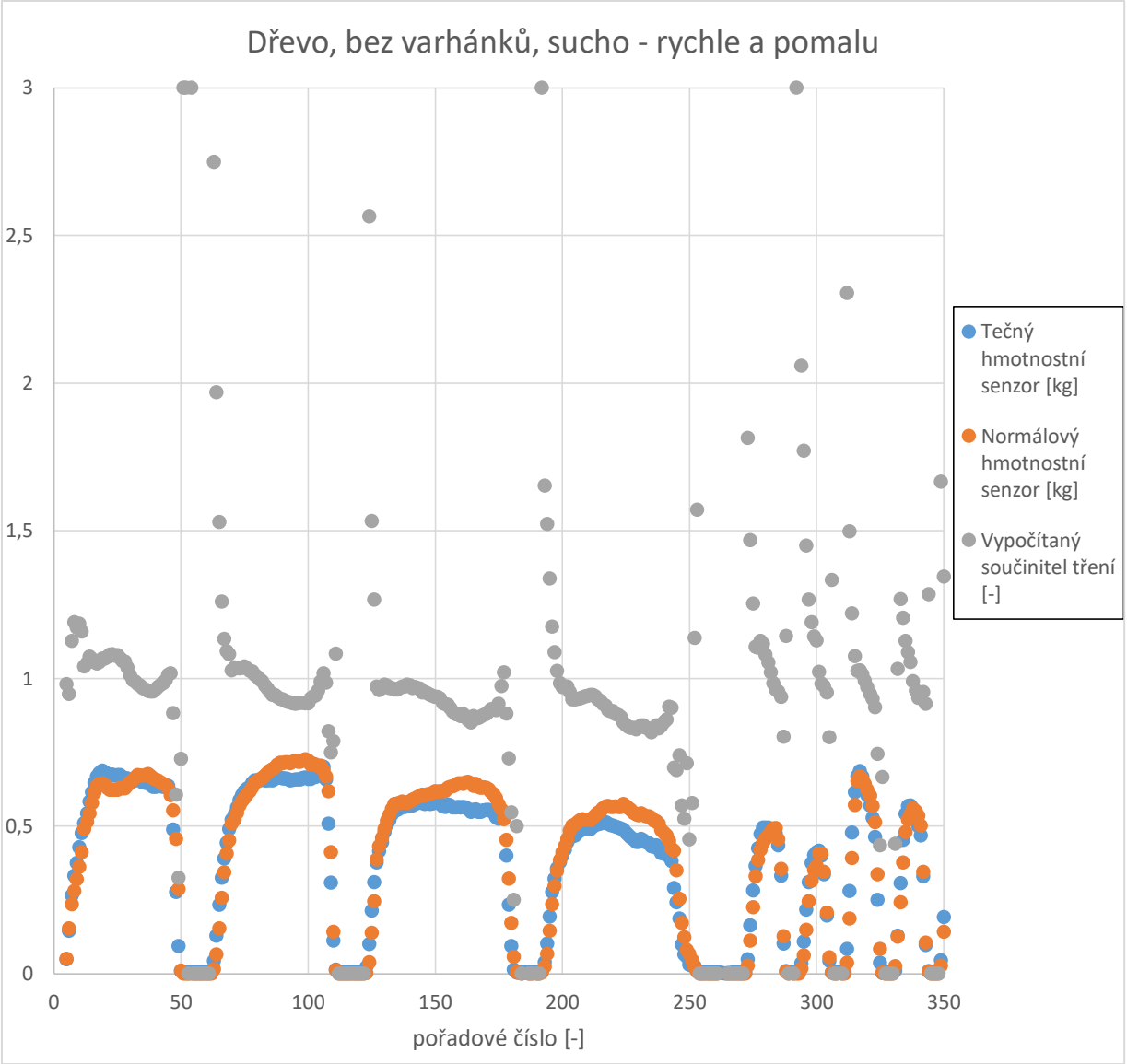
$$T_y = y_b - y_a, \tag{19}$$

kde y_b je pořadové číslo poslední platné hodnoty cyklu a y_a je pořadové číslo první platné hodnoty cyklu.

V předcházející ukázce z měření výpočet vypadá

$$y_a = 20; y_b = 45; T_y = 45 - 20 = 25\ PPND \tag{20}$$

Jednotkou této doby je počet period načítání dat (PPND). Tato část ve vyhodnocování trvala nejdéle (a bylo by výhodné nalézt rychlejší způsob), protože bylo nutné si naměřené hodnoty prohlédnout a manuálně zvolit počátek a konec cyklu. Při hledání počátků a konců cyklů se osvědčilo podmíněné formátování zvýrazněním buněk vodorovného hmotnostního senzoru s detekovanou hodnotou větší než 0,003kg. Tímto byly rovnou odlišeny hodnoty, kdy se prstem přes protikus nepřejíždělo – viz graf 4. Dále byly při výběru počátku a konce cyklů pozorovány další dva sloupce – v prvním sloupci s hodnotami tečné síly se hledělo, zda nejsou tyto hodnoty záporné a v dalším sloupci se hledělo, zda hodnota koeficientu tření se náhle velmi výrazně nezměnila vůči předchozím přibližně ustáleným hodnotám. Obě zmíněné nuance ukazují na to, že se prst ještě (už) nepohyboval danou rychlostí a tedy tyto hodnoty nebyly započítávány do cyklu. To se provádělo tím, že dané řádky nebyly označeny číslem cyklu a dobou trvání cyklu (viz tabulka 4). Vysvětlení těchto chybových hodnot je, že na začátcích cyklu se prst v těchto případech ještě nepohyboval, či při prvním kontaktu udeřil a mohl mírně rozvibrovat měřicí senzor. Na koncích cyklu se občas stávalo, že bylo prstem naraženo do ohraničení z tavné hmoty, či se experimentátor zastavil a nestihl ještě prst sejmout z plochy. Malá část cyklů nebyla do výpočtů zahrnuta vůbec, z důvodu rozvibrování senzoru - pravděpodobně vlastní frekvencí, což se stávalo u měření s dlaždicí, když byl na povrchu vodní film, zejména při zvarhánkovatělém prstu při vyšší normálové síle a vyšší rychlosti. Toto chování lze připisovat vlastnostem dlaždice a pravděpodobně nastávajícímu stick – slip efektu. Hodnoty v takto rozvibrovaném stavu nebyly použitelné a byly velmi rozptýlené. Toto rozvibrování bylo velmi silné, viditelné i slyšitelné a již při pokusu se ho experimentátor snažil vyvarovat volením rychlostí a přítlačných sil, za kterých toto chování nevznikalo. Při ostatních kombinacích (voda – varhánky – materiál) k rozvibrování de facto nedocházelo.



graf 4: Grafická ukázka 8-mi cyklů

Aby bylo možné určit rychlost třecího pohybu, bylo potřeba přepočítat dobu trvání cyklu T_y $[počet\ period\ AD\ převodníku]$ na dobu trvání cyklu T $[s]$. Pro tento převod stačilo znát přesnou frekvenci načítání dat a proto bylo načítání dat měřeno stopkami. Měření trvalo 1000s a bylo naměřeno 10602 hodnot. Z tohoto měření tedy plynulo překvapivé zjištění, že udávaná frekvence čtení 10Hz je pouze přibližná a její skutečná hodnota je 10,6Hz. Tento pokus byl následně ještě několikrát opakován pro různé doby trvání a pokaždé se dospělo ke stejnému výsledku.

Dále byly známé dráhy prstu při třecím experimentu. Ty byly změřeny běžným pravítkem jako

$$l_{dřevo} = 0{,}14\ m$$

$$l_{dlaždice} = 0{,}15\ m$$

Z dráhy a času cyklu lze snadno určit průměrnou třecí rychlost:

$$v_{dřevo} = \frac{l_{dřevo}}{T} [m/s] \tag{21}$$

$$v_{dlaždice} = \frac{l_{dlaždice}}{T} [m/s] \tag{22}$$

Po nakopírování informací o číselném označení cyklu a o délce jeho trvání ke každému řádku hodnot byly jednotlivé cykly rozděleny do tabulek podle stavu kůže (0/1), přítomnosti vody (0/1) a materiálu (dřevo/dlaždice). V těchto tabulkách byly hodnoty seřazeny dle velikosti normálové síly a dále s pomocí funkce *formátovat jako tabulku* byly filtrovány skupiny cyklů s daným rozsahem délek cyklů. Po vytvoření všech tabulek a vyzkoušení několika možností, byla s ohledem na vhodné rozdělení počtů naměřených hodnot zvolena tato kritéria:

Normálová síla (hmotnost)

- velká: 0,4kg a více
- střední: (0,25 až 0,399) kg
- malá: 0,249 kg a méně

Průměrná rychlost

- rychle: 0,1 m/s a více odpovídá $T_{x_dřevo} = 1\ až\ 15$; $T_{x\ dlaždice} = 1\ až\ 16$
- středně: (0,050 až 0,099)m/s odpovídá $T_{x_dřevo} = 16\ až\ 29$;$T_{x\ dlaždice} = 17\ až\ 32$
- pomalu: 0,049 m/s a méně odpovídá $T_{x_dřevo} = 30$ a více; $T_{x\ dlaždice} = 33$ a více

Jelikož bylo cílem získání bezrozměrného součinitele tření, nebyly hodnoty z obou hmotnostních senzorů převáděny z jednotek *kg* na *N*.

Dále byly hodnoty rozdělené dle daných kritérií ještě znovu zkontrolovány. Při této kontrole byly odstraněny hodnoty, které byly násobně jiné než ostatní. Těchto hodnot bylo malé množství a většinou to byly hodnoty s velmi nízkou normálovou silou. Z takto vytříděných a zkontrolovaných hodnot byl počítán průměr a směrodatná odchylka základního souboru.

Závěry z vyhodnocování jsou shrnuty v následujícím přehledu – viz tabulka 5. Jelikož bylo při prvním dni měření (dřevěný kvádr) naměřeno méně jak 200 cyklů, nebyly pokryty hodnoty pro situaci: velká normálová síla a rychlý pohyb u dřevěného kvádru s vodním filmem a zvarhánkovatělé kůže. Ve druhém dni měření (dlaždice) bylo naměřeno téměř 600 použitelných cyklů a byly pokryty všechny možnosti.

Dřevěný hranol				
bez varhánků sucho				
rychlost \ norm. síla		velká	střední	malá
rychle	průměr	**0,95**	**0,87**	**0,95**
	smodch	0,12	0,24	0,53
středně	průměr	**0,96**	**0,86**	**0,96**
	smodch	0,15	0,19	0,41
pomalu	průměr	**0,95**	**0,65**	**0,91**
	smodch	0,08	0,16	0,45

Dlaždice				
bez varhánků sucho				
rychlost \ norm. síla		velká	střední	malá
rychle	průměr	**1,27**	**1,38**	**1,78**
	smodch	0,25	0,34	0,61
středně	průměr	**1,22**	**1,53**	**2,43**
	smodch	0,19	0,10	0,79
pomalu	průměr	**1,15**	**1,28**	**1,93**
	smodch	0,16	0,24	0,60

Dřevěný hranol				
bez varhánků + voda				
rychlost \ norm. síla		velká	střední	malá
rychle	průměr	**0,86**	**0,83**	**1,12**
	smodch	0,09	0,21	0,61
středně	průměr	**0,96**	**1,07**	**1,30**
	smodch	0,13	0,14	0,44
pomalu	průměr	**0,99**	**1,04**	**1,03**
	smodch	0,07	0,15	0,35

Dlaždice				
bez varhánků + voda				
rychlost \ norm. síla		velká	střední	malá
rychle	průměr	**0,44**	**0,51**	**0,63**
	smodch	0,11	0,14	0,31
středně	průměr	**0,70**	**0,79**	**0,80**
	smodch	0,08	0,09	0,20
pomalu	průměr	**0,78**	**0,96**	**0,94**
	smodch	0,05	0,08	0,16

Dřevěný hranol				
varhánky+sucho				
rychlost \ norm. síla		velká	střední	malá
rychle	průměr	**0,31**	**0,30**	**0,38**
	smodch	0,02	0,05	0,19
středně	průměr	**0,32**	**0,32**	**0,35**
	smodch	0,03	0,05	0,17
pomalu	průměr	**0,31**	**0,30**	**0,32**
	smodch	0,02	0,03	0,13

Dlaždice				
varhánky+sucho				
rychlost \ norm. síla		velká	střední	malá
rychle	průměr	**0,51**	**0,68**	**1,02**
	smodch	0,30	0,46	0,61
středně	průměr	**0,76**	**0,91**	**1,12**
	smodch	0,28	0,48	0,51
pomalu	průměr	**0,93**	**1,07**	**1,33**
	smodch	0,06	0,09	0,25

Dřevěný hranol				
varhánky + voda				
rychlost \ norm. síla		velká	střední	malá
rychle	průměr	**xxx**	**0,96**	**1,00**
	smodch	xxx	0,03	0,22
středně	průměr	**0,92**	**0,89**	**1,01**
	smodch	0,06	0,12	0,26
pomalu	průměr	**0,86**	**0,87**	**0,98**
	smodch	0,04	0,10	0,16

Dlaždice				
varhánky + voda				
rychlost \ norm. síla		velká	střední	malá
rychle	průměr	**0,45**	**0,53**	**0,67**
	smodch	0,10	0,11	0,28
středně	průměr	**0,56**	**0,64**	**0,77**
	smodch	0,04	0,09	0,18
pomalu	průměr	**0,65**	**0,75**	**0,82**
	smodch	0,02	0,07	0,16

tabulka 5: Výsledkové tabulky s KT pro dané případy (tučně jsou zvýrazněny KT, běžným fontem směrodatná odchylka)

3.2.3 Skenování otisků prstu

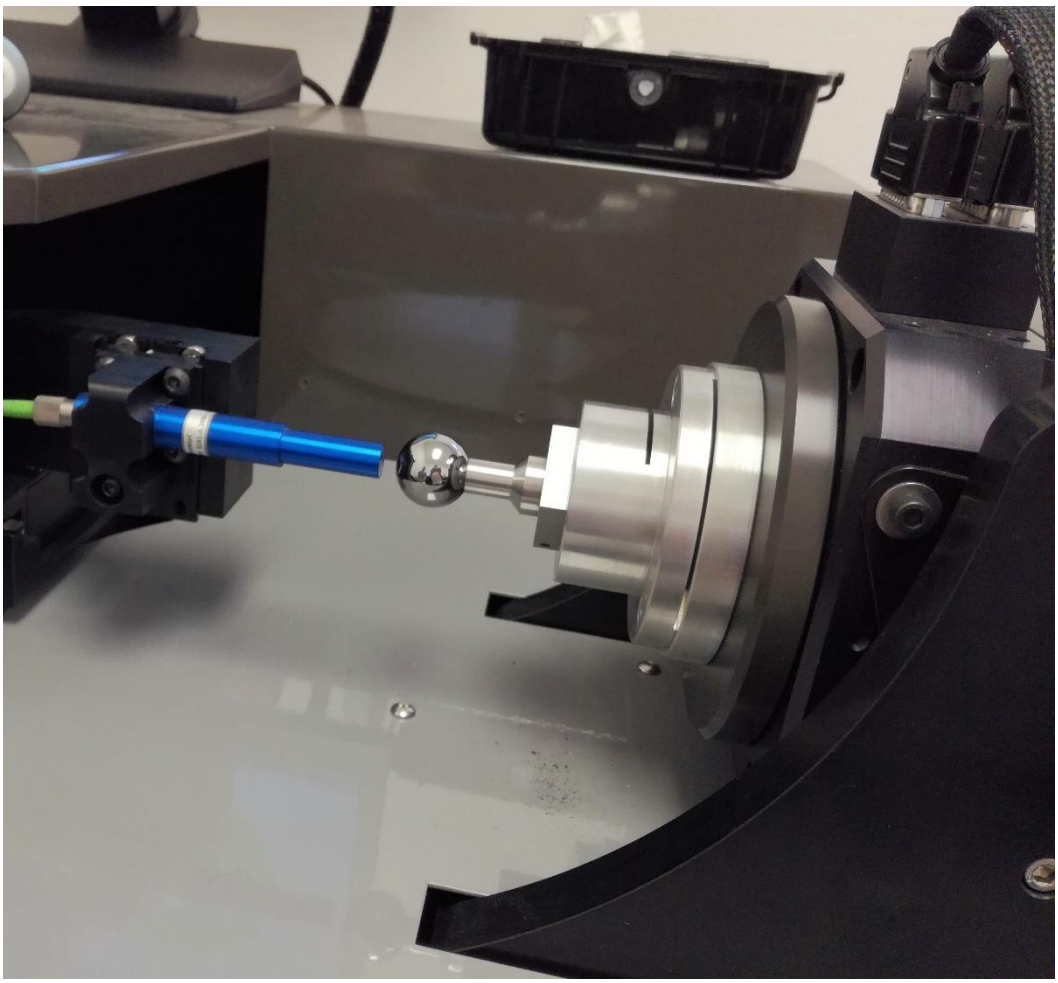
Ke skenování 3D otisků prstů v tavné hmotě byl použit souřadnicový měřicí přístroj Redlux o výrobcem garantované přesnosti:

- $\pm 1\ \mu m$ u rotačních součástí,
- $\pm (2 + 0{,}1\ L/mm)\ \mu m$ u obecných tvarů.

Dále byla použita optická konfokální sonda Precitec CHRocodile o parametrech:

- měřicí rozsah 300 μm
- pracovní vzdálenost *4,5 mm*
- rozlišení v souřadnici Z *10 nm*
- průměr sondy *15 mm* [56].

Nejprve bylo třeba pomocí kalibrační kuličky zkalibrovat souřadnicový stroj a konfokální sondu (viz obrázek 12). Ze zkušeností Ing. J. Kronka Ph. D. plyne, že velký vliv na přesnost měření má změna teploty. Proto se kalibrace dělá vždy těsně před měřením a každých 8 hodin se opakuje.



obrázek 12: Kalibrace souřadnicového stroje a konfokální sondy pomocí kuličky

Poté bylo potřeba připravit otisk prstu – odstranit vysoké okraje, aby byl možný dostatečně blízký přístup sondy, která má omezenou pracovní vzdálenost. Takto upravený otisk byl pomocí oboustranné lepicí pásky nalepen na přípravek k uchycení do souřadnicového stroje.

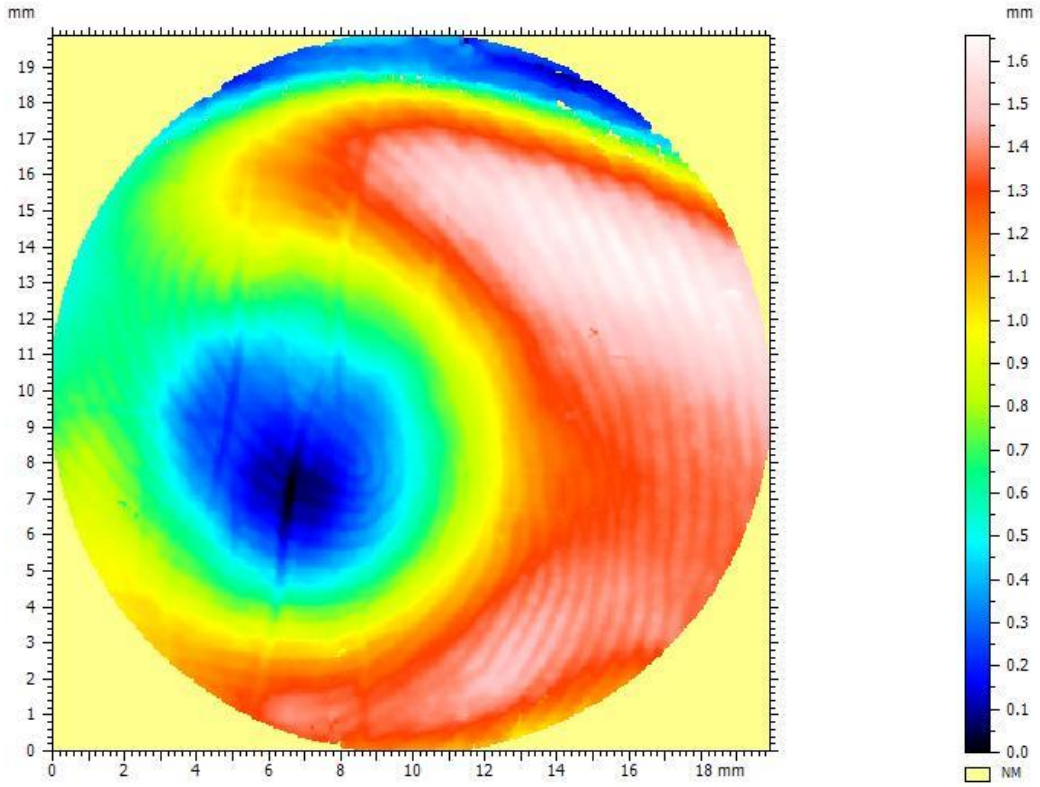
Po zkalibrování byl přípravek s otiskem upnut do souřadnicového stroje a nastaveny základní parametry pro skenování:

- počet bodů na otáčku: 1000
- počet otáček: 120
- střed spirály (začátek měření): 46,45 mm
- konec měření: 56,45mm

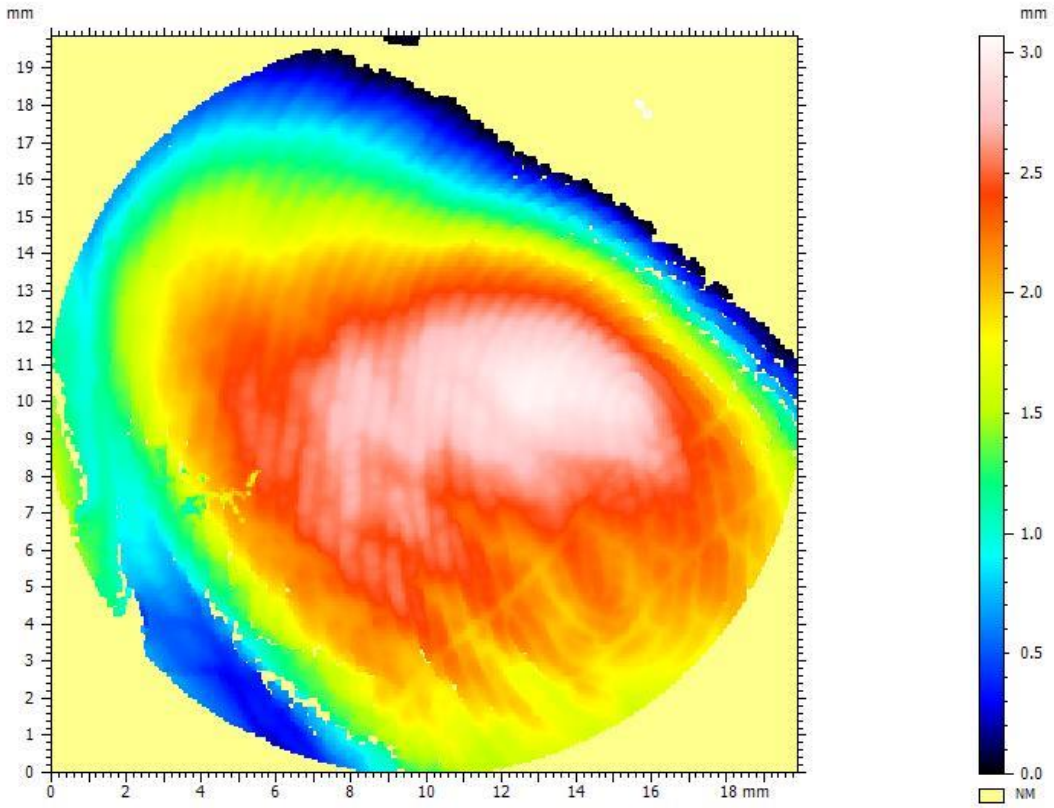
Měření probíhá tak, že se sonda pohybuje v souřadnici X a snímaný předmět se otáčí kolem své osy. Ze zadaného středu (počátku) a konce měření měřicí program spočte poloměr a ze zadaného počtu otáček vypočítá stoupání spirály měřených bodů. Sondou snímáme na 1 otočení obtisku kolem své osy nastavený počet bodů. Ze způsobu skenování je zřejmé, že s rostoucí vzdáleností od středu klesá hustota snímaných bodů, tedy nejhustší síť máme ve středu snímaného otisku a na krajích máme síť nejméně hustou. Tímto jsme si popsali, jak probíhá skenování v ploše otisku (XY). V souřadnici Z máme maximální měřicí rozsah sondy 300 μm, ale hloubka otisku prstu je výrazně vyšší. Z tohoto důvodu nebylo možné změřit celý otisk najednou. V situaci, kdy je rozdíl povrchů měřeného předmětu mírně vyšší, než je měřicí rozsah sondy a zároveň se na povrchu nevyskytují výrazné hrany, lze použít funkci autofokus, při které se sonda mírně pohybuje v souřadnici Z tak, aby byl snímaný povrch v předepsaném rozmezí vzdáleností od sondy. Jelikož je rozsah souřadnic Z otisku prstu výrazně vyšší, nebyla funkce autofokus použita, ale skenování probíhalo po částech. Nejprve byla nalezena souřadnice Z taková, aby bylo možno skenovat nejhlubší části otisku. Po nasnímání, odstranění neměřených bodů a uložení této části, bylo skenování za stejných parametrů opakováno, pouze se sonda posunula o 250 μm dále od otisku. Tento postup byl opakován do té doby, než bylo z naměřených hodnot patrné, že byly nasnímány i nejvyšší části otisku. V tomto okamžiku byl vyvolán skript, který složil jednotlivé části dohromady a tento celek byl uložen. Z důvodu kompatibility bylo nutné soubor uložit jako souřadnice do textového souboru.

3.2.4 Ohodnocení drsnosti

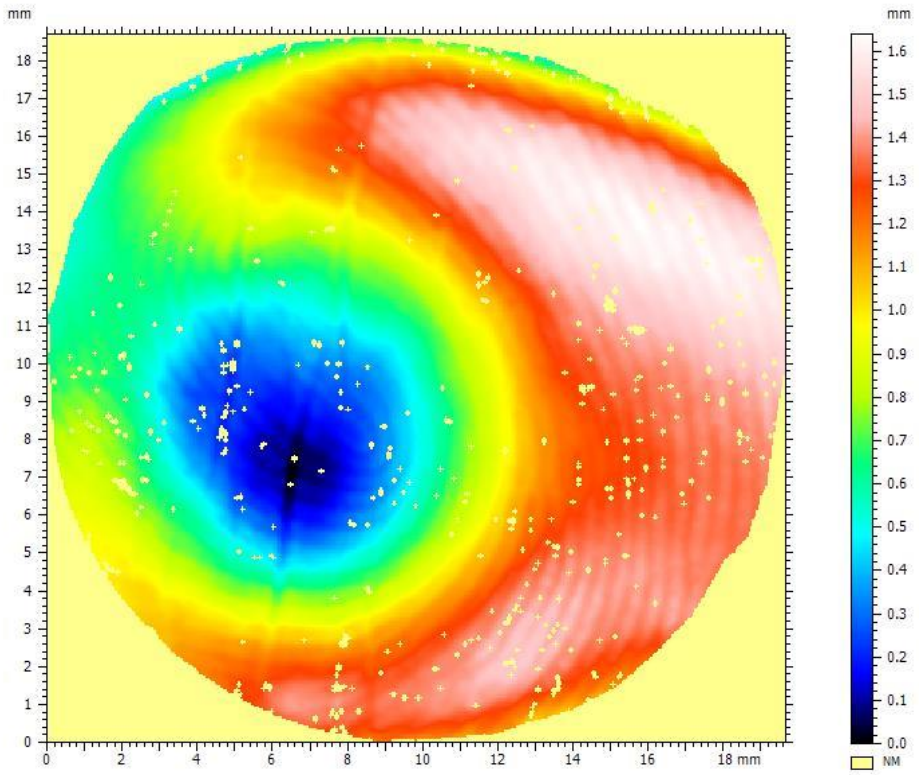
Souřadnice bodů z textového souboru byly načteny pro pozdější zpracování do programu Mounting Map. Pro jednoznačný popis nechť je otisk bez varhánků označován číslem 1 a otisk s varhánky číslem 2. Orientace souřadnice Z byla manuálně obrácena z důvodu získání původního povrchu prstu. Pokud by orientace zůstala původní, byl by zpracováván povrch otisku z tavné hmoty. V programu Mounting Map byla data vizualizována (obrázek 13, obrázek 14), odstraněny odlehlé hodnoty a zvýšené okraje (obrázek 15, obrázek 16), doplněny chybějící body pomocí aproximace okolních hodnot (obrázek 17, obrázek 18), dále byly vytvořeny tabulky o základních parametrech povrchů (tabulka 6 a tabulka 7) a vytvořeny 3D rendery otisku (obrázek 19, obrázek 20). Výstupy jsou uvedeny dále.



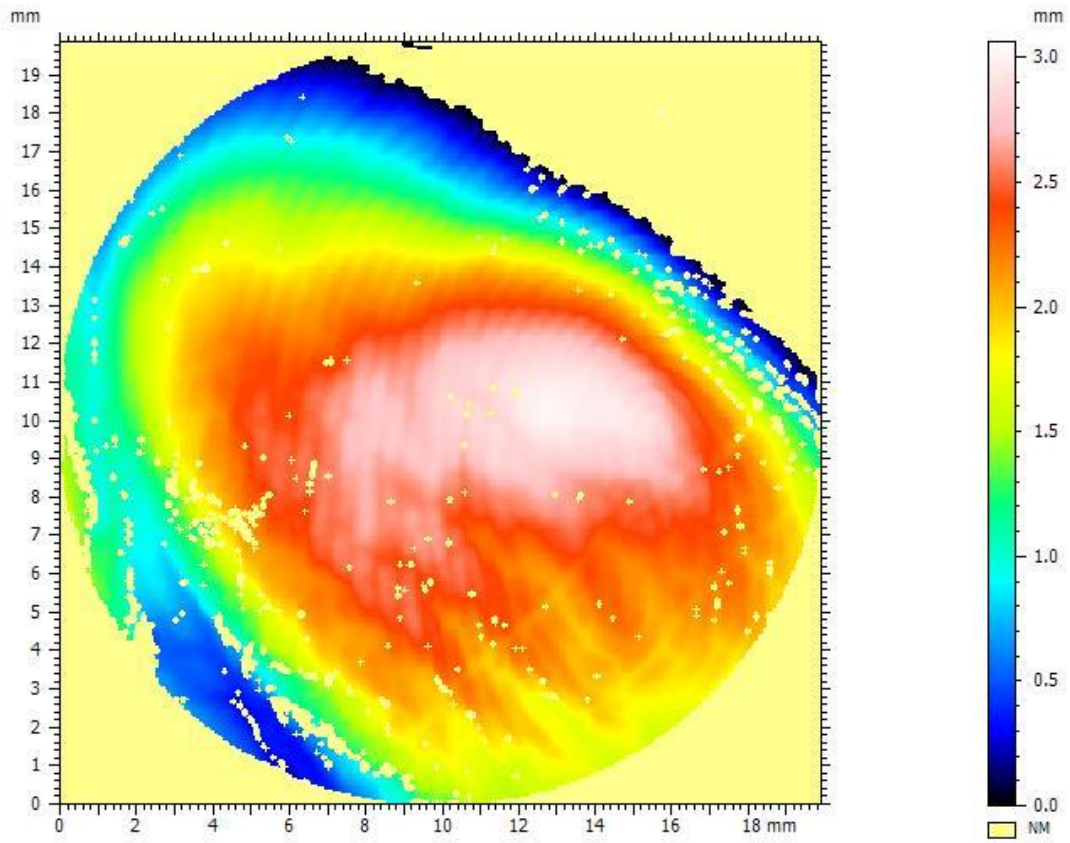
obrázek 13: Vizualizace originálních nasnímaných dat (otisk 1)



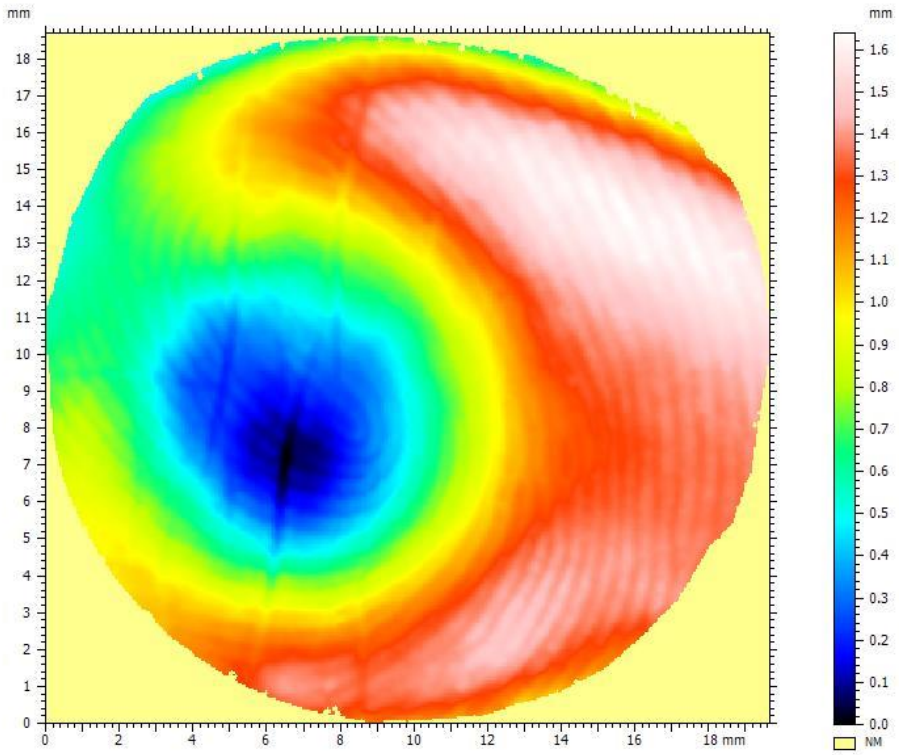
obrázek 14: Vizualizace originálních nasnímaných dat (otisk 2)



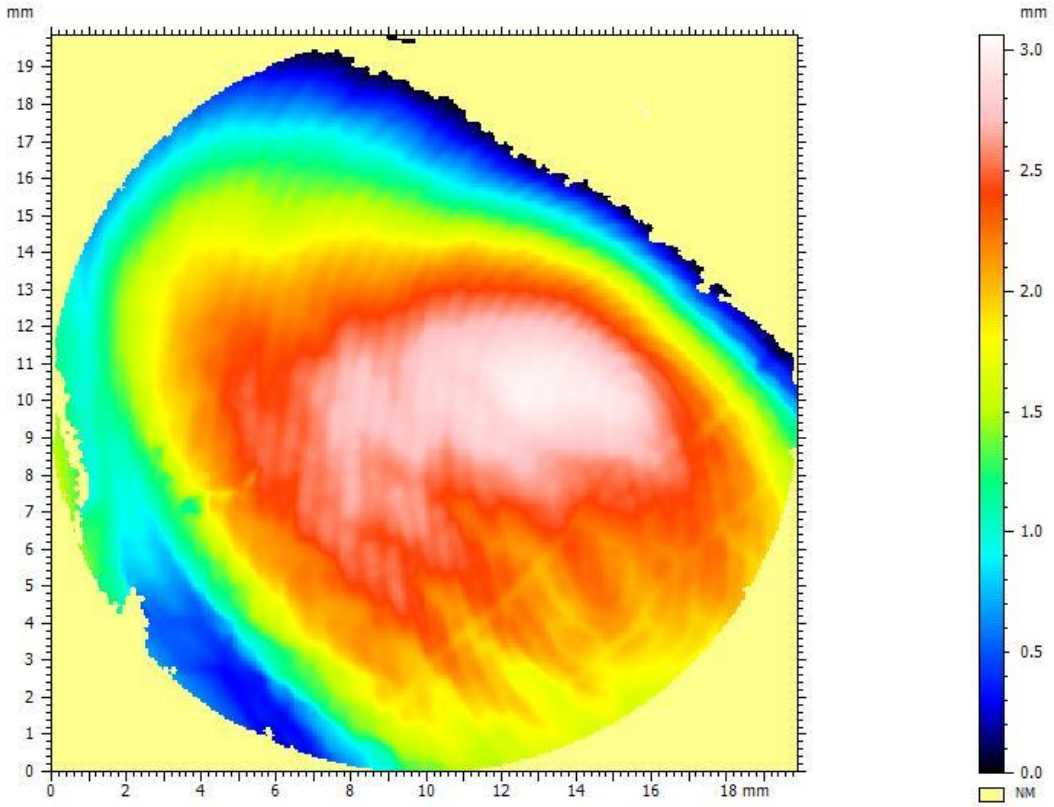
obrázek 15: Odstranění odlehlých hodnot a zvýšeného okraje (otisk 1)



obrázek 16: Odstranění odlehlých bodů (otisk 2)



obrázek 17: Doplnění chybějících bodů interpolací (otisk 1)



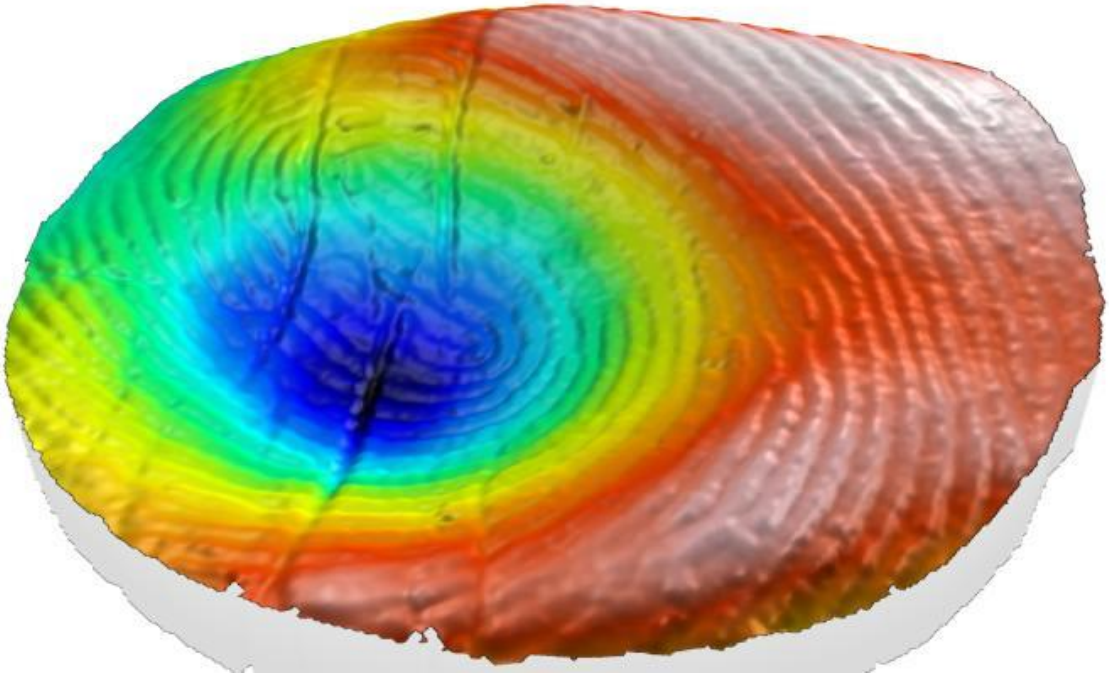
obrázek 18: Doplnění chybějících bodů interpolací (otisk 2)

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	0.408	mm
Ssk	-0.422	
Sku	2.06	
Sp	0.635	mm
Sv	1.00	mm
Sz	1.64	mm
Sa	0.355	mm

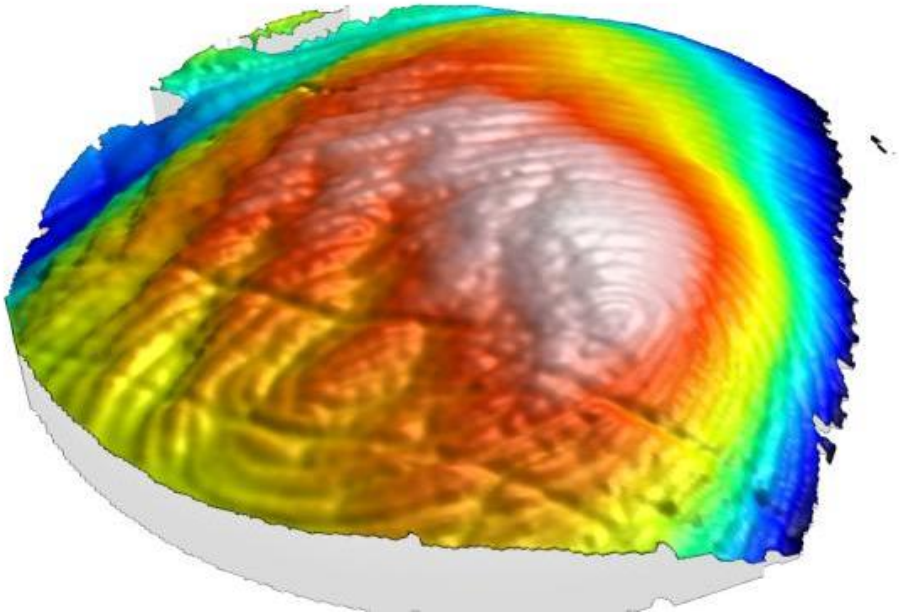
tabulka 6: Plošné vlastnosti povrchu na obrázku 17 (otisk 1)

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	0.728	mm
Ssk	-0.528	
Sku	2.30	
Sp	1.26	mm
Sv	1.80	mm
Sz	3.06	mm
Sa	0.610	mm

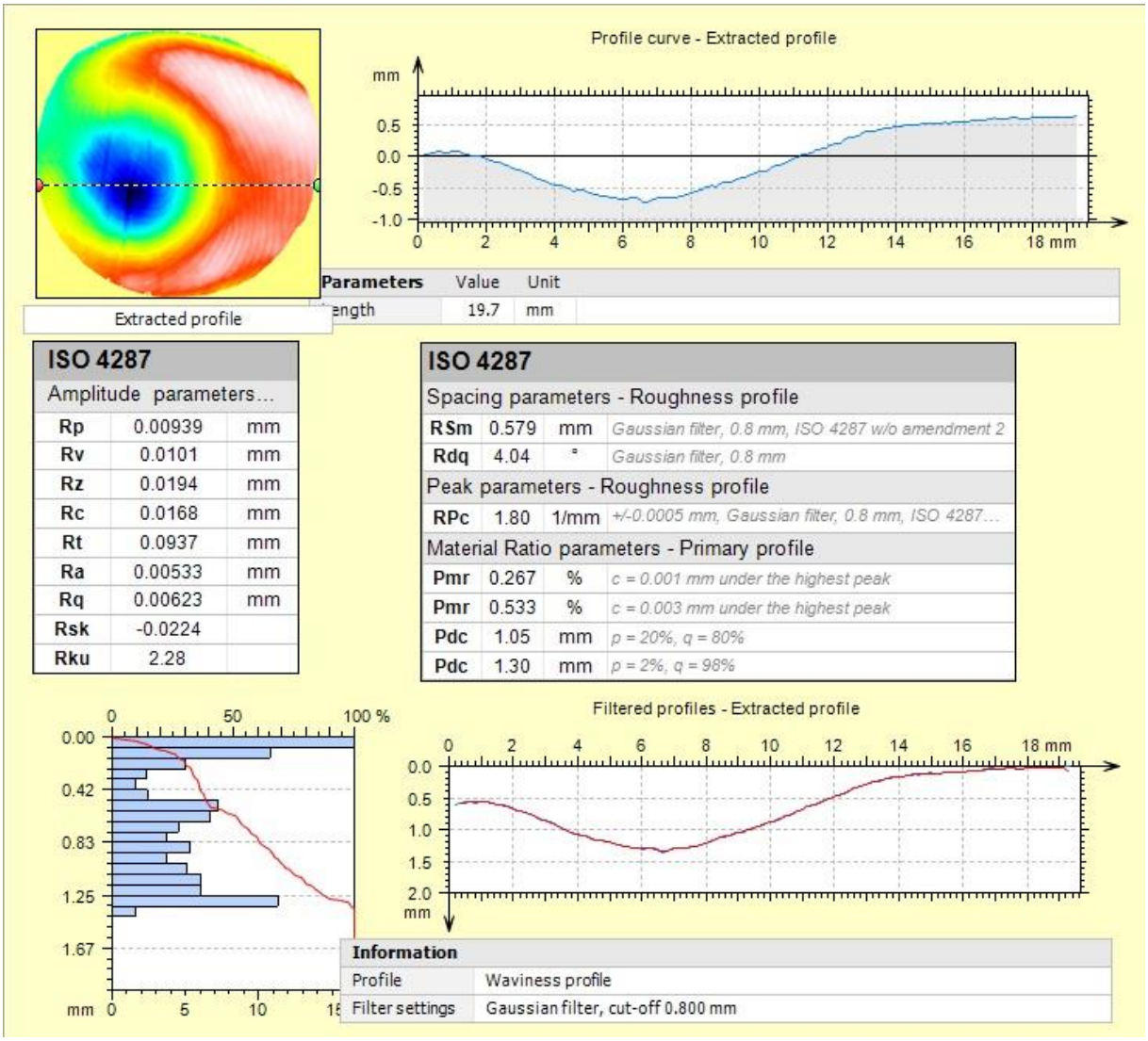
tabulka 7: Plošné vlastnosti povrchu na obrázku 18 (otisk 2)



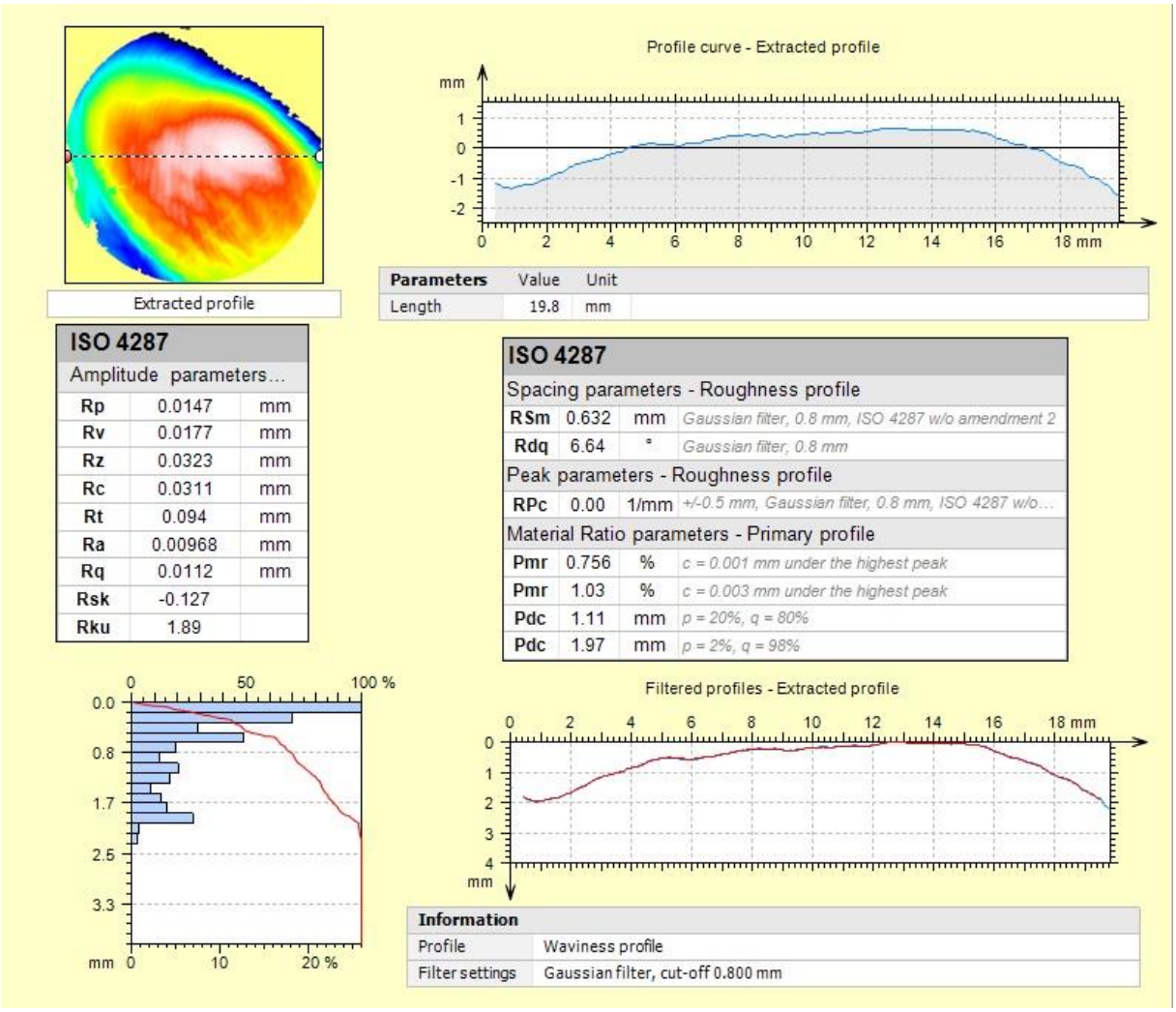
obrázek 19: Render otisk 1



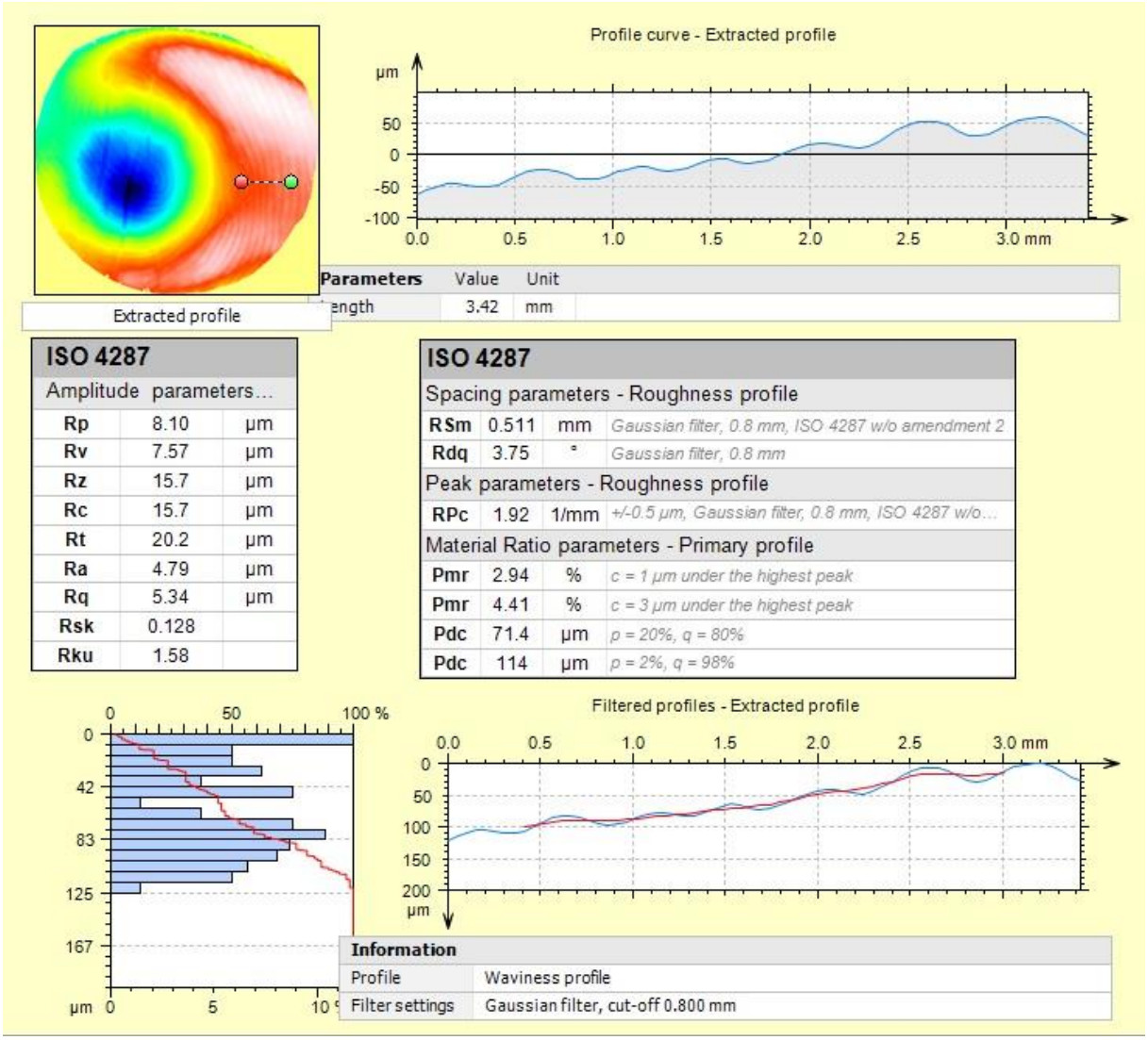
obrázek 20: 3D render otisk 2 - s patrnými varhánky



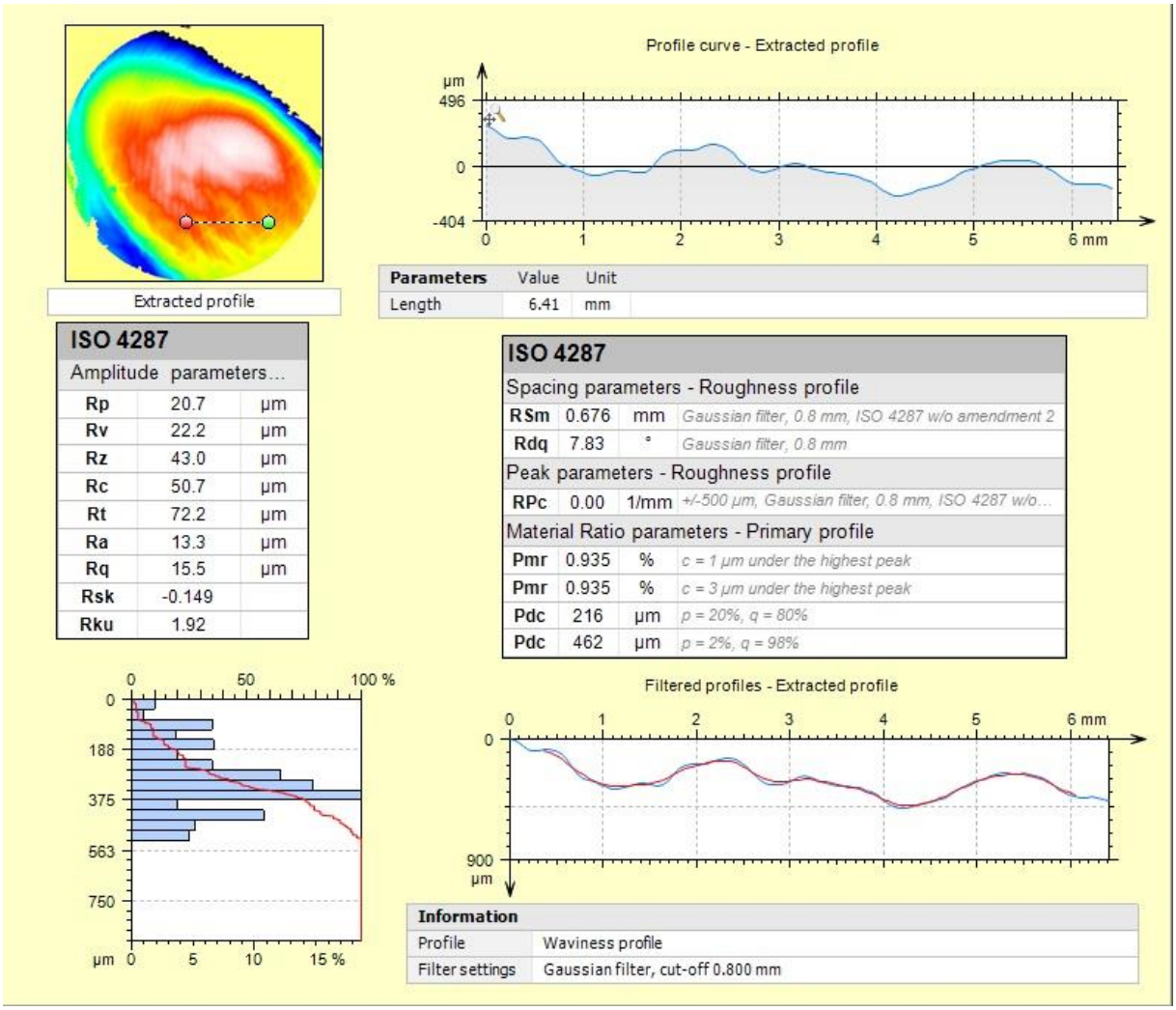
obrázek 21: Přímkové parametry přes celý otisk 1 - přes největší nerovnost - viz přímka vlevo nahoře



obrázek 22: Přímkové parametry přes celý otisk 2 - největší nerovnost



obrázek 23:Přímkové parametry - papily -pouze část otisk 1 - viz přímka vlevo nahoře



obrázek 24: Přímkové parametry - pouze část otisk 2

4 Závěr

V této práci byla vypracována rešerše, která čtenáře uvedla do základní problematiky tribologie lidské kůže a seznámila čtenáře s problematikou varhánků, čímž byl splněn bod 1) ze zadání BP.

Pro účely práce byla vytvořena měřicí sestava s dvouosým silovém snímačem. Na této sestavě byla provedena série měření pro dva různé materiály a stavy kůže (s varhánky a bez nich). Tímto byl splněn bod 2).

Dále byly sejmuty a změřeny základní parametry povrchu otisků prstu bez a s varhánky, čímž byl splněn bod 3) ze zadání. Z měření je zřejmé, že povrch s varhánky má vyšší hodnoty různých parametrů plošné i přímkové drsnosti, než bez varhánků. Tyto hodnoty lze nalézt v tabulkách v kapitole 3.2.4.

Z naměřených dat více jak sedmi stovek cyklů se podařilo vypočítat průměrné KT s přijatelně vysokými směrodatnými odchylkami. Směrodatné odchylky KT byly nejvyšší vždy u nejnižší normálové síly z důvodu vyššího rozptylu hodnot. Použitím nižší frekvence načítání dat AD převodníku a přesnějšího 1kg hmotnostního senzoru se minimalizoval vliv nejistoty typu A (přesnost přístrojů) a je považován za zanedbatelný. Hlavní nepřesnost v experimentu hrají nejistoty typu B.

Z vyhodnocení není patrné výrazné zvýšení KT při kůži s varhánky vůči kůži bez varhánků při mokrém tření. Naopak bylo změřeno, že je KT stejný nebo mírně nižší. V rámci směrodatné odchylky však není možné toto určit. Z experimentu je však dobře patrné, že varhánky při suchém tření snižují KT v porovnání k suchému tření bez nich. U dřevěného materiálu je tento dopad velmi výrazný a díky nižší směrodatné odchylce i dobře průkazný. U dlaždice je tento trend také dobře znatelný, bohužel naměřené hodnoty vykazovaly velký rozptyl, a proto není dopad varhánků v tomto případě dobře průkazný.

Dále je možné nalézt slabý trend růstu hodnot KT při snižování normálové síly, což by bylo ve shodě s modelem adhezního tření [21]. Tento trend není nikterak výrazný a v rámci nepřesnosti měření není z tohoto experimentu přímo průkazný.

Výrazné ovlivnění KT rychlostí třecího pohybu není z experimentů patrno, ač z důvodu omezené přesnosti experimentu není možné určitý vliv vyloučit.

Předchozím výčtem závěrů z provedených experimentů byl splněn bod 4) ze zadání BP.

DISKUZE

V práci je uvedeno několik konkrétních parametrů snímaného povrchu reverzovaného otisku, avšak důležitější než naměřené hodnoty je samotné zjištění a ověření, že zde existuje cesta, jak sejmout, naskenovat a analyzovat drsnost kůže na prstech. Tímto způsobem by bylo možné v budoucnu například měřit drsnost kůže na různých částech těla a toto měření využít například v tribologických experimentech. Po zjištění základních závislostí v našem třecím experimentu by se mohlo dále zkoumat, zda existuje nějaký vztah mezi drsností kůže, či velikostí varhánků na KT. Také by se dala tímto způsobem zjišťovat povaha a struktura povrchů a toto také určitým způsobem vyhodnocovat. Otisk číslo 1 je pravděpodobně z důvodu předčasného odstranění prstu deformovaný, avšak z důvodu velmi dobře patrných linií pokožky byl zobrazen. Předejít této deformaci se dá dostatečnou dobou vytváření otisku, či použitím speciálních snímacích hmot.

V závěru bylo zmíněno zjištění, že je KT nižší při suchém tření u prstu s varhánky, než u prstu bez varhánků. Je otázkou, proč toto lidské tělo dělá. Jako možné vysvětlení se nabízí snaha o ochranu vodou změklé kůže před poškozením. Ve vodním prostředí je lidské tělo pravděpodobně ochotno riskovat drobné poškození kůže, než aby muselo čelit pádům a uklouznutí ve smekajícím se prostředí. Je také možné, že hlavní úkol varhánků je jiný nebo žádný, nicméně autor práce je přesvědčen, že protože lidské tělo dělá drtivou většinu věcí z nějakého důvodu, mají i varhánky na prstech svůj smysl.

Pro řádné vyšetření vlivu varhánků na KT by bylo třeba provést další měření s větším počtem různorodých materiálů při ještě větším rozsahu normálových sil, jemnějším rozřazením kritérií hodnot rychlosti pohybu či velikosti sil. Aby se usnadnilo vyhodnocování dat, bylo by vhodné před experimentem rozmyslet parametry dělicích kritérií a data měřit vždy pro daná kritéria cíleně v rámci jednoho sloupce dat. Předchozí zjemňování kritérií je možno dovést až k pokusu o konstantní hodnoty, které omezí vznik rozptylu hodnot KT z pravděpodobné závislosti na normálové síle a rychlosti pohybu. Toto se zdá být jako nejbezpečnější řešení, protože chování kůže může být velmi komplexní a složité a pro dokázání některého z vlivů je důležité vyloučit vliv ostatních.

Dále pak je možné, že varhánky neovlivňují dynamický KT, ale pouze statický KT. Pro měření statického tření by bylo zapotřebí vyšší snímací frekvence. Muselo by se vyzkoušet, zda frekvence snímání 80Hz (při použití tzv. jumperu) je již vyhovující rychlost snímání, případně použít jiné řešení s ještě vyšší frekvencí.

Dále by bylo vhodné kontrolovat, zda se prst po velkém množství třecích pohybů „neobrousí“, což by mohlo mít vliv na rozdílné vlastnosti prstu na začátku a na konci měření.

Celkově je tato práce spíše nalezením možností a postupů pro experimenty, které mohou poodhalit stále ještě neprozkoumané vlastnosti lidského těla, což by pak šlo využít v průmyslu. Nyní by bylo třeba se poučit z proběhlého měření, experimenty zdokonalit a hlavně věnovat této činnosti potřebné množství času a naměřit velké množství dat. Pro potvrzení či vyvrácení závěrů z tohoto experimentu by bylo dále třeba pokusy provést na reprezentativním vzorku většího počtu lidí, ne jen na jednotlivci, který může vykazovat jiné, než běžné chování.

Pro budoucí výzkum této problematiky jistě někteří experimentátoři sáhnou po jiném systému měření a vyhodnocení, avšak po práci s Arduinem a krátkém zorientování se a uvědomění si nepřeberných možností elektronické stavebnice Arduino, se zdá velmi dobře použitelná i pro složitější a sofistikovanější možnosti výzkumu. Mezi její výhody patří její relativně velké rozšíření a tedy dobrá dostupnost návodů a hlavně obrovské množství příslušenství, mezi které patří například různé senzory (senzor pro měření vlhkosti, senzor teploty, ultrazvukový měřič vzdálenosti,…) či řízené servo motory, výkonové desky a další moduly. Toto příslušenství přímo navádí k načítání více informací o okolí či pokožce během experimentu nebo určování polohy ruky (rychlosti) přímo při experimentu. Využitím pohonů by zase mohl být nahrazen pohyb experimentátorovy ruky určitým mechanismem s programovatelnými vlastnostmi pohybu. Prst by se mohl vkládat do zkonstruovaného přípravku a pohyb by mohl činit povrch.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ:

[1] DERLER, S. a L.-C. GERHARDT. Tribology of Skin: Review and Analysis of Experimental Results for the Friction Coefficient of Human Skin. *Tribology Letters* [online]. 2012, **45**(1), 1-27 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1007/s11249-011-9854-y. ISSN 1023-8883. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s11249-011-9854-y

[2] VAN DER HEIDE, E., X. ZENG a M. A. MASEN. Skin tribology: Science friction? *Friction* [online]. 2013, **1**(2), 130-142 [cit. 2018-02-15]. DOI: 10.1007/s40544-013-0015-1. ISSN 2223-7690. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s40544-013-0015-1

[3] KAREKLAS, K., D. NETTLE a T. V. SMULDERS. Water-induced finger wrinkles improve handling of wet objects. *Biology Letters* [online]. 2013, **9**(2), 20120999-20120999 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1098/rsbl.2012.0999. ISSN 1744-9561. Dostupné z: http://rsbl.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsbl.2012.0999

[4] HASELEU, Julia, Damir OMERBAŠIĆ, Henning FRENZEL, Manfred GROSS, Gary R. LEWIN a Daniel GOLDREICH. Water-Induced Finger Wrinkles Do Not Affect Touch Acuity or Dexterity in Handling Wet Objects. *PLoS ONE* [online]. 2014, **9**(1), e84949- [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1371/journal.pone.0084949. ISSN 1932-6203. Dostupné z: http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0084949

[5] MICHAELA, Sobotková. *Odborné posouzení opotřebení součásti z pohledu hodnocení kvality mazacího systému* [online]. Brno, 2013 [cit. 2018-08-12]. Dostupné z: https://is.mendelu.cz/lide/clovek.pl?zalozka=13;id=3131;studium=49422;zp=40245;download_prace=1. Bakalářská práce. Mendelova univerzita v Brně.

[6] DOWSON, D. A tribological day. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*[online]. 2009, **223**(3), 261-273 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1243/13506501JET557. ISSN 1350-6501. Dostupné z: http://journals.sagepub.com/doi/10.1243/13506501JET557

[7] Oleophobic coating. In: *Phonearena* [online]. San Francisco: Paul.K, 2015 [cit. 2018-08-12]. Dostupné z: https://www.phonearena.com/news/oleophobic-coating--what-it-is-how-to-clean-your-phone-what-to-do-if-the-coating-wears-off_id65974

[8] IVAN DYLEVSKÝ, Stanislav Trojan a ILUSTR. ZDENĚK MAJZNER. *Somatologie: Učeb. pro stř. zdrav. šk., stud. obor zdrav. sestra, dět. sestra, ženská sestra, rehabilitační prac., radiol. laborant*. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1990. ISBN 8020100261.

[9] DYLEVSKÝ, Ivan. *Základy funkční anatomie člověka*. V Praze: České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05249-5.

[10] DRUGA, Rastislav, Miloš GRIM a Karel SMETANA. *Anatomie periferního nervového systému, smyslových orgánů a kůže*. Praha: Galén, c2013. ISBN 978-80-7262-970-1.

[11] Stavba kůže člověka. In: *Informační systém Masarykovy univerzity* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2013 [cit. 2018-08-12]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomieIII/pages/kuze.html

[12] Tření. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001 [cit. 2018-08-12]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/T%C5%99en%C3%AD

[13] COMAISH, STANLEY a EVA BOTTOMS. THE SKIN AND FRICTION: DEVIATIONS FROM AMONTON'S LAWS, AND THE EFFECTS OF HYDRATION AND LUBRICATION. *British Journal of Dermatology*[online]. 1971, **84**(1), 37-43 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1111/j.1365-2133.1971.tb14194.x. ISSN 0007-0963. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2133.1971.tb14194.x

[14] LEWIS, R., C. MENARDI, A. YOXALL a J. LANGLEY. Finger friction: Grip and opening packaging. *Wear* [online]. 2007, **263**(7-12), 1124-1132 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1016/j.wear.2006.12.024. ISSN 00431648. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164807003080

[15] ASSERIN, J, H ZAHOUANI, Ph HUMBERT, V COUTURAUD a D MOUGIN. Measurement of the friction coefficient of the human skin in vivo. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* [online]. 2000, **19**(1), 1-12 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1016/S0927-7765(99)00169-1. ISSN 09277765. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0927776599001691

[16] BOBJER, Olle, Sven-Eric JOHANSSON a Sergue PIGUET. Friction between hand and handle. Effects of oil and lard on textured and non-textured surfaces; perception of discomfort. *Applied Ergonomics*[online]. 1993, **24**(3), 190-202 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1016/0003-6870(93)90007-V. ISSN 00036870. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/000368709390007V

[17] DERLER, S., U. SCHRADE a L.-C. GERHARDT. Tribology of human skin and mechanical skin equivalents in contact with textiles. *Wear*[online]. 2007, **263**(7-12), 1112-1116 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1016/j.wear.2006.11.031. ISSN 00431648. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164807003535

[18] GEE, M.G., P. TOMLINS, A. CALVER, R.H. DARLING a M. RIDES. A new friction measurement system for the frictional component of touch. *Wear* [online]. 2005, **259**(7-12), 1437-1442 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1016/j.wear.2005.02.053. ISSN 00431648. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164805001857

[19] LI, W., S. X. QU a Z. R. ZHOU. Reciprocating sliding behaviour of human skin in vivo at lower number of cycles. *Tribology Letters*[online]. 2006, **23**(2), 165-170 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1007/s11249-006-9111-y. ISSN 1023-8883. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s11249-006-9111-y

[20] LI, W., M. KONG, X.D. LIU a Z.R. ZHOU. Tribological behavior of scar skin and prosthetic skin in vivo. *Tribology International* [online]. 2008, **41**(7), 640-647 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1016/j.triboint.2007.11.009. ISSN 0301679X. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X07001934

[21] VAN KUILENBURG, J., M.A. MASEN a E. VAN DER HEIDE. The role of the skin microrelief in the contact behaviour of human skin: Contact between the human finger and regular surface textures. *Tribology International* [online]. 2013, **65**, 81-90 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1016/j.triboint.2012.11.024. ISSN 0301679X. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X12003945

[21] HORÁK, Zdeněk, Václav ŠINDELÁŘ a František KRUPKA. Technická fysika. 3. vyd. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1961.

[22] GREENWOOD, J A a D TABOR. The Friction of Hard Sliders on Lubricated Rubber: The Importance of Deformation Losses. *Proceedings of the Physical Society* [online]. 1958, **71**(6), 989-1001 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1088/0370-1328/71/6/312. ISSN 0370-1328. Dostupné z: http://stacks.iop.org/0370-1328/71/i=6/a=312?key=crossref.a24312d46269cc2f69ae017fd9d85455

[23] VAN KUILENBURG, Julien, Marc A MASEN a Emile VAN DER HEIDE. Contact modelling of human skin: What value to use for the modulus of elasticity?. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2012, **227**(4), 349-361 [cit. 2018-08-12]. DOI: 10.1177/1350650112463307. ISSN 1350-6501. Dostupné z: http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1350650112463307

[24] GERHARDT, L.-C, V STRASSLE, A LENZ, N.D SPENCER a S DERLER. Influence of epidermal hydration on the friction of human skin against textiles. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. 2008, **5**(28), 1317-1328 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1098/rsif.2008.0034. ISSN 1742-5689. Dostupné z: http://rsif.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsif.2008.0034

[25] COMAISH, STANLEY a EVA BOTTOMS. THE SKIN AND FRICTION: DEVIATIONS FROM AMONTON'S LAWS, AND THE EFFECTS OF HYDRATION AND LUBRICATION. *British Journal of Dermatology*[online]. 1971, **84**(1), 37-43 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1111/j.1365-2133.1971.tb14194.x. ISSN 0007-0963. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2133.1971.tb14194.x

[26] DINÇ, O. S., C. M. ETTLES, S. J. CALABRESE a H. A. SCARTON. Some Parameters Affecting Tactile Friction. *Journal of Tribology* [online]. 1991, **113**(3), 512- [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1115/1.2920653. ISSN 07424787. Dostupné z: http://Tribology.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1459937

[27] DERLER, S., L.-C. GERHARDT, A. LENZ, E. BERTAUX a M. HADAD. Friction of human skin against smooth and rough glass as a function of the contact pressure. *Tribology International* [online]. 2009, **42**(11-12), 1565-1574 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1016/j.triboint.2008.11.009. ISSN 0301679X. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X0800251X

[28] KENINS, P. Influence of Fiber Type and Moisture on Measured Fabric-to-Skin Friction. *Textile Research Journal* [online]. 2016, **64**(12), 722-728 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1177/004051759406401204. ISSN 0040-5175. Dostupné z: http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/004051759406401204

[29] TOMLINSON, S. E., R. LEWIS, X. LIU, C. TEXIER a M. J. CARRÉ. Understanding the Friction Mechanisms Between the Human Finger and Flat Contacting Surfaces in Moist Conditions. *Tribology Letters*[online]. 2011, **41**(1), 283-294 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1007/s11249-010-9709-y. ISSN 1023-8883. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s11249-010-9709-y

[30] ANDRÉ, T., P. LEFÈVRE a J-L. THONNARD. Fingertip Moisture Is Optimally Modulated During Object Manipulation. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2010, **103**(1), 402-408 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1152/jn.00901.2009. ISSN 0022-3077. Dostupné z: http://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.00901.2009

[31] HENDRIKS, C. P. a S. E. FRANKLIN. Influence of Surface Roughness, Material and Climate Conditions on the Friction of Human Skin. *Tribology Letters* [online]. 2010, **37**(2), 361-373 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1007/s11249-009-9530-7. ISSN 1023-8883. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s11249-009-9530-7

[32] DERLER, S., R. HUBER, H.-P. FEUZ a M. HADAD. Influence of surface microstructure on the sliding friction of plantar skin against hard substrates. *Wear* [online]. 2009, **267**(5-8), 1281-1288 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1016/j.wear.2008.12.053. ISSN 00431648. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164809000817

[33] BESSER, Marcus, Mark MARPET a Howard MEDOFF. Barefoot-Pedestrian Tribometry: In Vivo Method of Measurement of Available Friction between the Human Heel and the Walkway. *Industrial Health*[online]. 2008, **46**(1), 51-58 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.2486/indhealth.46.51. ISSN 0019-8366. Dostupné z: http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/indhealth/46.51?from=CrossRef

[34] SARIISIK, A., S. GURCAN a A. SENTURK. Description of slipping test methods and application study on travertine by ramp slip meter. *Building and Environment* [online]. 2007, **42**(4), 1707-1710 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1016/j.buildenv.2006.01.020. ISSN 03601323. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0360132306000308

[35] *BIOENGINEERING TESTING OF THE HUMAN SKIN AND THE USE OF COSMETIC PRODUCTS: STUDIUM VYBRANÝCH PARAMETRŮ LIDSKÉ KŮŽE V ZÁVISLOSTI NA APLIKACI KOSMETICKÝCH PROSTŘEDKŮ*[online]. Brno, 2008 [cit. 2018-08-13]. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/757/DIPLOMA%20THESIS.pdf?sequence=-1&isAllowed=y. Diplomová práce. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ.

[36] SKEDUNG, Lisa, Katrin DANERLÖV, Ulf OLOFSSON, Maiju AIKALA, Kari NIEMI, John KETTLE a Mark W. RUTLAND. Finger Friction Measurements on Coated and Uncoated Printing Papers. *Tribology Letters* [online]. 2010, **37**(2), 389-399 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1007/s11249-009-9538-z. ISSN 1023-8883. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s11249-009-9538-z

[37] TOMLINSON, S.E., R. LEWIS a M.J. CARRÉ. The effect of normal force and roughness on friction in human finger contact. *Wear* [online]. 2009, **267**(5-8), 1311-1318 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1016/j.wear.2008.12.084. ISSN 00431648. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164809001975

[38] TOMLINSON, S.E., M.J. CARRÉ, R. LEWIS a S.E FRANKLIN. Human finger contact with small, triangular ridged surfaces. *Wear* [online]. 2011, **271**(9-10), 2346-2353 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1016/j.wear.2010.12.055. ISSN 00431648. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164811002249

[39] NAKAJIMA, K. a H. NARASAKA. Evaluation of skin surface associated with morphology and coefficient of friction. *International Journal of Cosmetic Science* [online]. 1993, **15**(4), 135-151 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1111/j.1468-2494.1993.tb00594.x. ISSN 01425463. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1111/j.1468-2494.1993.tb00594.x

[40] WARMAN, P. H. a A. R. ENNOS. Fingerprints are unlikely to increase the friction of primate fingerpads. *Journal of Experimental Biology*[online]. 2009, **212**(13), 2016-2022 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1242/jeb.028977. ISSN 0022-0949. Dostupné z: http://jeb.biologists.org/cgi/doi/10.1242/jeb.028977

[41] ADAMS, M. J., B. J. BRISCOE a S. A. JOHNSON. Friction and lubrication of human skin. *Tribology Letters* [online]. 2007, **26**(3), 239-253 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1007/s11249-007-9206-0. ISSN 1023-8883. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s11249-007-9206-0

[42] GERHARDT, L.-C., A. LENZ, N. D. SPENCER, T. MÜNZER a S. DERLER. Skin-textile friction and skin elasticity in young and aged persons. *Skin Research and Technology* [online]. 2009, **15**(3), 288-298 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1111/j.1600-0846.2009.00363.x. ISSN 0909752X. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0846.2009.00363.x

[43] ELKHYAT, Ahmed, Carol COURDEROT-MASUYER, Tijani GHARBI a Philippe HUMBERT. Influence of the hydrophobic and hydrophilic characteristics of sliding and slider surfaces on friction coefficient: in vivo human skin friction comparison. *Skin Research and Technology*[online]. 2004, **10**(4), 215-221 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1111/j.1600-0846.2004.00085.x. ISSN 0909-752X. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0846.2004.00085.x

[44] PAILLER-MATTEI, C., S. NICOLI, F. PIROT, R. VARGIOLU a H. ZAHOUANI. A new approach to describe the skin surface physical properties in vivo. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* [online]. 2009, **68**(2), 200-206 [cit. 2018-08-13]. DOI:

10.1016/j.colsurfb.2008.10.005. ISSN 09277765. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0927776508003755

[45] XU, F., T.J. LU a K.A. SEFFEN. Skin thermal pain modeling—A holistic method. *Journal of Thermal Biology* [online]. 2008, **33**(4), 223-237 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2008.01.004. ISSN 03064565. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306456508000156

[46] VAN DER HEIDE, E. a D. J. SCHIPPER. On the Frictional Heating in Single Summit Contacts: Towards Failure at Asperity Level in Lubricated Systems. *Journal of Tribology* [online]. 2004, **126**(2), 275- [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1115/1.1645872. ISSN 07424787. Dostupné z: http://Tribology.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1467056

[47] TANG, Wei, Shi-rong GE, Hua ZHU, Xi-chuan CAO a Ning LI. The Influence of Normal Load and Sliding Speed on Frictional Properties of Skin. *Journal of Bionic Engineering* [online]. 2008, **5**(1), 33-38 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1016/S1672-6529(08)60004-9. ISSN 16726529. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1672652908600049

[48] WILDER-SMITH, Einar P.V. a Adeline CHOW. Water-immersion wrinkling is due to vasoconstriction. *Muscle & Nerve* [online]. 2003, **27**(3), 307-311 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1002/mus.10323. ISSN 0148-639X. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mus.10323

[49] KAMRAN, Haroon, Louis SALCICCIOLI a Jason M. LAZAR. Reduced water induced skin wrinkling in congestive heart failure. *Clinical Autonomic Research* [online]. 2011, **21**(5), 361-362 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1007/s10286-010-0109-z. ISSN 0959-9851. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s10286-010-0109-z

[50] KAREKLAS, K., D. NETTLE a T. V. SMULDERS. Water-induced finger wrinkles improve handling of wet objects. *Biology Letters* [online]. 2013, **9**(2), 20120999-20120999 [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1098/rsbl.2012.0999. ISSN 1744-9561. Dostupné z: http://rsbl.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsbl.2012.0999

[51] HASELEU, Julia, Damir OMERBAŠIĆ, Henning FRENZEL, Manfred GROSS, Gary R. LEWIN a Daniel GOLDREICH. Water-Induced Finger Wrinkles Do Not Affect Touch Acuity or Dexterity in Handling Wet Objects. *PLoS ONE* [online]. 2014, **9**(1), e84949- [cit. 2018-08-13]. DOI: 10.1371/journal.pone.0084949. ISSN 1932-6203. Dostupné z: http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0084949

[52] Fingerprint Hack!!! 2016!! Hack Your Friends Smartphone!!. In: Youtube [online]. 2016-12-07 [cit. 2018-08-13] Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=ZcivYFhz9Ls&t=122s. Kanál uživatele Mr.Diynamic

[53] How fingerprint scanners work: optical, capacitive, and ultrasonic variants explained. *Android authority*[online]. Robert Triggs, 2018 [cit. 2018-08-13]. Dostupné z: https://www.androidauthority.com/how-fingerprint-scanners-work-670934/

[54] HX711 Load Cell Amplifier Interface with Arduino. *Hackster* [online]. CHANDALURU, 2018, 2017 [cit. 2018-08-13]. Dostupné z: https://www.hackster.io/MOHAN_CHANDALURU/hx711-load-cell-amplifier-interface-with-arduino-fa47f3

[55] Bezkontaktní teploměry – emisivita, kalibrace. *Ústav přístrojové a řídicí techniky* [online]. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta strojní., 2013 [cit. 2018-08-13]. Dostupné z: http://control.fs.cvut.cz/sites/default/files/Slou%C4%8Den%C3%A9_n%C3%A1vody_CZ.pdf

[56] Experimentální vybavení: Optický 3D souřadnicový měřicí stroj. *Laboratoř biomechaniky člověka* [online]. Praha: GravaStar, 2012 [cit. 2018-08-13]. Dostupné z: http://www.biomechanika.cz/projects/77?category_id=30

SEZNAM OBRÁZKŮ

obrázek 1: Řez lidskou kůží 14
obrázek 2: Skutečná velikost třecích ploch 18
obrázek 3: Ovlivnění mechanického chování kůže 24
obrázek 4: fotografie prstu s varhánky z měření -viz experimentální část 30
obrázek 5: Zakoupený hmotnostní senzor 38
obrázek 6: Zakoupené Arduino UNO 38
obrázek 7: AD předvodník HX711 se svorkami 39
obrázek 8: Fotografie z výroby - elektrická část 40
obrázek 9: Vyrobený dvouosý silový snímač 43
obrázek 10: Druhý hranol s nalepenou dlaždicí 43
obrázek 11: Fotografie z kalibrace senzoru 45
obrázek 12: Kalibrace souřadnicového stroje a konfokální sondy pomocí kuličky 53
obrázek 13: Vizualizace originálních nasnímaných dat (otisk 1) 55
obrázek 14: Vizualizace originálních nasnímaných dat (otisk 2) 55
obrázek 15: Odstranění odlehlých hodnot a zvýšeného okraje (otisk 1) 56
obrázek 16: Odstranění odlehlých bodů (otisk 2) 56
obrázek 17: Doplnění chybějících bodů interpolací (otisk 1) 57
obrázek 18: Doplnění chybějících bodů interpolací (otisk 2) 57
obrázek 19: Render otisku 1 59
obrázek 20: 3D render otisku 2 s patrnými varhánky 59
obrázek 21: Přímkové parametry přes celý otisk 1 - přes největší nerovnost - viz přímka vlevo nahoře 60
obrázek 22: Přímkové parametry přes celý otisk 2 - největší nerovnost 61
obrázek 23:Přímkové parametry - papily -pouze část otisku 1 - viz přímka vlevo nahoře 62
obrázek 24: Přímkové parametry - pouze část otisku 2 63

SEZNAM TABULEK

tabulka 1: Koeficienty statického tření 17
tabulka 2: Koeficienty dynamického tření 17
tabulka 3: Hodnoty drsnosti povrchu kůže různých částí člověka ve věku 20 až 45 let 25
tabulka 4: Ukázka ze zpracování měření - jeden cyklus 48
tabulka 5: Výsledkové tabulky s KT pro dané případy (tučně jsou zvýrazněny KT, běžným fontem směrodatná odchylka) 52
tabulka 6: Plošné vlastnosti povrchu na obrázku 16 (otisk 1) 58
tabulka 7: Plošné vlastnosti povrchu na obrázku 17 (otisk 2) 58

SEZNAM GRAFŮ

graf 1: Elastický modul různých vrstev kůže (zleva: kůže, rohová svrchní vrstva, pokožka, škára, podkoží) 21

graf 2: Vnímané pohodlí 28
graf 3: Doby přemísťování předmětů (černá barva = nezvrásněné prsty, červená = varhánky) 32
graf 4: Grafická ukázka 8-mi cyklů..... 50

SEZNAM PŘÍLOH

příloha A: Komunikace s Honor CZ/SK 76
příloha B: kód měřicího programu 78
příloha C: Kód kalibračního programu 79

PŘÍLOHY

Zde nalezneme přílohy, na které bylo poukazováno v textu.

příloha A: Komunikace s Honor CZ/SK

5. ÚNO V 9:44

Dobrý den, zjistili jste tedy něco? 🙂

Ahoj Josefe, zatím stále nic - naše technické oddělení je nyní zahlceno řešením mnoha záležitostí, takže prodlení je poněkud delší. Děkujeme za pochopení. Hezký den. Honor

20. ÚNO V 16:25

Dobrý den, opět urguji a začínám být lehce netrpělivý - potřeboval bych od vašeho technického oddělení již nějakou reakci! Vždyť jsem vám tento dotaz položil 3. prosince a za pár dní je březen... 😞

27. ÚNO V 9:58

Dobrý den, můžete mi prosím odpovědět?

27. ÚNO V 14:51

Dobrý den, kolega váš dotaz předával ještě v prosinci, bohužel nám odpověď od vývojářů dosud nepřišla. Opět se jim připomeneme, ale více bohužel nejsme schopni udělat. Děkujeme za pochopení. Honor

27. ÚNO V 20:22

Dobře, děkuji za vaši snahu. Bylo by možné získat kontakt přímo na tyto vývojáře?

27. ÚNO V 22:44

Dobrý večer, bohužel naše interní kontakty předávat nemůžeme.

20. PRO V 17:10

Dobrý den, je tomu dalších 10 dní, tak se připomínám 🙂

20. PRO V 22:16

Ahoj, děkujeme za připomenutí - prověříme a dáme vědět. Hezký večer. Honor

4. LED V 22:52

Dobrý den, nerad naléhám, čas ještě mám, ale nerad bych, aby tato věc zapadla v zapomnění...Podívejte se na to prosím. Díky 🙂

22. LED V 12:48

Dobrý den, můžete mi prosím odpovědět?

22. LED V 22:48

Ahoj Josefe, omlouváme se za prodlení, zaurgujeme.

příloha B: kód měřicího programu

```
#include "HX711.h"  //Je nutné mít nainstalovanou tuto knihovnu.

#define DOUT1  3  //definování potřebných proměnných
#define CLK1 2

#define DOUT2  5
#define CLK2  4

#define AVG_FACTOR 1  //pro možnost průměrovat hodnoty, počet hodnot: zde 1... bez průměrování

HX711 scale1(DOUT1, CLK1);
HX711 scale2(DOUT2, CLK2);

float calibration_factor1 = 888300;  //zmena dle kalibrace
float calibration_factor2 = 900000;  //zmena dle kalibrace

float tare_factor1 = 183976;  //zmenim dle kalibrace - pro skutečné namáhání
float tare_factor2 = 139332;  //zmenim dle kalibrace - pro skutečné namáhání

//==========================================================================================
//                          NASTAVENÍ
//==========================================================================================
void setup() {
  Serial.begin(57600);
  scale1.tare(); //Automatické nastavení nuly
  scale2.tare(); //Automatické nastavení nuly

// Odkomentovat pro manualni nastaveni nuly. (Skutecne namahani)
 // scale1.set_offset(tare_factor1);
 // scale2.set_offset(tare_factor2);

  scale1.set_scale(calibration_factor1);
  scale2.set_scale(calibration_factor2);
}

//==========================================================================================
//                           Smyčka
//==========================================================================================
void loop() {
  printCurrentValuesExcell();         //vypisování hodnot do dialogového okna
  //printCurrentValuesExcellAvg();    //pro možnost vypisování průměrné hodnoty
}

void printCurrentValuesExcell() {
  Serial.print(scale1.get_units(), 3);    //nastavení počtu des. míst (zde 3)
  Serial.print(" ");                      //nastavení oddělovače
  Serial.print(scale2.get_units(), 3);
  Serial.println();                       //odřádkování
  }

//toto bylo použito při porovnávání přesnosti při snímací frekvenci 80Hz
  void printCurrentValuesExcellAvg() {
  Serial.print((scale1.read_average(AVG_FACTOR)-scale1.get_offset())/scale1.get_scale(), 3);
  Serial.print(" ");
  Serial.print((scale2.read_average(AVG_FACTOR)-scale2.get_offset())/scale2.get_scale(), 3);
  Serial.println();
  }
```

příloha C: Kód kalibračního programu

```
// Knihovna pro senzor.
#include "HX711.h"

// Definovani pinu, kde je pripojen prevodnik.
#define DOUT1  3
#define CLK1 2

#define DOUT2  5
#define CLK2  4

// Pocet hodnot pro prumerovani.
#define AVG_FACTOR 40

// Inicializace objektu senzoru.
HX711 scale1(DOUT1, CLK1);
HX711 scale2(DOUT2, CLK2);

// Inicializacni nastaveni kalibracnich hodnot.
float calibration_factor1 = 372660;
float calibration_factor2 = 382650; //
float calibration_factor = calibration_factor1;
int activeScale=1;


//==========================================================================================
//                          INICIALIZACNI NASTAVENI
//==========================================================================================
void setup() {
  Serial.begin(57600);
  Serial.println("Kalibrace senzoru HX711");
  Serial.println("Stisknout a,s,d,f ke zvyseni kalibracni hodnoty smernice o 10,100,1000,10000 ");
  Serial.println("Stisknout z,x,c,v ke snizeni kalibracni hodnoty smernice o 10,100,1000,10000 ");
  Serial.println("Stisknout t pro nastaveni kalibracni hodnoty nuly.");
  Serial.println("Stisknout 1, resp. 2 pro kalibrovani senzoru 1, resp. 2.");
```

```
  // Nastaveni kalibracni hodnoty smernice.
  scale1.set_scale();
  scale2.set_scale();

  // Nastaveni kalibracni hodnoty nuly.
  scale1.tare();
  scale2.tare();

  // Vypsani kalibracni hodnoty nuly.
  long zero_factor1 = scale1.read_average();
  Serial.print("Kalibracni hodnota nuly 1: ");
  Serial.println(zero_factor1);

  long zero_factor2 = scale2.read_average();
  Serial.print("Kalibracni hodnota nuly 2: ");
  Serial.println(zero_factor2);
}

//=============================================================
//                          SMYCKA
//=============================================================
void loop() {

 // Nastaveni kalibracnich hodnot.
 setScaleForCurrent();

 // Vypsani hodnot.
 printCurrentValuesFull();

 // Vycteni hodnot ze serioveho vstupu.
  if(Serial.available())
  {
```

```
    char temp = Serial.read();
    if(temp == '+' || temp == 'a')
      calibration_factor += 10;
    else if(temp == '-' || temp == 'z')
      calibration_factor -= 10;
    else if(temp == 's')
      calibration_factor += 100;
    else if(temp == 'x')
      calibration_factor -= 100;
    else if(temp == 'd')
      calibration_factor += 1000;
    else if(temp == 'c')
      calibration_factor -= 1000;
    else if(temp == 'f')
      calibration_factor += 10000;
    else if(temp == 'v')
      calibration_factor -= 10000;
    else if(temp == 't')
    // Nastaveni kalibracni hodnoty nuly.
      setTareForCurrent();
    else if(temp == '1') {
    // Nastaveni, aby se kalibroval senzor 1.
      activeScale=1;
      calibration_factor=calibration_factor1;
    }
    else if(temp == '2') {
    // Nastaveni, aby se kalibroval senzor 2.
      calibration_factor=calibration_factor2;
      activeScale=2;
    }
  }
}

//=============================================================================================
//                          VYPSANI AKTUALNICH KALIBRACNICH HODNOT.
//=============================================================================================
void printCurrentValuesFull() {

  Serial.print("Aktivni: ");
  Serial.print(activeScale);
  Serial.print(",Hodnota 1: ");
  Serial.print((scale1.read_average(AVG_FACTOR)-scale1.get_offset())/scale1.get_scale(), 3);
  Serial.print(" kg");
  Serial.print(" smernice 1: ");
  Serial.print(calibration_factor1);
  Serial.print(" ; ");

  Serial.print("Hodnota 2: ");
  Serial.print((scale2.read_average(AVG_FACTOR)-scale2.get_offset())/scale2.get_scale(), 3);
  Serial.print(" kg");
  Serial.print(" smernice 2: ");
  Serial.print(calibration_factor2);
  Serial.println();
  }
```

```
//==========================================================================================
//                          NASTAVENI KALIBRACNI HODNOTY NULY PRO AKTULNE NASTAVOVANY SENZOR.
//==========================================================================================
void setTareForCurrent() {
  if (activeScale ==1) {
      scale1.tare();
    } else {
        scale2.tare();
   }
}

//==========================================================================================
//                          NASTAVENI KALIBRACNI HODNOTY SMERNICE PRO AKTULNE NASTAVOVANY SENZOR.
//==========================================================================================
void setScaleForCurrent()  {
  if (activeScale ==1) {
    calibration_factor1=calibration_factor;

    } else {
      calibration_factor2=calibration_factor;
   }
  scale1.set_scale(calibration_factor1);
  scale2.set_scale(calibration_factor2);
}
```