

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI**  
**Fakulta elektrotechnická**  
**Katedra elektromechaniky a výkonové elektroniky**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**  
**Textilní senzor pro měření hydratace pokožky**  
**Textile based sensor for measurement of skin hydration**



ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta elektrotechnická

Akademický rok: 2019/2020

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení:	<b>Bc. Jan BALABÁN</b>
Osobní číslo:	<b>E18N0001K</b>
Studijní program:	<b>N2644 Aplikovaná elektrotechnika</b>
Studijní obor:	<b>Aplikovaná elektrotechnika</b>
Téma práce:	<b>Textilní senzor pro měření hydratace pokožky</b>
Zadávací katedra:	<b>Katedra elektroenergetiky a ekologie</b>

### Zásady pro vypracování

1. Popište způsoby měření hydratace pokožky.
2. Navrhněte vhodnou topologii senzoru pro měření hydratace pokožky na bázi textilních materiálů.
3. Navrhněte způsob vyhodnocení hydratace pokožky z textilního senzoru.
4. Ověřte funkčnost senzoru a proměřte základní elektrické parametry senzoru.
5. Porovnejte a kriticky zhodnoťte získané výsledky s komerčně dostupným systémem pro měření hydratace pokožky.

Rozsah diplomové práce: **40 – 60 stran**  
Rozsah grafických prací: **podle doporučení vedoucího**  
Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

1. Resl, Cetkovská, Leba, & Rampf: Měření hydratace kůže. Česko-slovenská dermatologie, 2006.
2. Resl, Leba, & Rampf: Měření transepidermální ztráty vody (TEWL). Česko-slovenská dermatologie, 2008.
3. Resl: Bioinženýrské metody v dermatologii. Česko-slovenská dermatologie, 2002.
4. Internetové zdroje

Vedoucí diplomové práce: **Doc. Ing. Tomáš Blecha, Ph.D.**  
Katedra technologií a měření

Datum zadání diplomové práce: **4. října 2019**  
Termín odevzdání diplomové práce: **28. května 2020**



**Prof. Ing. Zdeněk Peroutka, Ph.D.**  
děkan



LS.



**Doc. Ing. Karel Noháč, Ph.D.**  
vedoucí katedry

***Abstrakt***

Tato diplomová práce řeší problematiku měření hydratace pokožky. Práce obsahuje souhrnný popis komerčně dostupných systémů pro stanovení hydratace pokožky, včetně jejich měřících principů a limitací. Popisuje návrhy a realizaci textilních senzorů, návrh a realizaci vyhodnocovacích obvodů, systému pro kontinuální měření hydratace pokožky. Získané výsledky z měření navrženého a realizovaného systému jsou porovnány s daty získanými na základě měření komerčně dostupným přístrojem pro hodnocení úrovně hydratace pokožky.

***Abstract***

This diploma thesis addresses measurement of skin hydration. The work contains a brief overview of commercially available systems for determining skin hydration, including their measurement principles and limitations. It also describes the design and implementation of textile sensors, design and implementation of evaluation circuits, that are part of a system for continuous measurement of skin hydration. The results obtained from the measurements of the designed and implemented system are compared with the measurement data obtained from a commercially available device that evaluates the level of skin hydration.

***Klíčová slova***

Hydratace kůže, měření kapacity, měření výparu, TEWL, textilní senzor

***Key words***

Evaporation measurement, capacity measurement, skin hydration, TEWL, fabric sensor

***Prohlášení***

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který je součástí této diplomové práce.

Dále prohlašuji, že veškerý software, použitý při řešení této diplomové práce, je legální.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Balabán', written over a horizontal dotted line.

podpis

V Plzni dne 15.6.2020

Balabán Jan

***Poděkování***

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Tomáši Blechovi, Ph.D. za cenné profesionální rady, připomínky a metodické vedení práce.



# Obsah

<b>1</b>	<b>ZÁKLADNÍ INFORMACE O KŮŽI .....</b>	<b>3</b>
1.1	EPIDERMIS (POKOŽKA) .....	3
1.2	DERMIS (ŠKÁRA) .....	4
1.3	SUBCUTIS (PODKOŽÍ) .....	4
<b>2</b>	<b>MĚŘÍCÍ METODY .....</b>	<b>5</b>
2.1	MĚŘÍCÍ METODY BIOSENZORŮ .....	5
2.1.1	<i>Konduktometrie</i> .....	5
2.1.2	<i>Potenciometrie</i> .....	6
2.1.3	<i>Amperometrie</i> .....	7
2.2	MĚŘÍCÍ METODY PRO STANOVENÍ HYDRATACE KŮŽE .....	7
2.2.1	<i>Měření kožního odporu</i> .....	7
2.2.2	<i>Opticko-termální měření distribuce vody ve stratum corneum</i> .....	8
2.2.3	<i>Měření vodivosti (konduktivity)</i> .....	8
2.2.4	<i>Měření kapacity</i> .....	8
2.2.5	<i>Měření impedance</i> .....	8
2.2.6	<i>Měření výdaje vody kůží – TEWL</i> .....	9
2.3	BIOELEKTRICKÁ IMPEDANCE .....	11
<b>3</b>	<b>PŘÍSTROJE DOSTUPNÉ NA TRHU .....</b>	<b>14</b>
3.1	COURAGE-KHAZAKA ELECTRONIC, GERMANY .....	14
3.2	CORTEX TECHNOLOGY, DENMARK .....	15
3.3	NOVA TECHNOLOGY CORPORATION, US .....	15
3.4	DELFIN TECHNOLOGIES LTD., FINNLAND .....	16
3.5	BIOX SYSTEMS LTD., UK .....	17
<b>4</b>	<b>NÁVRH STRUKTURY SENZORU .....</b>	<b>18</b>
4.1	POPIS ZAPŮJČENÉHO PROTOTYPU SENZORU .....	18
4.1.1	<i>Prvotní oměření zapůjčeného prototypu senzoru</i> .....	18
4.2	TEORETICKÝ VÝPOČET KAPACITY KONCENTRICKÉHO SENZORU .....	19
4.3	VLASTNÍ NÁVRH STRUKTURY SENZORU .....	20
4.3.1	<i>Návrh č.1 – zmenšení vzduchové mezery</i> .....	20
4.3.2	<i>Návrh č.2 – zmenšení senzoru</i> .....	20
4.3.3	<i>Návrh č.3 – se stínící elektrodu</i> .....	21
4.3.4	<i>Návrh č.4 – interdigitální motiv</i> .....	21
<b>5</b>	<b>NÁVRH MĚŘÍCÍHO OBVODU .....</b>	<b>22</b>
5.1	TEORETICKÝ ÚVOD K NÁVRHU MĚŘÍCÍHO OBVODU .....	22
5.1.1	<i>Popis měřicího obvodu</i> .....	22
5.1.2	<i>Generátor</i> .....	23
5.1.3	<i>Měření kapacity</i> .....	23
5.1.4	<i>Vyhodnocení</i> .....	24
5.2	REALIZACE NÁVRHU MĚŘÍCÍHO OBVODU .....	25
5.2.1	<i>Zapojení navrhovaného obvodu</i> .....	25
5.3	VÝPOČET SOUČÁSTEK .....	26
<b>6</b>	<b>REALIZACE MĚŘÍCÍHO OBVODU .....</b>	<b>27</b>
6.1	POPIS NAVRŽENÉHO OBVODU .....	27
6.2	ÚPRAVY MĚŘÍCÍHO OBVODU .....	29
6.2.1	<i>Návrh desky plošných spojů pro relaxační generátor</i> .....	30
<b>7</b>	<b>MĚŘENÍ .....</b>	<b>31</b>

7.1	MĚŘENÍ ELEKTRICKÝCH VELIČIN SENZORU .....	33
7.1.1	<i>Měření odporů elektrodových drah</i> .....	33
7.1.2	<i>Měření kapacity a impedance</i> .....	37
7.2	MĚŘENÍ PARAMETRŮ RELAXAČNÍHO GENERÁTORU.....	42
7.2.1	<i>Měření ověřovacích kondenzátorů</i> .....	43
7.2.2	<i>Měření relaxačních generátorů 5 V a 3,3 V</i> .....	43
7.2.3	<i>Stanovení odběru</i> .....	45
<b>8</b>	<b>OVĚŘENÍ NAVRŽENÉHO MĚŘÍČÍHO OBVODU .....</b>	<b>47</b>
<b>9</b>	<b>ZHODNOCENÍ .....</b>	<b>54</b>
9.1	GENERÁTOR .....	54
9.2	SENZORY .....	54
9.3	MĚŘÍČÍ PRINCIP .....	55
	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>57</b>
<b>10</b>	<b>BIBLIOGRAFIE .....</b>	<b>58</b>
<b>11</b>	<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>59</b>
11.1	SPECIFIKACE MATERIÁLU PRO VÝROBU SENZORŮ .....	59
11.1.1	<i>– specifikace látky pro nosný substrát</i> .....	59
11.1.2	<i>– specifikace látky pro elektrody</i> .....	59
11.1.3	<i>– specifikace vodivé pasty DUPONT</i> .....	59
11.2	TABULKA RELATIVNÍ PERMITIVITY RŮZNÝCH MATERIÁLŮ .....	60
11.3	UKÁZKA ČÁSTI VÝKRESOVÉ DOKUMENTACE SENZORŮ .....	61
11.3.1	<i>Senzor č.1</i> .....	61
11.3.2	<i>Modifikace senzoru č.1 pro tisk</i> .....	61
11.3.3	<i>Senzor č.3</i> .....	62
11.3.4	<i>Modifikace senzoru č.3 pro tisk</i> .....	62
11.3.5	<i>Senzor č.4</i> .....	63
11.4	UKÁZKA VÝPOČTŮ V OCTAVE.....	63
11.5	PROGRAM MIKROKONTROLERU ARDUINO.....	65
11.6	NAMĚŘENÉ HODNOTY RELAXAČNÍCH GENERÁTORŮ .....	67
11.7	VYHODNOCENÍ SENZORŮ .....	69

### Seznam symbolů a zkratek

C	Kapacita	[F]
c	Látková koncentrace	[mol.L <sup>-1</sup> ]
C <sub>k</sub>	Koncentrační gradient	[mol.m <sup>-4</sup> ]
D	Difúzní gradient	[m <sup>2</sup> .s <sup>-1</sup> ]
F	Faradayova konstanta	[C.mol <sup>-1</sup> ]
f	Frekvence	[Hz]
FTIR	Fourierova infračervená transformační spektrofotometrie	
G	Vodivost	[S]
J	Hustota toku	[mol.m <sup>-2</sup> .s <sup>-1</sup> ]
K	Elektrodová konstanta	[cm <sup>-1</sup> ]
L	Vzdálenost	[m]
NIR	Blízká infračervená spektroskopie	
P	Tlak	[Pa]
R	Odpor	[Ω]
RH	Relativní vlhkost	[%]
R <sub>p</sub>	Plynová konstanta	[J.K <sup>-1</sup> .mol <sup>-1</sup> ]
S	Plocha	[m <sup>2</sup> ]
t	Čas	[s]
T	Termodynamická teplota	[K]
TEWL	Transepidermální ztráta vody	[g.m <sup>-2</sup> .h <sup>-1</sup> ]
X	Reaktance	[Ω]
Z	Impedance	[Ω]
Γ	Měrná vodivost	[S.m <sup>-1</sup> ]
Λ	Molární konduktivita	[>-1.m <sup>2</sup> .mol <sup>-1</sup> ]
σ, SD	Směrodatná odchylka	[-]
σ <sup>2</sup>	Rozptyl	[-]
τ	Časová konstanta	[s]
Φ	Elektrický potenciál	[V]

## Úvod

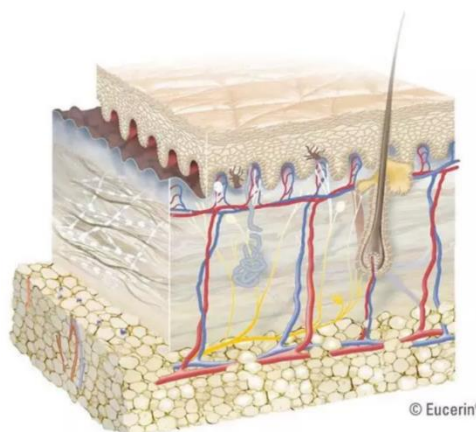
Pro lidské tělo je důležité udržovat tzv. homeostázi, k tomu patří i správné hospodaření s vodou (správnou hydratací orgánů a tkání). Voda vázána v tkáních se ztrácí nejen pocením (perspirací), ale i fyziologickou a permanentní transepidermální ztrátou vody (TEWL). Správný obsah vlhkosti kůže může mít velmi různé hodnoty od 10-60 % obsahu vody. Závisí na vazebné schopnosti kůže (vrstvy stratum corneum), zejména podmíněné lipidy. Správně hydratovaná kůže vede k žádoucí, optimální, elasticitě a omezuje projevy stárnutí. Při hodnocení stupně hydratace je třeba uvažovat i rozdíly podmíněné stářím, pohlavím a místem měření. Dále se zde uplatňuje celá řada dalších vnějších a vnitřních faktorů. Jedná se o kožní dýchání, výměnu vodní páry, produkci potu, vlhkost vzduchu, kosmetika a farmaceutické preparáty.

Měření hydratace kůže in vivo patří k základním neinvazivním postupům, které jsou využívány ve fyziologických i patologických šetřeních, při diagnostice onemocnění a zejména při testování účinnosti kosmetických a dermatologických prostředků. Objektivního vyhodnocení hydratace je možné docílit přímým měřením kapacity, impedance a vodivosti. Dále nepřímým měřením elasticity, TEWL, kolorimetrie, gravimetrie, echografie, nukleární magnetické resonance, NIR (blízkého infračerveného záření), FTIR (Fourierovy infračervené transformační spektrofotometrie), přičemž se jednotlivá měření vzájemně doplňují. V běžné praxi se používá zejména měření kapacity a impedance.

Cílem této práce je nalezení vhodného způsobu pro dlouhodobé testování hydratace kůže, při využití technologií elektronického textilu na tvorbu sensorové části, proto se tato práce zabývá návrhem měřicího systému, návrhem vhodného senzoru, stanovení základních požadavků jak vyhodnocovacího obvodu, tak senzorů. [6][7]

## 1 Základní informace o kůži

Kůže se během života člověka mění, funguje jako bariéra mezi okolním světem a vnitřním prostředím těla. Vnější vrstva kůže hraje klíčovou roli při ochraně těla proti úbytku vody z epidermis. Obsahuje přirozené hydratační faktory – pocházející z mazových olejů vrstvy stratum corneum včetně kyseliny mléčné a urey. Ty na sebe vážou vodu a pomáhají zachovávat pružnost, pevnost a vláčnost pokožky. Jestliže tyto faktory schází, kůže ztrácí vlhkost. Pokud vlhkost ve stratum corneum klesne



Obrázek 1 - Model kůže [10]

pod 8 až 10 %, stává se kůže hrubou, suchou a náchylnou k praskání. Kůže hraje také významnou roli v psychice člověka. Jako nejviditelnější ukazatel zdraví, ovlivňuje stav kůže i to, jaký ze sebe máme pocit a jak nás vnímají ostatní. Zdravá kůže má rovnoměrné zabarvení, hladký povrch, je dostatečně hydratovaná, přiměřeně citlivá na dotek, tlak a teplotu. Pokud je přirozená bariéra narušena, snižuje se hydratace a pružnost kůže.

Kůže je orgán, který se skládá ze tří hlavních funkčních vrstev: epidermis, dermis a subcutis. Každá z funkčních vrstev se skládá z několika dílčích vrstev. [10]

### 1.1 Epidermis (pokožka)

Jako nejvrchnější vrstva, kterou můžeme vidět a dotknout se jí, nás epidermis chrání před toxiny, bakteriemi a ztrátou vody. Je složena z 5 vrstev keratinocytů. Tyto buňky, vyprodukované v nejspodnější bazální vrstvě epidermis, se posouvají směrem k povrchu kůže. Při tom dozrávají a procházejí řadou změn. Tento proces, který je znám jako keratinizace (nebo rohovění), odlišuje jednotlivé podvrstvy.

- I. **Bazální vrstva:** nejspodnější vrstva, kde se tvoří keratinocyty.
- II. Vrstva ostnitých buněk
- III. Vrstva zrnitých buněk
- IV. Vrstva jasných buněk
- V. **Rohová vrstva (stratum corneum):** horní vrstva epidermis se podle tělesné partie, v níž se nachází, skládá v průměru z přibližně 20 vrstviček zploštělých, odumřelých buněk. Tyto odumřelé buňky se postupně rovnoměrně odlupují (tento proces se nazývá deskvamace). V rohové vrstvě se také nacházejí póry potních žláz a ústí mazových žláz. Buňky v rohové vrstvě spojují epidermální

lipidy. Tyto lipidy jsou nezbytné pro zdravou kůži: vytvářejí její ochrannou bariéru a vážou vlhkost uvnitř kůže. Když tyto lipidy schází, může být kůže suchá, napjatá nebo hrubá.

Epidermis je pokryta hydrolipidickým filmem (emulzí) vody a lipidů (tuků). Tento film, udržovaný výměšky potních a mazových žláz, pomáhá zachovat kůži vláčnou a působí jako další překážka proti bakteriím a plísním. [6][10]

Vodová část tohoto filmu, známá jako ochranný kyselý plášť (udržuje pH kůže mezi 5,4 a 5,9) obsahuje kyselinu mléčnou a různé aminokyseliny z potu, volné mastné kyseliny z mazu, aminokyseliny, kyselinu pyrolidin-karboxylovou a jiné přirozené hydratační faktory. (1) (2)

Na většině částí těla je tloušťka epidermis 0,1 mm, okolo očí je výrazně tenčí 0,05 mm a na chodidlech naopak podstatně silnější, mezi 1 a 5 mm. [10]

## 1.2 Dermis (škára)

Dermis je silná, pružná, ale pevná střední vrstva kůže, tvořená dvěma tenčími vrstvami:

- I. **Spodní vrstva:** hluboká, silná vrstva, která tvoří volnou hranici s podkožím.
- II. **Vrchní vrstva:** tvoří jasnou, vlnitou hranici s epidermis.

Hlavní složky dermis jsou kolagen a elastin, pojivová vlákna, která zajišťují sílu a pružnost. Tato vlákna jsou obklopena gelovitou hmotou (s obsahem kyseliny hyaluronové), která má vysokou schopnost vázat vodu a pomáhá udržet objem kůže. Dermis hraje klíčovou roli v ochraně těla před vnějšími vlivy a dráždivými látkami, stejně jako ve vyživování epidermis. Nacházejí se zde také mazové a potní žlázy. Tekutiny vylučované těmito žlázami společně vytvářejí hydrolipidický film. [10]

## 1.3 Subcutis (podkoží)

Nejspodnější vrstva kůže uchovává energii a zároveň působí jako "tlumič" nárazů a izolace těla. Skládá se převážně z tukových buněk (adipocytů), speciálních kolagenních vláken a krevních cév. Rozmístění a množství tukových buněk se liší s věkem a pohlavím jedince, stejně jako struktura ostatních částí kůže. [10]

## 2 Měřicí metody

Tato kapitola je rozdělena do tří částí. V první části (2.1) jsou popsány obecné měřicí metody pro biosenzory: konduktometrie (2.1.1), potenciometrie (2.1.2) a amperometrie (2.1.3). Tyto metody sice pro měření hydratace nejsou využívány, ale jsou zde uváděny pro nepřímé souvislosti.

Druhá část (2.2) je tvořena přehledem metod, které jsou komerčně využívány pro měření hydratace.

V poslední třetí části (2.3) je popsána měřicí metoda bioimpedance, která opět není využívána pro měření hydratace pokožky, nicméně obsahuje některé cenné informace, které se váží k našemu tématu.

### 2.1 Měřicí metody biosenzorů

Jedněmi z nejčastěji využívaných metod u senzorů, které jsou určeny pro biologické materiály jsou konduktometrie, potenciometrie a amperometrie. Využívají se i jiné metody, ale tyto jsou pro tuto práci zásadní.

#### 2.1.1 Konduktometrie

Měřicí metoda konduktometrie je založená na měření iontové vodivosti roztoků. Vodivost roztoků je podmíněna existencí iontů rozpouštěné látky nebo silných polárních vazeb a velké hodnoty permitivity rozpouštědla (např. voda). Tato metoda vykazuje nízkou selektivitu.

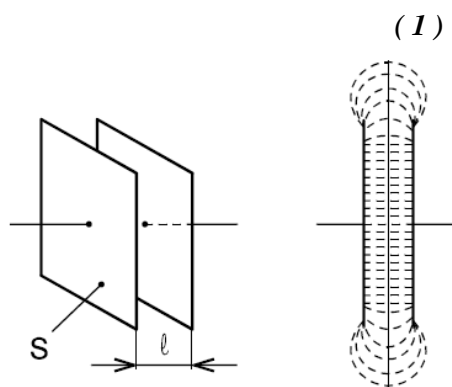
$$\gamma = c \cdot \Lambda \text{ [S} \cdot \text{m}^{-1}\text{]} \quad (1)$$

Kde  $\gamma$  je vodivost,  $c$  látková koncentrace elektrolytu a  $\Lambda$  molární konduktivita elektrolytu.

Pro velmi zředěné roztoky je  $\Lambda$  konstantní, pak je konduktivita funkcí koncentrace. Při měření je nutné respektovat teplotní závislost.

Senzory se vyrábí jak v planární, tak i interdigitální struktuře. Časté jsou i elektrodové senzory. Vodivost je pak dána plochou elektrod a vzdáleností:

$$\gamma = G \int_0^l \frac{dl}{S} = G \cdot K = \frac{1}{R} \cdot K \text{ [S} \cdot \text{m}^{-1}\text{]} \quad (2)$$



Obrázek 2 - Planární senzor elektrolytické konduktivity a odpovídající elektrické pole

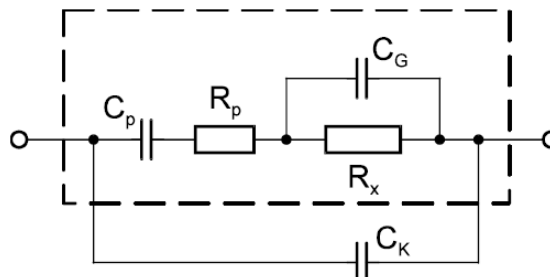
[2]

Kde  $G$  je vodivost roztoku,  $R$  odpor roztoku,  $l$  vzdálenost elektrod,  $S$  plocha elektrody a  $K$  elektrodová konstanta. Jelikož výpočet elektrodové konstanty by byl příliš komplikovaný (někdy je uváděno, že početní stanovení je nemožné), je tato konstanta určována měřením v normovaném roztoku.

Proto většina senzorů pro konduktometrii využívá referenční elektrodu, která je ponořena do referenčního roztoku (například

nasyčený roztok KCl). Po přiložení elektrického napětí na elektrody ponořené v elektrolytu vznikne na vnitřní straně elektrod dvojvrstvy nábojů (náboj na elektrodě kompenzován nábojem iontů v roztoku). Tomuto jevu říkáme *polarizace elektrod*. Polarizaci elektrod lze v náhradním schématu sondy (**obrázek 3**) vyjádřit sériovou kombinací kapacity  $C_p$  a odporu  $R_p$ .

Polarizační jev se uplatňuje nejvíce u velmi vodivých roztoků a při napájení nízkým kmitočtem. Obě složky polarizační impedance jsou frekvenčně závislé. [2][4]



Obrázek 3 - Náhradní schéma elektrodového senzoru

( $R_x$  – odpor elektrolytu,  $C_g$  - geometrická kapacita sondy,  $C_p$  - polarizační kapacita,  $R_p$  - polarizační odpor,  $C_k$  - kapacita kabelu)

[2]

### 2.1.2 Potenciometrie

Potenciometrie je elektrochemická analytická metoda založená na měření rovnovážného napětí (elektromotorického napětí) článku, který je složen z měrné (indikační) a srovnávací (referenční) elektrody.

Elektrický potenciál měrné elektrody závisí na koncentraci stanovované látky, který je dán Nerstovou rovnicí:

$$\varphi = \varphi_0 \pm \frac{R_p \cdot T}{n \cdot F} \cdot \ln \alpha_i = \varphi_0 \pm \frac{2,303 \cdot R \cdot T}{n \cdot F} \cdot \log \alpha_i \quad (3)$$

Kde  $\varphi$  je potenciál měřící elektrody,  $\varphi_0$  standardní potenciál (při aktivitě  $\alpha=1$ ),  $R_p$  plynová konstanta ( $R=8,3144 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$ ),  $T$  termodynamická teplota [K],  $n$  valence iontů (oxidační číslo),  $F$  Faradayova konstanta ( $F=9,64870 \cdot 10^4 \text{ C} \cdot \text{mol}^{-1}$ ),  $\alpha_i$  aktivita iontů (kladné znaménko pro kationty, záporné pro anionty).

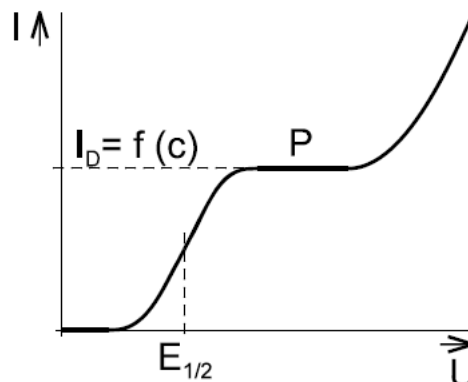
Potenciál srovnávací elektrody je konstantní. Rovnovážné napětí, které je rozdílem těchto dvou potenciálů, je mírou koncentrace sledované látky. [2][4]



### 2.1.3 Amperometrie

Podstata metody je v měření difúzního elektrolytického proudu procházejícího článkem při konstantním potenciálu pracovní elektrody. Difúzní proud je přímo úměrný koncentraci elektroaktivní látky.

Do měřicího obvodu je obvykle zapojen zdroj stejnosměrného napětí. Elektroda pracovní (katoda) je polarizovatelná, vztažná elektroda (anoda) je nepolarizovatelná. Jsou-li elektrody ponořené do roztoku, který obsahuje danou analyzovanou látku, vytvoří se chemickou reakcí na rozhraní roztoku a měřicí elektrody depolarizátor. V počátku funkce  $I = f(U, c)$  (obrázek 4) dochází k polarizaci měřicí elektrody vlivem přiloženého napětí a obvodem prakticky



Obrázek 4 - Amperometrická křivka závislosti  $I=f(U, c)$  [2]

neprotéká proud. Při zvětšování napětí se po překonání energetické bariéry elektroda/roztok začne projevovat difúze částic depolarizátoru a v obvodu narůstá protékající proud. Při dalším zvyšování napětí se objeví napěťově nezávislý úsek proudu "plateau". Elektrochemická reakce probíhá v tomto úseku tak rychle, že se všechny částice přivedené na povrch elektrody stačí transformovat na depolarizátor. Příslušná hodnota proudu se označuje jako difúzní proud, který je úměrný měřené koncentraci. [2]

## 2.2 Měřicí metody pro stanovení hydratace kůže

Hydratace stratum corneum je ovlivněna různými fyzikálními vlivy a průnikem léků. Pro běžné komerční přístroje se uvádí dobrá reprodukovatelnost, avšak musí se dodržovat standardní teplota (22 °C) a vlhkost vzduchu (60 %). Rovněž důležitá je aklimatizace před měřením alespoň 20 min, rychlost měření a velikost sondy. [7]

### 2.2.1 Měření kožního odporu

Měření odporu kůže při stejnosměrném měřicím signálu se ukázalo jako těžko reprodukovatelné, hodnoty jsou značně individuální a příliš se v praxi neuplatňuje. Jejich velká nepřesnost je dána biochemickými procesy při polarizaci kůže. [7]

### 2.2.2 Opticko-termální měření distribuce vody ve stratum corneum

Pro zmapování distribuce vody ve stratum corneum se užívá speciální opticko-termální radiometr neboli OTTER (Optothermal Transient Emission Radiometer). Zařízení pracuje s pomocí Erbium-YAG laseru, jehož vlnová délka koinciduje s absorpčním vrcholem vody. Tím dochází k rozptylu paprsku, který je zpětně veden pomocí aluminiového zrcadla na rtuťový, kadmiový a telurinový detektor, následné vyhodnocení signálu je zpracováváno počítačově. [7]

### 2.2.3 Měření vodivosti (konduktivity)

Tok elektrického proudu v roztocích je přenášen ionty elektrolytu. Vodivost je tedy závislá na jejich koncentraci, rychlosti pohybu a počtu nábojů. Základ metody byl popsán v kapitole (2.1.1). V současné době metoda není využívána pro in vivo přístroje. [6]

### 2.2.4 Měření kapacity

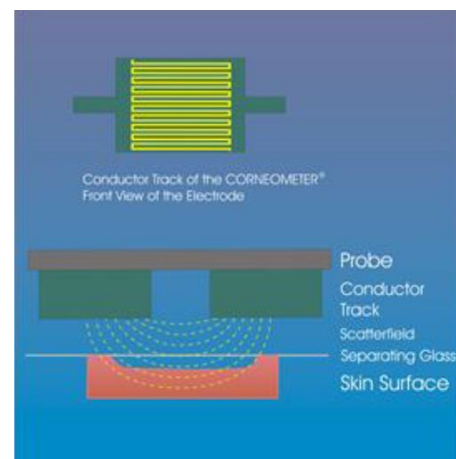
Relativní permitivita dielektrika pro vzduch je blízká 1, pokud se dielektrikem stane voda, vzroste relativní permitivita na hodnotu 80. To znamená, že množství vody v kůži je úměrné kapacitě. Jeden z možných technických přístupů je představen u měřicí sondy Corneometru (toto řešení je považováno za zlatý standard pro měření hydratace kůže).

Na keramické destičce 7x7 mm je vytvořena interdigitální struktura kondenzátoru, ze zlata, která je pokrytá speciální skleněnou vrstvou. Senzor je tak galvanicky odizolován od kůže. U této sondy se

využívá rozptylové pole vznikající na okrajích desek kondenzátoru, to se zmenšuje úměrně se vzrůstající vzdáleností. Jestliže se sonda s rozptylovým polem dotkne kůže (vody) vzroste její kapacita. Zvláštní konstrukce sondy umožňuje standardní přitlak (3,56 N) na kůži a tím i měření do stejné hloubky. [6]

### 2.2.5 Měření impedance

Měření je obdobné jako u měření kapacity, jen je posuzována komplexní impedance, respektive není zanedbávána reálná část impedance (činný odpor). Konstrukce sond je zpravidla velice podobná (viz. **obrázek 6**).



Obrázek 5 - Princip senzoru Corneometru [13]



Obrázek 6 - Porovnání měřících sond různých výrobců [9]

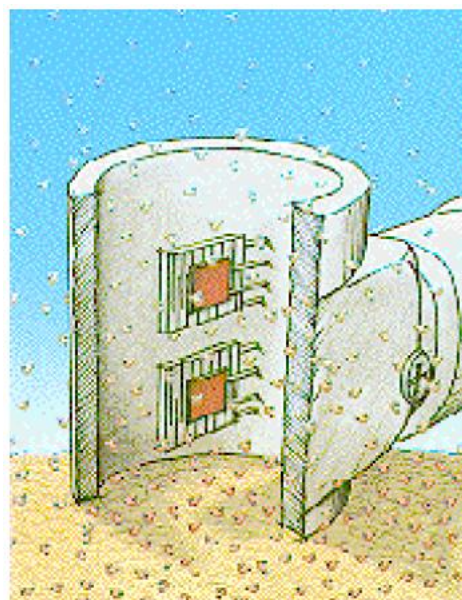
### 2.2.6 Měření výdaje vody kůží – TEWL

TEWL – transepidermal water loss je metoda používaná ke zkoumání bariérové funkce kůže za fyziologických i patologických stavů, k objektivizaci a zpřesnění klinické diagnózy, k vyhodnocení iritačních testů s širokým použitím v pracovním lékařství, ke sledování efektů léků, v lékařském poradenství, pozorování nově narozených dětí, v potravinářském průmyslu a v mnoha dalších oblastech. [6][7][8]

Voda opouští kůži směrem do vnějšího prostředí dvěma způsoby: aktivním transportem (pocením) a difúzí přes stratum corneum. Pocení (perspiratio sensibilis) dosahuje hodnot až 2-4 l/h. TEWL

(perspiratio insensibilis) není viditelné pouhým okem. Neexistuje-li žádná turbulence vzduchu, je kůže krytá přechodovou vrstvou, kde se vlhkost přenáší z povrchu kůže do okolní atmosféry a je tak vybudován ochranný kryt směrem k zevnímu prostředí. Množství vody, které prochází stratum corneum, je za normálních podmínek 300-400 ml za den. Představuje to asi 10-20 % celkové ztráty vody pocením. [8]

Jak již bylo výše uvedeno TEWL je pasivní difúze kožní bariérou, což je děj závislý na gradientu tlaku vodní páry na obou stranách vrstvy stratum corneum. Koncentrace vody v pokožce, která je dobře hydratovaná, je odhadována na 48-49 mol. Tato hodnota se předpokládá v hlubší části stratum corneum. Koncentrace vody na kožním povrchu, který je



Obrázek 7 - Princip TEWL měřící komůrky [13]

v kontaktu s okolním prostředím, je nižší a byla prokázána kolem 12 molů (při okolních podmínkách, 40 % relativní vlhkosti a 31 °C). Gradient tlaku se tak rovná 37 mol/l. Jestliže relativní vlhkost okolního ovzduší je 100 %, difúze bude snížena téměř na nulu, a obráceně, je-li relativní vlhkost rovna 0 %, bude difúze maximální. [8]

Pasivní difúze vody přes stratum corneum se řídí Fickovým prvním zákonem. Při rovnováze je hustota toku vody  $J$  proporcionální ke koncentračnímu gradientu  $C_k$  a difúznímu koeficientu  $D$ . Nicméně, stratum corneum není netečná membrána, ale vykazuje určitou afinitu k vodě a Fickův zákon se proto modifikuje uvedením koeficientu  $K_m$ :

$$K_m = \frac{\text{koncentrace vody v dolní vrstvě stratum corneum}}{\text{koncentrace vody v mezibuněčném prostoru živé epidermis}} = 0,06 \quad (4)$$

Modifikovaný Fickův zákon:

$$J = -K_m \cdot D \cdot \left( \frac{\Delta C_k}{\Delta \delta} \right) \quad (5)$$

Rovnovážný záporný symbol ukazuje, že tok je řízený směrem k nižším koncentracím. [8]

V in vivo diagnostice se využívá tři měřících principů:

#### 2.2.6.1 Metoda uzavřené komůrky

Na kůži se přiloží měřící hlava tvaru dutého válce, která sbírá vydanou páru kožním povrchem. Relativní vlhkost uvnitř pouzdra se měří hydrosenzorem. Změny koncentrace páry jsou zpočátku stálé a rychlé, posléze dojde k úměrnému zmenšení, protože se vlhkost blíží 100 %. Původní uzavřená komůrková metoda neumožňuje plynulý zápis měření. Komerčně jsou dosažitelné tyto tři modifikace měřící metody:

- Měření progresivního vzrůstu relativní vlhkosti uvnitř komůrky.
- Měření proudění vodní páry z povrchu kůže zachycováním vody jako ledu na elektronicky chlazeném kondenzoru v komůrce.
- Použití ventilované uzavřené komůrky, přičemž je porovnána a měřena vlhkost přitékajícího a unikajícího vzduchu. Měření a délka použití je limitována saturací atmosféry v uzavřené komůrce. [6][7][8]

#### 2.2.6.2 Metoda ventilované komůrky

Měří se obsah vody kontinuálně jedním hydrosenzorem, za průtoku plynu pouzdem, které je přiloženo na kůži. Voda je odvedena plynem a změřena. Pokud by byl protékající plyn příliš suchý, mohlo by docházet k nárůstu odpařování, což by zkreslovalo výsledek.

[6][7][8]

### 2.2.6.3 Otevřená komůrková metoda

Přiložená komůrka je otevřena do okolního prostředí. TEWL je počítána z hodnot dvou hydrosenzorů. Sonda vymezuje plošku kůže 0,8–1 cm<sup>2</sup>. Výpar se počítá ze spádu, který je zaznamenán dvěma hydrosenzory přesně nad sebou umístěnými v pouzdře, tedy ve dvou různých rovinách. Vodní tlak na každé úrovni se stanoví z následující rovnice:

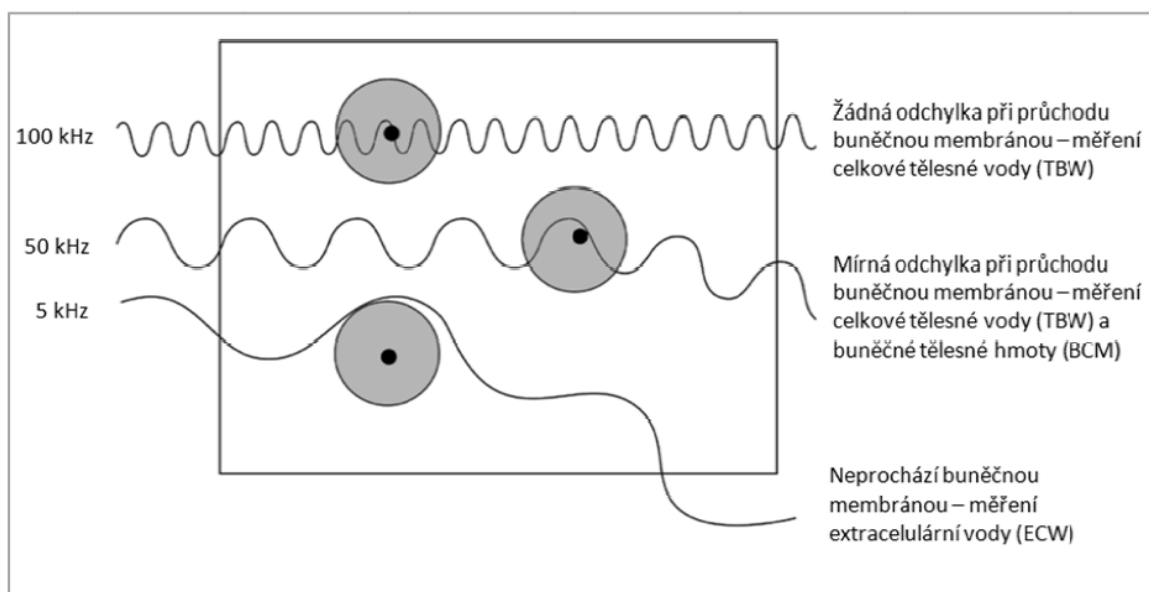
$$p = RH \cdot p_{\text{sat}} \quad (6)$$

$P_{\text{sat}}$  je tlak saturace vody. Relativní vlhkost **RH** [%] je měřena hydrosenzorem.  $P_{\text{sat}}$  je vypočítána přístrojem a určena teplotou vzduchu na každé úrovni sondy. Diference tlaku páry mezi dvěma měřenými úrovněmi pak určí spád gradientu tlaku. [6][7][8]

Výsledek měření TEWL se vyjadřuje přímo v g.m<sup>-2</sup>.h<sup>-1</sup>. Největší stinné stránky této metody jsou pohyb okolního vzduchu a jeho vlhkost. Tento vliv se snaží konstrukce omezovat malou velikostí sondy. Další negativní vliv na měření má teplota. Některé přístroje tento vliv omezují předeřhříváním čidel, pakliže se teplota kůže značně liší od skutečné teploty vzduchu. [6][7][8]

## 2.3 Bioelektrická impedance

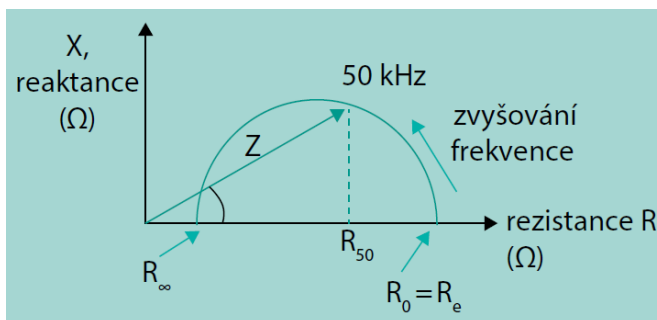
Pro jistou příbuznost s uváděným tématem je níže uvedena i metoda bioelektrické impedance, která je v dnešní době nejčastěji využívána pro stanovení tělesného složení a nutričního stavu. Její přínos můžeme nalézt i v posuzování hydratace těla při dialýzách, kde hydratace hraje významnou roli ve zdravotním stavu pacienta.



Obrázek 8 - Zobrazení průchodu signálu tkání [3]

Dle způsobu měření impedance rozlišujeme metodu jednofrekvenční a multifrekvenční. V obou případech je bioimpedanční analýza založena na poznatku, že živé tkáně kladou odpor průchodu elektrickému proudu, přičemž svalová (tzv. aktivní) hmota vede dobře elektrický proud pro svoji výši obsahu vody a elektrolytů a tuková tkáň, s nízkým obsahem vody, je špatným elektrickým vodičem. Již z tohoto poznatku je patrné, že celé měření je závislé na momentálním obsahu tekutin v těle – hydrataci. Pro měření se využívá střídavý signál o frekvencích 1 kHz - 1 MHz a 400-800  $\mu\text{A}$ . Proudů o nižších frekvencích procházejí pouze extracelulárním prostorem, kdežto vyšší frekvence procházejí intracelulárním prostorem. Na základě změřené impedance se vypočítává celková tělesná voda, která je pomocí matematické modelu rozdělena na svalovou a tukovou hmotu. [1][5]

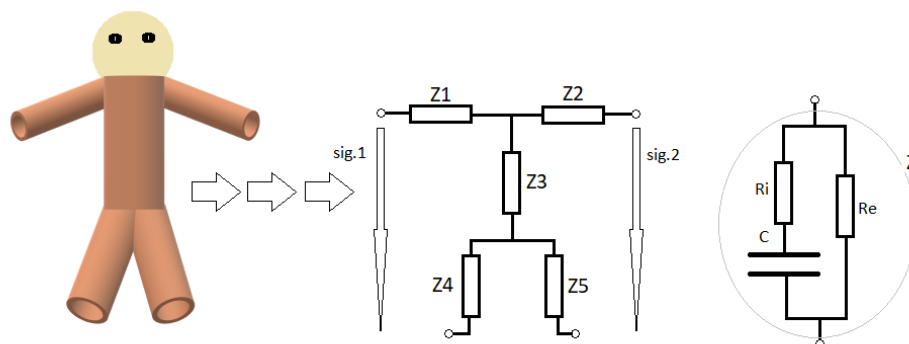
Z výše uvedeného vyplývá, že přesnost výsledku je závislá na použitém matematickém modelu. Těch je pro různé typy zařízení několik. Jedním ze zmiňovaných modelů je Cole-Coleův model elektrických vlastností živé tkáně. Ten simuluje živé tkáně paralelní kombinací odporu  $R_e$  (odpor  $R_e$  charakterizuje rezistivitu extracelulární tekutiny) a do série spojeného odporu  $R_i$  s kapacitou  $C$  (sériové spojení  $R_i$ ,  $C$  charakterizuje chování buněčné membrány).



Obrázek 9 - Průběh bioimpedance při změně kmitočtu [1]

Zároveň jednotlivé části těla jsou nahrazeny válcovým modelem odporu.

Teoretickým rozbořem docházíme k poznatku, že by impedance  $Z$  měla v rovině  $R$ - $X$  opisovat půlkružnici. Při nulové frekvenci prochází stejnosměrný signál pouze odporem  $R_e$ , avšak při zvyšování frekvence se již začíná uplatňovat paralelní větev, kde v sérii s odporem  $R_i$  je zapojena kapacita  $C$ . [5]

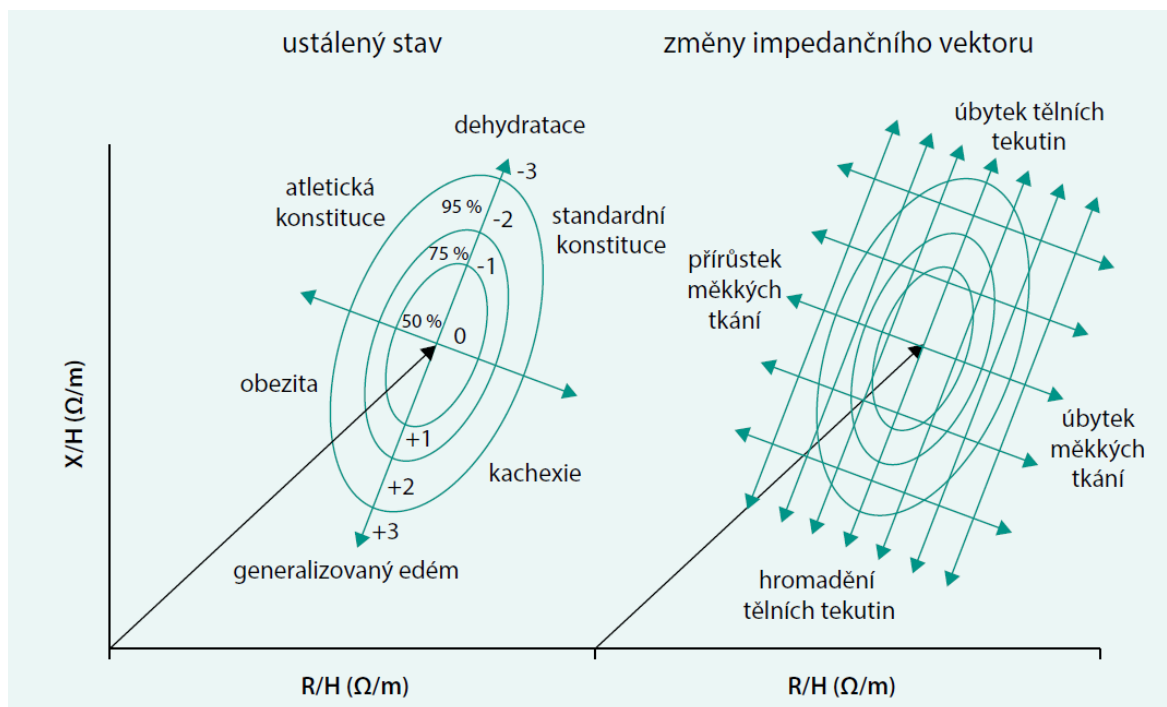


Obrázek 10 - Návrh náhradního impedančního modelu těla



Jednofrekvenční přístroje BIA pracují nejčastěji s frekvencí 50 kHz a mají pevně stanovenou velikost  $Z$  impedančního vektoru. Tato varianta BIA metody se označuje jako BIVA (Bioimpedance Vector Analysis).

Impedanční vektor  $Z$  v komplexní rovině se složkami  $R$  a  $X$ , vyneseny do grafu se dělí výškou pacienta (**obrázek 11**). Vektor je v komplexní rovině zobrazen vždy spolu s tzv. pravděpodobnostními elipsami, které vycházejí z naměřených souborů dat (této práci se věnoval p. Picolli). [5]



Obrázek 11 - Hodnotící graf BIVO metody [5]

Multifrekvenční bioimpedanční analýza (MFBIA) umožňuje stanovit nejen množství celkové tělesné vody, ale také odlišit množství extracelulární a intracelulární tekutiny. Tím je možné stanovit buněčnou hmotu a extracelulární tělesnou hmotu. To vede na přesnější výsledky a je možné pomocí matematického modelu odvodit více informací. Např. MFBIS je multifrekvenční bioimpedanční spektroskopie, která se od základní MFBIA odlišuje jen rozšířením matematického modelu (vylepšený model tělesného složení, jehož základním předpokladem je procento obsahu vody ve svalové a tukové tkáni zdravé osoby 71 % a 20 %). [5]

### 3 Přístroje dostupné na trhu

#### 3.1 Courage-Khazaka Electronic, Germany



Obrázek 13 - Multi Skin Test Centre MC750 [13]



Obrázek 14 - Skin Diagnostic SD 27 [13]



Obrázek 12 - Multi Skin Test Center MC1000 [13]

Hydratace pokožky: měření kapacity

čas měření: 1 sekunda,

rozsah: 0-99,

frekvence: 0,9-1,2 MHz

**TEWL:** Měření je prováděno v otevřené komůrce na dvou párech senzorů. Speciální konstrukce senzoru umožňuje měření během 15 vteřin. [13]



Obrázek 15 - Hydrosensor [13]



Obrázek 17 - Skin Diagnostic SD 202 [13]



Obrázek 16 - Multi Dersmascope MDS 1000 [13]



### 3.2 Cortex Technology, Denmark

Hydratace pokožky:

DermaLab využívá principu měření konduktance, která je závislá na kapacitě vázané vody v stratum corneum. Pro toto měření jsou k dispozici dvě konstrukce sond. První sonda je složená z osmi vysunutých pinů. Tato sonda je využívána pro měření na normální kůži a aplikaci v oblasti vlasů. Druhá, plochá, je konstruovaná jako koncentrické kruhy. Obě sondy jsou vybaveny detekcí přítlaku.



Obrázek 19 - Cortex sonda hydratace [14]



Obrázek 21 – DermaLab [14]



Obrázek 20 - DermaLab Combo [14]



Obrázek 18 - Cortex sonda TEWL [14]

TEWL:

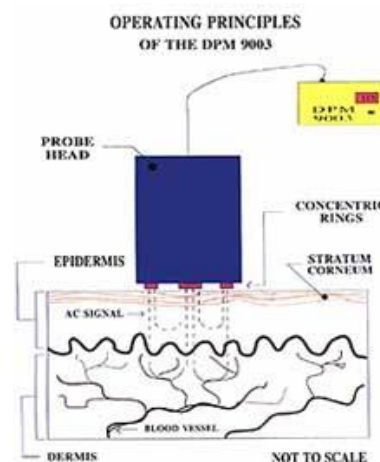
Měření je založené na principu otevřené komůrky. Uvnitř měřící hlavy je senzor umístěn tak, aby ho neovlivňoval proudící vzduch. Měřící sonda je určena pro měření v běžném laboratorním prostředí. [14]

### 3.3 NOVA Technology Corporation, US

**DPM9003** Dermal Phase Meter je určen na měření hydratace pro výzkumné účely, využívá měření impedance. Výsledek je zobrazován v relativních jednotkách DPM v rozmezí 90-999 jednotek. Měření je spouštěno automaticky po dosažení správného přítlaku. [18]



Obrázek 23 - Základní jednotka DPM 9003 [18]



Obrázek 22 - Měřící princip Nova DPM [18]

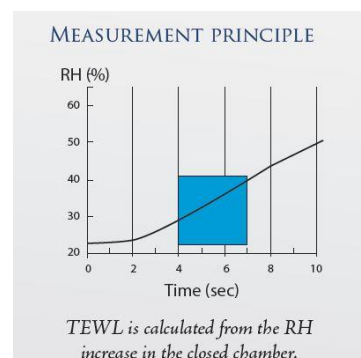
### 3.4 Delfin Technologies Ltd., Finland



Obrázek 24 - Měřicí přístroje Delphine [17]

#### VapoMeter

Bateriový měřicí přístroj TEWL pracující na principu uzavřené komůrky. V uzavřené měřicí komůrce je umístěný senzor vlhkosti, který monitoruje relativní vlhkost (RH). Hodnota výparu ( $\text{g}/\text{m}^2\text{h}$ ) je automaticky počítána z hodnoty RH. Měřicí komůrka je pasivně ventilována mezi jednotlivými měřeními, přičemž je čas ventilace automaticky kontrolován. [17]



Obrázek 25 - Princip měření Vapometru [17]

#### MoistureMeterSC

Měřicí jednotka pro měření hydratace je dodávána s nástrojem pro kontrolu kalibrace. Měřicí čas 4 vteřiny, měřicí frekvence: 1,3 MHz [17]



Obrázek 27 -  
Vapometer adaptéry  
[17]



Obrázek 28 –  
Vapometer [17]



Obrázek 26 –  
MoistureMeterCS [17]

#### MoistureMeterD

Měří dielektrickou konstantu kůže a podkožních tkání. Tkáňová dielektrická konstanta (TDC) je přímo úměrná množství vody v tkáni. Hodnota TDC se zvyšuje se zvyšujícím se obsahem vody a edémem. [17]



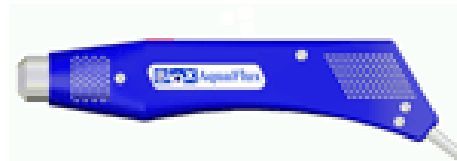
Obrázek 29 – MoistureMeterD [17]

### 3.5 Biox Systems Ltd., UK

#### AquaFlux Model AF200 Evaporimeter

Přístroj na měření TEWL

Měřicí princip uzavřené komůrky s kontrolou mikroklimatu [16]



Obrázek 30 - AF200 Evaporimeter [16]

Citlivost:  $< 0,07 \text{ g}/(\text{sq.m h})$

Rozsah:  $\sim 250 \text{ g}/(\text{sq.m h})$  s 3 mm nástavcem

Měřicí komůrka o průměru: 7-5-7 mm

Teplota kondenzátoru:  $-7,65 \text{ }^\circ\text{C}$ , Std. Dev. =  $0,3 \text{ }^\circ\text{C}$

Senzor vlhkosti s vestavěnou kalibrací

#### Epsilon Model E100 Contact Imaging System

Měřicí princip kapacitance pro měření hydratace a dalších parametrů. Vytváří obraz o velikosti 12,8 x 15 mm s rozlišením 50  $\mu\text{m}$  a hloubkou 5  $\mu\text{m}$ . [16]



Obrázek 31 - E100 [16]

Specifikace zařízení:

Mřížka kapacitních CMOS snímačů s 2  $\mu\text{m}$  silnou vrstvou  $\text{SiO}_2$

Snímací plocha 12,8 x 15 mm s rozlišením 50  $\mu\text{m}$

Tovární kalibrace pro relativní permitivitu (dielektrická konstanta,  $\epsilon$ ).

Signální rozpětí  $\epsilon = 0-85$  (vzduch = 1, voda = 80).

Zachycení videa s neomezenou dobou trvání.

## 4 Návrh struktury senzoru

Běžné komerční přístroje uváděné v předchozí kapitole mají společnou vlastnost, tou je nevhodnost pro kontinuální měření. I když některé TEWL metody umožňují kontinuální měření, je třeba říci, že se jedná jen o měření laboratorní, tedy rámcově několik minut.

Tato práce je součástí projektu, který hledá řešení pro kontinuální monitorování kožní hydratace v průběhu celého dne.

Metoda měření hydratace je velice závislá na pocení pacienta, proto by tento biologický proces měl být minimalizován v průběhu měření. Dostupná diagnostická instrumentace s tímto požadavkem bojuje dvěma prostředky: a) minimalizace měřicí sondy, b) co nejrychlejší doba měření.

Tato práce se zaměřuje na možnost využití textilních senzorů, které by měly mít tu vlastnost, že budou prodyšné, tím by mělo dojít k minimalizaci pocení pod samotným senzorem, což by ve výsledku mělo vést k možnosti monitorování hydratace pacienta v průběhu delších časových úseků.

### 4.1 Popis zapůjčeného prototypu senzoru

Konstrukce senzoru na bázi elektronického textilu je tvořena dvěma koncentrickými elektrodami (**obrázek 32**), které jsou vytvořeny pomocí vodivé látky. Tyto elektrody jsou nalepeny na podkladní látce (nosný substrát). Vnitřní elektroda je tvořena vodivou textilií SilveR.STAT (**11.1.2**) o poloměru 10 mm, vzduchová mezera mezi elektrodami je 1,5 mm. Vnější elektroda je tvořena stejnou vodivou textilií (jako vnitřní elektroda) vytvářející mezikruží o šířce 4 mm.



Obrázek 32 - Zapůjčený senzor

#### 4.1.1 Prvotní oměření zapůjčeného prototypu senzoru

Měření bylo provedeno pomocí RLC metru BK Precision. Vzorek 1 a Vzorek 2 jsou rozměrově i materiálově stejné senzory (**4.1**).

**Tabulka 1 - Změřené hodnoty prototypu senzoru**

Vzorek 1			Vzorek 2		
Suchý	Vlhký	Mokrý	Suchý	Vlhký	Mokrý
C [pF]	C [pF]	C [pF]	C [pF]	C [pF]	C [pF]
1,345	3,806	40940	1,604	4,588	33800

\* uváděné prvotní oměření nebylo provedeno autorem, ale bylo předáno vedoucím práce. Je zde uváděno, protože na něj navazuje celé pokračování této práce.

## 4.2 Teoretický výpočet kapacity koncentrického senzoru

Zjednodušený výpočet je založen na Maxwellových rovnicích. Provedená zjednodušení u Gaussova zákona elektrostatiky ( 7 ), vedou k zanedbání okrajových podmínek. Jedná se tedy o výpočet kapacity, která se nachází mezi elektrodami. Zároveň tím dochází k zanedbání vlivu nosného substrátu.

$$\oint D \cdot dS = Q \quad (7)$$

$$r \in \langle a; b \rangle \quad (8)$$

$$D_{(r)} = \frac{Q}{S} = \frac{Q}{2\pi r l} \quad [C/m^2] \quad (9)$$

$$E_{(r)} = \frac{D_{(r)}}{\varepsilon} = \frac{Q}{2\pi r l \varepsilon} \quad [V/m] \quad (10)$$

$$U = \int_a^b E_{(r)} dr = \int_a^b \frac{Q}{2\pi r l \varepsilon} = \frac{Q}{2\pi l \varepsilon} \int_a^b \frac{1}{r} dr = \frac{Q}{2\pi l \varepsilon} \ln \frac{b}{a} \quad [V] \quad (11)$$

$$C = \frac{Q}{U} = \frac{2\pi l \varepsilon}{\ln \frac{b}{a}} = l \varepsilon \left( \frac{2\pi}{\ln(b)} - \frac{2\pi}{\ln(a)} \right) \quad [F] \quad (12)$$

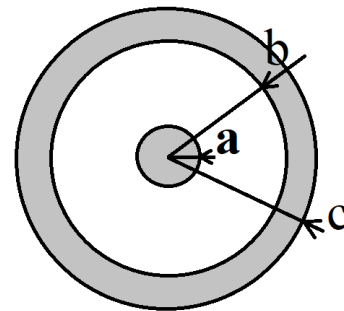
Pro výpočet použijeme rozměry prototypu senzoru:

$$a = 10 \text{ mm}$$

$$b = 11,5 \text{ mm}$$

$$l = 1 \text{ mm}$$

$$\varepsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} \text{ [F} \cdot \text{m}^{-1}]$$



Obrázek 33 - Nákres pro výpočet kapacity

Kde rozměry **a** a **b** jsou poloměry elektrod, rozměr **l** je výška senzoru (je dána výškou použité látky, respektive výškou vytvořeného elektrodového

systému) a  $\varepsilon_0$  je permitivita vakua, ta je přibližně stejná jako permitivita vzduchu („ $\varepsilon_{\text{vzduch}} = 1,0006$ “), proto je použita ve výpočtu.

$$C = 3,9786 \text{ [pF] pro } \varepsilon_0$$

Z výrazu ( 12 ) pro výpočet kapacity je jasné, že výrobou můžeme ovlivňovat jen poměr vzdálenosti mezi elektrodami. Samotný senzor je založen na změně permitivity prostředí.

Relativní permitivita je dána:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r \quad [-] \quad (13)$$

Permitivita tedy bude vždy větší, než je permitivita vakua. Na **obrázku 92** (Tabulka hodnot relativní permitivity) je uvedeno, že vodné roztoky mají relativní permitivitu v rozmezí 50–80.

$$C = 198,93 \text{ [pF] pro } \epsilon_{50}$$

Z výsledku je patrné, že změnou permitivity prostředí bude docházet ke zvyšování kapacity. Ze vztahu ( 12 ) pak vyplývá, že při zmenšování mezery bude také docházet k zvýšení kapacity senzoru a naopak (tento závěr je početně ověřen viz. příloha 11.4). Avšak zároveň se zmenšováním mezery dochází ke snižování dielektrické pevnosti, což může vést k nárůstu vodivosti mezi elektrodami.

### 4.3 Vlastní návrh struktury senzoru

V závěru kapitoly 4.2 je uvedeno, že snížení poměru „b:a“ vede ke zvýšení kapacity senzoru. Dále byla snaha dodržet rovnost ploch obou elektrod.

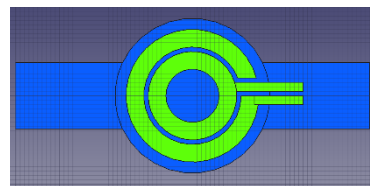
#### 4.3.1 Návrh č.1 – zmenšení vzduchové mezery

a – vnitřní elektroda tvořená vodivou látkou o poloměru 10 mm

b – vzduchová mezera 1 mm

c – vnější elektroda tvořená vodivou látkou 4 mm

Výkresová dokumentace v příloze 11.3.1



Obrázek 34 - Zobrazení senzoru dle návrhu č.1

#### 4.3.2 Návrh č.2 – zmenšení senzoru

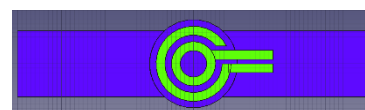
##### 4.3.2.1 Při mezeře 1,5 mm

a – vnitřní elektroda tvořená vodivou látkou o poloměru 5 mm

b – vzduchová mezera 1,5 mm

c – vnější elektroda tvořená vodivou látkou 1,7 mm – pro zjednodušení zaokrouhleno na 2 mm

Výkresová dokumentace v příloze 11.3.2



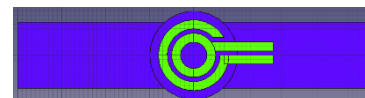
Obrázek 35 - Zobrazení senzoru dle návrhu č.2.1

##### 4.3.2.2 Při mezeře 1 mm

a – vnitřní elektroda tvořená vodivou látkou o poloměru 5 mm

b – vzduchová mezera 1 mm

c – vnější elektroda tvořená vodivou látkou 1,8 mm – zaokrouhlíme na 2 mm

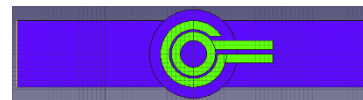


Obrázek 36 - Zobrazení senzoru dle návrhu č.2.2



#### 4.3.2.3 Při mezeře 0,5 mm

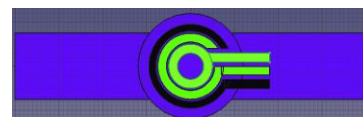
- a – vnitřní elektroda tvořená vodivou látkou o poloměru 5 mm
- b – vzduchová mezera 0,5 mm
- c – vnější elektroda tvořená vodivou látkou 1,9 mm – zaokrouhlíme na 2 mm



Obrázek 37 - Zobrazení senzoru dle návrhu č.2.3

#### 4.3.3 Návrh č.3 – se stínící elektrodu

Pro tento účel je možné využít jakéhokoliv předchozího návrhu. Vybrán byl návrh 4.3.2.3, který byl doplněn o zemnicí prstenec.

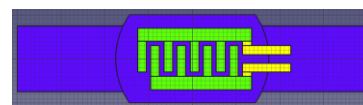


Obrázek 38 - Zobrazení senzoru dle návrhu č.3

- a – vnitřní elektroda tvořená vodivou látkou o poloměru 5 mm
- b – vzduchová mezera 0,5 mm
- c – vnější elektroda tvořená vodivou látkou 2 mm
- d – vzduchová mezera 0,5 mm
- e – zemnicí elektroda tvořená vodivou látkou 1,5 mm

#### 4.3.4 Návrh č.4 – interdigitální motiv

Zde není jednoduché vyjádřit závislost výsledné kapacity na rozměrech senzoru, proto návrh vychází z modelu kruhové kapacity (4.2), který je přepočítán přes délku vzduchové mezery na interdigitální strukturu.



Obrázek 39 - Zobrazení senzoru dle návrhu č.4

Pro možnost porovnání výsledků se jedná o modifikaci návrhu č.1 (4.3.1).

Návrh č.1:

- a – vnitřní elektroda o poloměru 10 mm
- b – vzduchová mezera 1 mm
- c – vnější elektroda 4 mm

Rozměr vzduchové mezery zůstává stejný (1 mm)

Určíme střední poloměr vzduchové mezery a vypočítáme z něj obvod kruhu ( $O \approx 66$  mm).

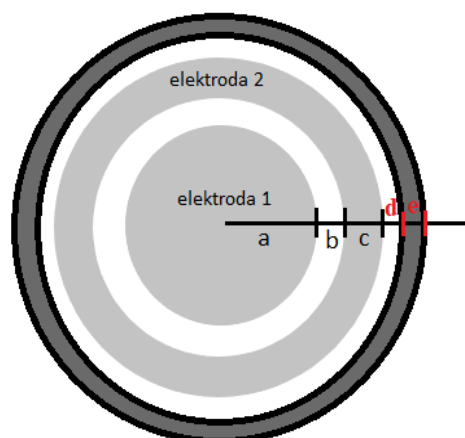
Tento údaj nám poslouží jako střední délka vzduchové mezery mezi elektrodami.

U navrženého senzoru (obrázek 39) vychází délka vzduchové mezery 68 mm, což přibližně odpovídá původním požadavkům.

Tabulka 2 - porovnání navržených senzorů

Porovnání navržených senzorů									
(viz. Obrázek 40)			Prototyp	Návrh					
				č.1	č.2.1	č.2.2	č.2.3	č.3	č.4
Rozměry senzoru	vnitřní elektroda	a [mm]	10	10	5	5	5	5	10
	vzduchová mezera	b [mm]	1,5	1	1,5	1	0,5	0,5	1
	vnější elektroda	c [mm]	4	4	2	2	2	2	
	vzduchová mezera	d [mm]						0,5	
	stínící elektroda	e [mm]						1,5	
C [pF] vypočítaná (odhadovaná)		$\epsilon_0$	3,9786	5,8342	2,1194	3,0499	5,8342	5,8342	5,8342
		$\epsilon_{50}$	198,93	291,71	105,97	152,49	291,71	291,71	291,71

Výkresová dokumentace k navrženým senzorům byla vypracována ve dvou variantách. První varianta byla vytvořena pro výrobu textilních senzorů pomocí vyřezávání elektrod z vodivé látky. Druhá varianta byla vytvořena pro tisk senzoru pomocí vodivé pasty. Výběr výkresové dokumentace je uváděn v příloze (11.3).



Obrázek 40 – Návrh navrhovaného senzoru

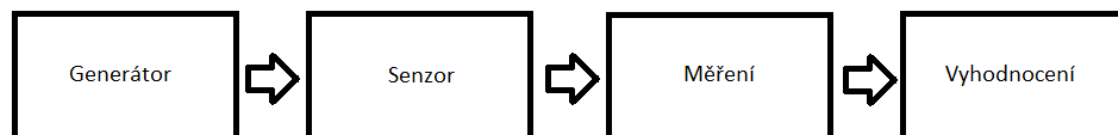
## 5 Návrh měřicího obvodu

### 5.1 Teoretický úvod k návrhu měřicího obvodu

#### 5.1.1 Popis měřicího obvodu

Funkce navržených senzorů je založena na změně dielektrika po přiložení senzoru na kůži, jak je vysvětleno v kapitole 4.2. Vyhodnocování je možné založit na změně impedance, nebo změně kapacity. V komerčně dostupných, diagnostických, přístrojích se využívá obou těchto metod. Obecný pohled na měřicí obvod je blokově znázorněno na obrázku 41.





Obrázek 41 - Blokové schéma měřícího obvodu

Jak bylo popsáno v teoretickém úvodu, pro měření se výhradně využívá střídavého signálu, proto je potřeba generátor vhodného signálu, který bude přiveden na senzor. Změna tohoto signálu po přiložení senzoru na kůži je snímána měřícím blokem. Po změření příslušné veličiny charakterizující změnu signálu je třeba tuto hodnotu převést do příslušných jednotek, které budou následně zobrazovány, o tyto poslední dvě funkce se stará blok vyhodnocení.

### 5.1.2 Generátor

Pro určení vhodných parametrů signálu, byly použity informace uváděné v teoretickém úvodu. U přístrojů na měření hydratace kůže se uvádí měřící frekvence v rozsahu 0,9-1,3 MHz. Pro BIA měřící metodu se využívá střídavý proud o amplitudě 400-800  $\mu\text{A}$  s frekvencí 50 kHz (jednofrekvenční BIA), respektive 1 kHz – 1 MHz (multifrekvenční BIA).

### 5.1.3 Měření kapacity

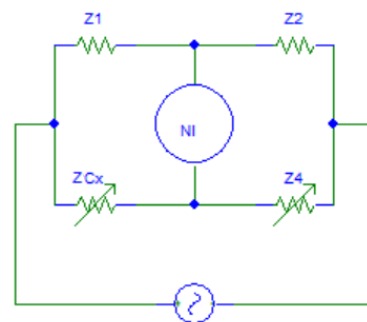
#### 5.1.3.1 Můstková metoda

Jedna z možností, jak měřit kapacitu je využít můstkové metody. Ta vychází z principu vyvážení můstku napájeného ze zdroje střídavým signálem o známé frekvenci (obrázek 42).

$$Z_{Cx} = Z_1 / Z_2 * Z_4 \quad (14)$$

$$Z_{Cx} = R_{Cx} + jX_{Cx} \quad (15)$$

$$X_{Cx} = 1 / 2\pi f C \quad (16)$$



Obrázek 42 - Vyvažovací měřící můstek

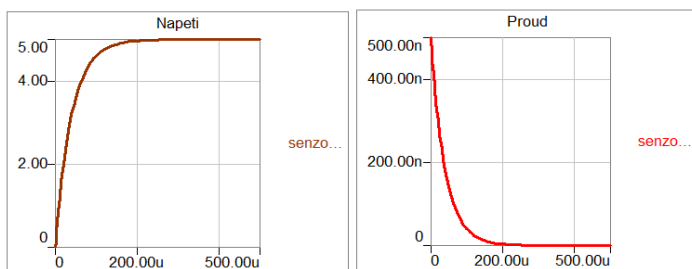
Pokud se podaří vyvážit můstek, je výsledná kapacita vypočítána z rovnic (14)(15)(16). Typů konstrukcí můstků je vícero, liší se možnostmi kompenzace činné složky impedance, možnostmi vyvažovat jen v jednom rameni, nebo v obou. Použitá konstrukce ovlivňuje výslednou možnost vyvážení můstku a přesné určení měřené kapacity. Obecně lze říci, že se jedná o složité měření, hlavně z hlediska vyvážení, které ale může dosahovat velké přesnosti.

### 5.1.3.2 Měření časové konstanty

Další kategorií, jak měřit kapacitu je určení časové konstanty. Tuto metodu lze demonstrovat pomocí přechodového děje 1.řádu RC článku.

$$\tau = RC \text{ [s]} \quad (17)$$

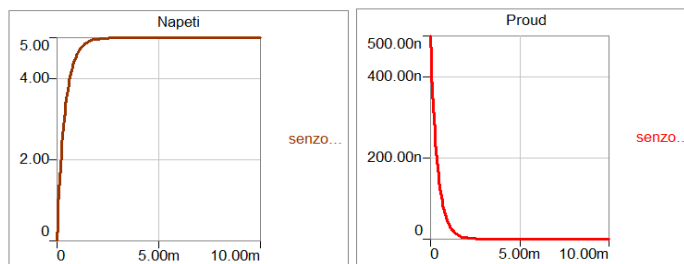
$$f = 1/\tau \text{ [Hz]} \quad (18)$$



Obrázek 44 - Zobrazení časové konstanty RC obvodu,  $C=4 \text{ pF}$ ,  $R=1 \text{ k}\Omega$

Jedná se o často využívanou metodu, která nedokáže dosahovat takové přesnosti výsledku jako můstkové metody nebo RLC metr, ale tento nedostatek vyvažuje svou jednoduchostí. Z rovnice (17)(18) je patrné, že je možné využít dvou

metod. První metoda využívá měření rychlosti nabití / vybití kondenzátoru (21). Nabíjecí, respektive vybíjecí časová konstanta je úměrná kapacitě. Druhou možností je zařazení měřené kapacity do časovacího obvodu. V takovém případě je výsledná frekvence úměrná měřené kapacitě (18). Tato poslední uváděná měřicí metoda je použita v této práci. Byla vybrána záměrně pro svoji jednoduchost. Senzor vložený do časovacího obvodu svou změnou kapacity přeladuje výslednou frekvenci generátoru.



Obrázek 43 - Zobrazení časové konstanty RC obvodu,  $C=40 \text{ pF}$ ,  $R=1 \text{ k}\Omega$

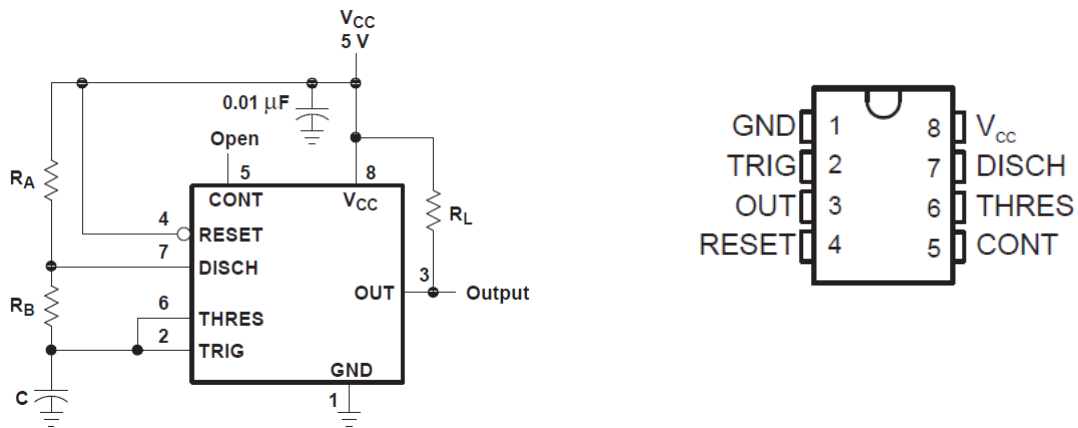
### 5.1.4 Vyhodnocení

Ve vyhodnocovacím bloku je třeba přepočítat změnu frekvence na příslušnou veličinu, ve které budou finálně zobrazovány výsledky. Cílem této práce je hledání vhodného řešení, což s sebou přináší spoustu testování. Proto byl pro tuto práci vybrán mikrokontroler Arduino UNO, který zabezpečuje měření frekvence, přepočet na zobrazovanou veličinu a komunikaci se zobrazovací jednotkou (LCD display).

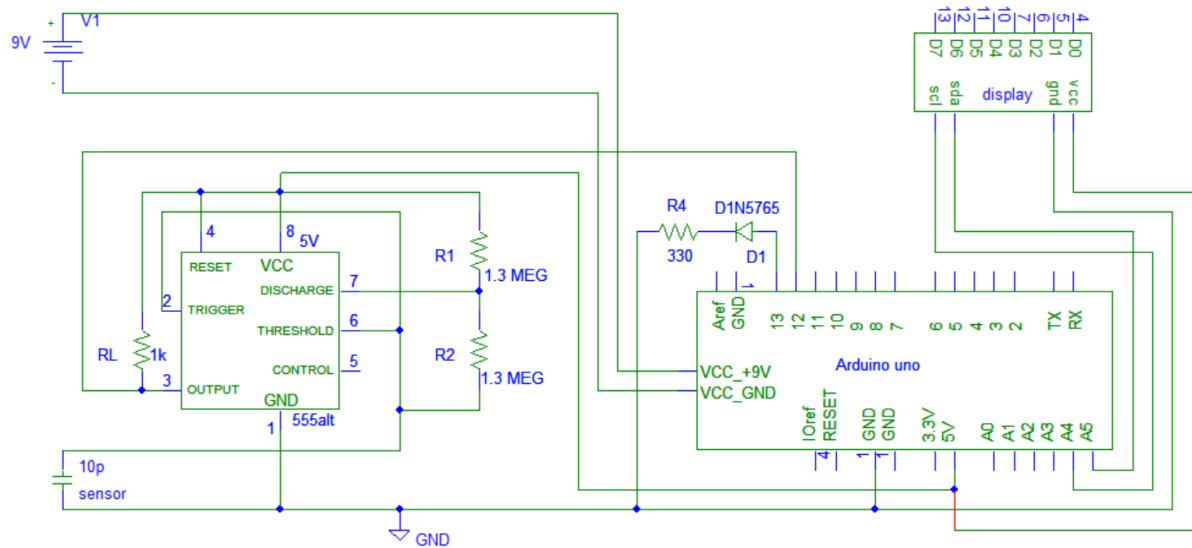
## 5.2 Realizace návrhu měřícího obvodu

### 5.2.1 Zapojení navrhovaného obvodu

Zapojení navrhovaného obvodu vychází z výrobcem doporučeného zapojení astabilního multivibrátoru NE555 (obrázek 45). Na obrázku 46 je uvedeno zapojení navrhovaného měřícího obvodu.



Obrázek 45 - Zapojení NE555 dle aplikačního listu [20]



Obrázek 46 – Zapojení navrhovaného měřícího zařízení

### 5.3 Výpočet součástek

Na základě dodaných podkladů z prvotního měření, byly počítány parametry obvodových součástek. Použité vzorce pro výpočet frekvence volně běžícího multivibrátoru jsou převzaty z technické specifikace obvodu NE555 [20].

$$f = \frac{1,44}{(R1+2R2)C1} \quad (19)$$

Obsah závorky nahradíme:

$$(R1 + 2R2) = R \quad (20)$$

Pak:

$$f = \frac{1,44}{R \cdot C1} \quad (21)$$

Vyjádríme R:

$$R = \frac{1,44}{f \cdot C1} \quad (22)$$

Ze zvolené frekvence si vyjádříme dobu T1 (nabíjecí čas) a T2 (vybíjecí čas):

$$T = \frac{1}{f} = T1 + T2 \quad (23)$$

Zvolíme poměr mezi nabíjecím časem a vybíjecím časem:

$$T2 = \frac{1}{3}T = 0,693 \cdot R2 \cdot C1 \quad (24)$$

Vypočítáme R2:

$$R2 = \frac{T2}{0,693 \cdot C1} \quad (25)$$

Z R dopočítáme R1:

$$R1 = R - (2 \cdot R2) \quad (26)$$

Za C byla dosazena hodnota 1 pF jako nejnižší hodnota senzoru. Výpočty byly provedeny v Octave, příloha 11.4.

**Tabulka 3 - tabulka vypočítaných hodnot odporů**

1000 kHz		500 kHz		100 kHz		10 kHz	
R1 [MΩ]	R2 [MΩ]	R1 [MΩ]	R2 [MΩ]	R1 [MΩ]	R2 [MΩ]	R1 [MΩ]	R2 [MΩ]
0,478	0,481	0,956	0,962	4,78	4,81	47,8	48,1

Z výpočtů je patrné, že R1 a R2 mají stejnou hodnotu, proto byla provedena korekce hodnot odporů na R2 = R1. Čím nižší kmitočet, tím je potřeba vyšších hodnot odporů.

Pro výpočet simulace změny frekvence byly použity hodnoty C\_low=1 pF, C\_high=1000 pF.

Tabulka 4 - tabulka předpokládané změny frekvence

	1000 kHz	500 kHz	100 kHz	10 kHz
	R1 =R2 [MΩ]	R1 =R2 [MΩ]	R1 =R2 [MΩ]	R1 =R2 [MΩ]
	0,478	0,956	4,78	47,8
f_high [kHz]	1004,2	502,09	100,42	10,042
f_low [kHz]	1,0042	0,50209	0,10042	0,010042

## 6 Realizace měřicího obvodu

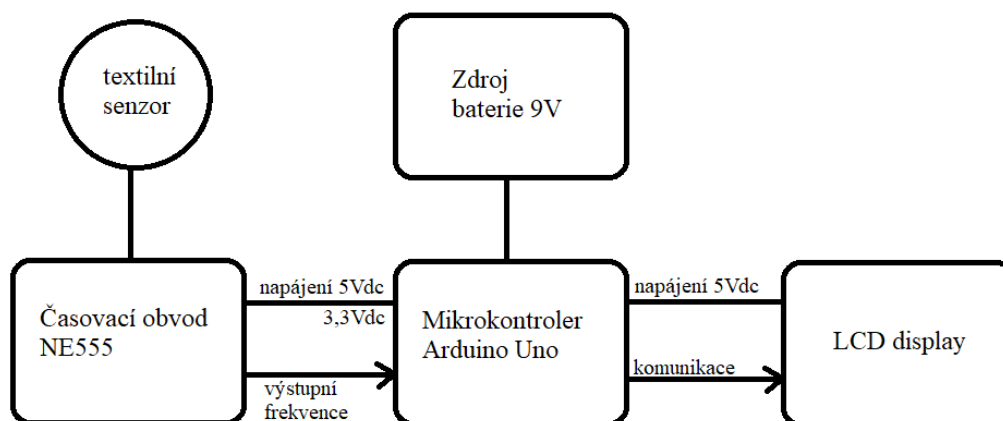
### 6.1 Popis navrženého obvodu

Navržený měřicí obvod byl pro testovací účely postaven na nepájivém kontaktním poli (elektrické schéma - **obrázek 46**, blokové schéma - **obrázek 48**). Pro výpočet byl použit mikropočítač Arduino Uno a pro zobrazení výsledku byl připojen alphanumerický LCD display 16x2 s I2C sběrnici. Signalizace měřicího procesu byla realizována jednoduchou LED diodou.



Obrázek 47 - Zapojený měřicí obvod

Arduino UNO je možné napájet buď pomocí síťového adaptéru (230 Vac /9 Vdc) nebo 9 V baterií. K 5 V DC výstupu mikrokontroleru Arduino je připojeno napájení relaxačního generátoru (obvod NE555) a napájení displeje.



Obrázek 48 - Blokové schéma navrhovaného měřicího zařízení

Mikrokontroler Arduino používá programovací jazyk Wiring, který je obdobou jazyka C, C++. Měření frekvence je realizováno příkazem „pulseIn“. Příkaz obsahuje dva parametry: číslo pinu, sledovaná úroveň signálu. Podle zadaného parametru (HIGH/LOW) měří dobu trvání úrovně signálu v  $\mu\text{s}$  (konečná verze programu je uvedena v příloze **11.5**).

$$T = High + Low \quad (27)$$

$$f = \frac{1}{T} \quad (28)$$

Pomocí výpočtu (27)(28) je pak určen kmitočet. Z kmitočtu je následně stanovena velikost kapacity (29)(30).

$$R = \frac{1,44}{f \cdot C1} \quad (29)$$

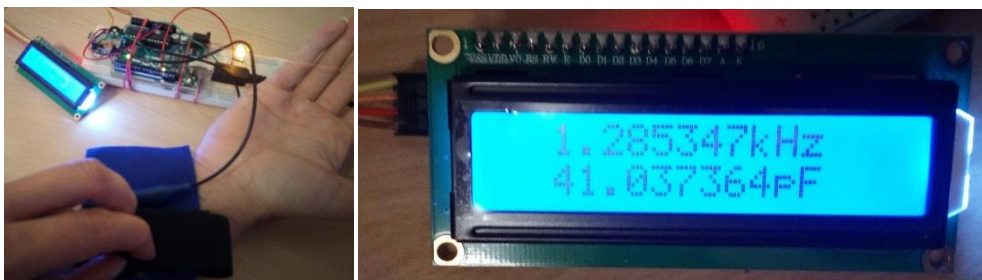
$$C = \frac{1,44}{f \cdot R} \quad (30)$$

Předpokládaná limitace navrženého měřicího obvodu je v možnostech časovacího obvodu NE555. V technické dokumentaci je uvedeno, že obvod vytváří pulsy délky od mikrosekund po hodiny. To je shodné s možnostmi uváděnými pro měření délky pulsu mikrokontroleru Arduino.

$$T = 1 [\mu\text{s}], \quad f = \frac{1}{T} = \frac{1}{0,000001} = 1 [\text{MHz}] \quad (31)$$

Pro realizaci obvodu bylo rozhodnuto, že první testování se bude provádět na nižších frekvencích, jelikož při nižších frekvencích se méně uplatňují parazitní kapacity. Proto byly pro první obvod zakoupeny odpory o hodnotě 9M1.

Vzhledem k rychlosti měřicího cyklu, byla v programu nastavena prodleva 1 sekunda, tak aby se výsledek zobrazovaný na displeji příliš rychle nepřepisoval a bylo možné výsledek odečíst.



Obrázek 49 – Testování funkčnosti navrženého obvodu

## 6.2 Úpravy měřicího obvodu

Po úspěšném otestování navrženého obvodu a prvotních měřeních, byly provedeny úpravy jak na časovacím obvodě, tak v měřicím programu. Na straně časovacího obvodu byla navržena deska plošných spojů pro dva různé typy časovacích obvodů. Typ první (dále značen jako varianta A) pouze s úpravou hodnot odporů pro možnost testování chování systému na různých frekvencích. Typ druhý (dále značen jako varianta B) je navržen s paralelní kapacitou k senzoru o hodnotě 3 pF a několika různými hodnotami odporů. K tomuto řešení bylo přistoupeno na základě vyhodnocení testování měřicího obvodu, kdy docházelo ke zkratování časovacího obvodu při měření a bylo nutné ověřit, jestli to bylo způsobováno závadou senzoru, nebo příliš nízkou kapacitou senzoru.

Navržené hodnoty odporů byly vypočítány dle kapitoly 5.3 a poté korigovány dle dostupnosti v maloobchodě.

**Tabulka 5 - navržené časovací obvody, varianta A**

časovací obvod varianta A	verze 0	verze 1	verze 2	verze 3	verze 4
	R1 =R2 [kΩ]	R1 =R2 [kΩ]	R1 =R2 [kΩ]	R1 =R2 [kΩ]	R1 =R2 [kΩ]
	9100	1300	360	200	150
f_low [kHz]	0,1053	0,7370	2,6613	4,7904	3,3037
f_high [kHz]	52,7473	369,2308	1333,3333	2400	3200

**Tabulka 6 - navržené časovací obvody, varianta B**

přidaná paralelní kapacita 3 pF	časovací obvod varianta B	verze 5	verze 6	verze 7
		R1 =R2 [kΩ]	R1 =R2 [kΩ]	R1 =R2 [kΩ]
		39	68	360
	f_low [kHz]	24,4686	14,0334	2,6508
	f_high [kHz]	4102,5641	2352,9412	444,4444



Obrázek 50 - Vyrobené časovací obvody



Pro částečné omezení vlivu parazitních kapacit byly vodiče k senzoru zkrouceny. V měřicím programu byla přidána podpora pro ostatní typy časovačů (pro správný přepočít z frekvence na kapacitu je nutné mít zadané správné hodnoty odporů připojeného časovacího obvodu), konfigurace správného obvodu se i nadále provádí v programu. Dále bylo zavedeno vydávání výsledku z průměru tří po sobě jdoucích měření. Tím je sledována stabilizace výsledné hodnoty.

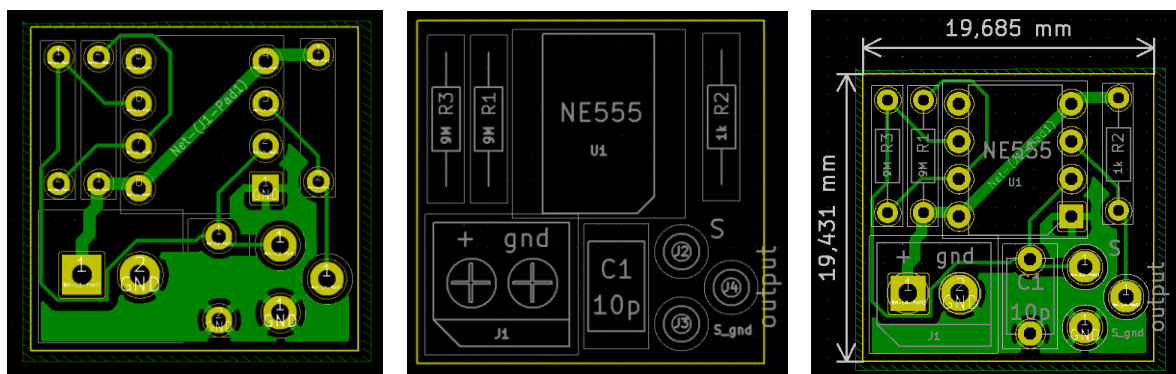
Původní realizace měřicího obvodu na kontaktním nepájivém poli byla nahrazena robustnější konstrukcí uzpůsobenou pro testovací účely.



Obrázek 51 - Konstrukce testovacího měřicího obvodu

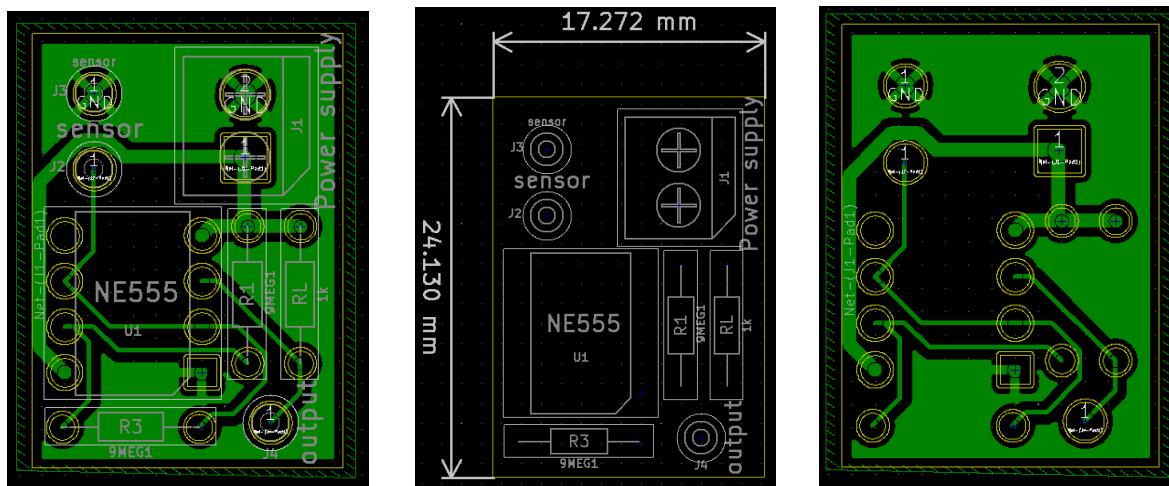
### 6.2.1 Návrh desky plošných spojů pro relaxační generátor

Návrh desky plošných spojů byl proveden v software KiCad, který je volně ke stažení jako Open Source.



Obrázek 52 - Návrh dps pro časovací obvod B





Obrázek 53 - Návrh dps pro časovací obvod A

## 7 Měření

Provedená měření jsou rozdělena do dvou skupin. První skupina měření se zabývala měřením vlastností senzorů. Druhá skupina měření se zabývala testováním měřicího obvodu. Některá měření musela být opakována, jelikož v průběhu času docházelo k úpravám požadavků na měření. Častou chybou projevující se při měření bylo špatné připojení senzoru k RLC metru, naměřené výsledky pak byly mimo očekávané hodnoty. Takové měření bylo opakováno pro ověření správnosti výsledků.

Pro vyhodnocení byly všechny měřené senzory rozděleny do těchto skupin:

**Skupina 1** – senzory vyrobené laminací. Všechny senzory této skupiny jsou rozměrově stejné. Jedná se o návrh označený jako “Prototyp” (4.1).



Obrázek 55 – Senzor tvořený laminací

**Skupina 2** – senzory tvořené tiskem pomocí dispenzoru Nordson EFD PRO PLUS 4L. Všechny senzory jsou rozměrově stejné, avšak bylo použito rozdílné nastavení dispenzoru. Tyto senzory nejsou uváděny v kapitole zabývající se návrhy. I přes tuto odlišnost byly senzory měřeny z důvodu vyhodnocení vhodnosti této metody výroby. U dispenzoru je možné nastavit rychlost tisku, tlak pro vytlačování pasty. Také je možné opakovaně přetisknout motiv s velkou přesností.



Obrázek 54 – Senzor tištěný dispenzorem

Tabulka 7 - rozměry natištěného senzoru

Obrázek 54	vnitřní elektroda		Vnější elektroda		Vzduchová mezera
	Ø [mm]	Šířka [mm] *	Ø [mm]	Šířka [mm] *	Šířka [mm] **
Senzor <b>A - L</b>	19	0,75	21,5	0,75	1

\* měřen vnitřní průměr

\*\* měřen rozměr mezi vnějším krajem vnitřní elektrody a vnitřním krajem vnější elektrody

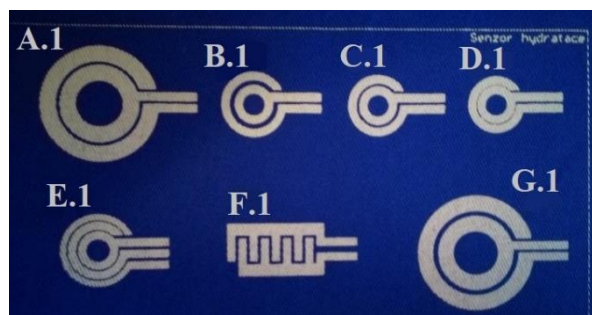
Tabulka 8 - nastavení dispensoru při tisku senzoru

	Rychlost [cm/s]	Tlak [bar]	Počet přetisků
Senzor <b>A</b>	6	1,8	2
Senzor <b>B</b>	10	2,3	1
Senzor <b>C</b>	15	2,3	1
Senzor <b>D</b>	10	1,8	2
Senzor <b>E</b>	12	2,3	2
Senzor <b>F</b>	15	2,3	2
Senzor <b>G</b>	10	1,1	1
Senzor <b>H</b>	8	1,8	1
Senzor <b>I</b>	6	1,8	1
Senzor <b>J</b>	10	1,1	1
Senzor <b>K</b>	8	1,8	1
Senzor <b>L</b>	6	1,8	1

**Skupina 3** – senzory vyrobené sítotiskem dle uvedených návrhů v kapitole 4.3.

Tabulka 9 – přiřazení senzorů

Měřený senzor	Návrh dle kapitoly
Senzor <b>A</b>	<b>1</b>
Senzor <b>B</b>	<b>2.1</b>
Senzor <b>C</b>	<b>2.2</b>
Senzor <b>D</b>	<b>2.3</b>
Senzor <b>E</b>	<b>3</b>
Senzor <b>F</b>	<b>4</b>
Senzor <b>G</b>	Prototyp



Obrázek 56 - Senzory "skupina 3", první natištěná série

**Skupina 4** – senzory vyrobené laminací dle návrhu v kapitole 4.3.4.



Obrázek 57 - Senzor tvořený laminací dle kapitoly 4.3.4

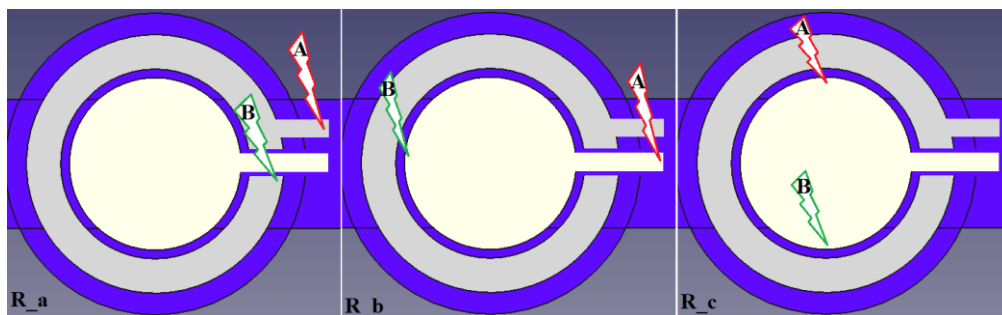
## 7.1 Měření elektrických veličin senzoru

Pro měření elektrických veličin bylo zvoleno měření kapacity, impedance a odporů elektrodových drah.

### 7.1.1 Měření odporů elektrodových drah

Hlavním cílem tohoto měření bylo ověřit funkčnost elektrod na základě kritéria trvalý zkrat, trvalé rozpojení. Toto měření bylo provedeno u všech senzorů. Senzory, které neprošly tímto testem byly vyřazeny.

U všech senzorů byl proveden test rozpojených či trvale zkratovaných elektrod, dále byly měřeny tři hodnoty, charakterizující vodivost vytvořených elektrod senzoru. Jedna hodnota pro vnější elektrodu (odpor nejdelší dráhy) a dvě hodnoty pro vnitřní elektrodu (horizontální a vertikální směr). K měření byl použit multimetr M3900 s hrotovými sondami.



Obrázek 58 - Návrh měřících bodů

#### 7.1.1.1 Skupina 1

Senzory vyrobené laminací. Všechny senzory v této skupině jsou rozměrově stejné. Jedná se o návrh označený jako "Prototyp" (4.1).



Obrázek 59 - Senzory měřené ve skupině 1

**Tabulka 10 - naměřené odpory senzorů „skupina 1“**

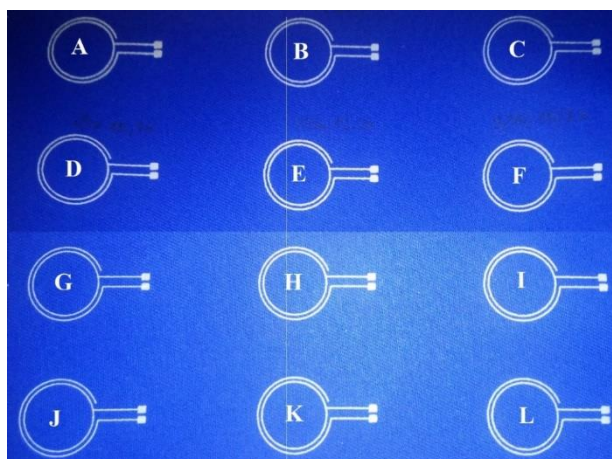
	Test zkratovaných elektrod	Vnější elektroda	Vnitřní elektroda	
		R_a [ $\Omega$ ]	R_b [ $\Omega$ ]	R_c [ $\Omega$ ]
Senzor <b>A</b>	Ok	---	---	1,233 k
Senzor <b>B</b>	Ok	---	250 k	28 k
Senzor <b>C</b>	Ok	---	---	1,98 k
Senzor <b>D</b>	Ok	53	14	9
Senzor <b>E</b>	Ok	42	11	8

\* "----" hodnota mimo rozsah

Senzory A, B a C vykazují vysokou míru opotřebení, proto byly pro další použití vyřazeny.

### 7.1.1.2 Skupina 2

Senzory tvořené tiskem pomocí disperzoru. Všechny senzory jsou rozměrově stejné, ale byly tištěné s rozdílným nastavením. Tyto senzory nejsou uváděny v kapitole zabývající se návrhy. I přes tuto odlišnost byly senzory měřeny z důvodu vyhodnocení vhodnosti této metody výroby.



Obrázek 60 - Senzory měřené ve skupině 2

**Tabulka 11 - naměřené odpory senzorů "skupina 2"**

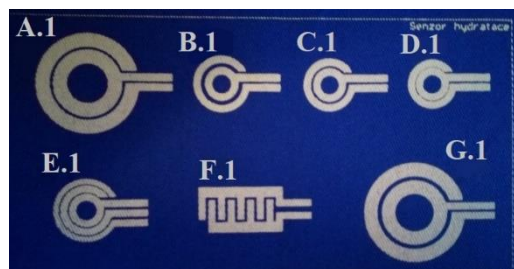
	Test zkratovaných elektrod	Vnější elektroda	Vnitřní elektroda	
		R_a [ $\Omega$ ]	R_b [ $\Omega$ ]	R_c [ $\Omega$ ]
Senzor <b>A</b>	Ok	14	5	4
Senzor <b>B</b>	Ok	31	14	7
Senzor <b>C</b>	Ok	44	20	10
Senzor <b>D</b>	Ok	22	9	5
Senzor <b>E</b>	Ok	17	7	4
Senzor <b>F</b>	Ok	23	11	5
Senzor <b>G</b>	Ok	49	---	22
Senzor <b>H</b>	Ok	57	22	13
Senzor <b>I</b>	Ok	43	18	8
Senzor <b>J</b>	Ok	46	---	22
Senzor <b>K</b>	Ok	58	19	10
Senzor <b>L</b>	Ok	42	18	9

\* "----" hodnota mimo rozsah

Senzor G a J vykazuje přerušení přívodu k vnitřní elektrodě, tyto senzory byly vyřazeny.

### 7.1.1.3 Skupina 3

Senzory vyrobené sítotiskem dle uvedených návrhů v kapitole 4.3. Každý typ senzoru byl vyroben ve čtyřech exemplářích. Skupina 3 tak obsahuje čtyři tištěné sensorové sady (na **Obrázek 61** je ukázka první sensorové sady).



Obrázek 61 - Senzory měřené ve skupině 3.1

Tabulka 12- naměřené odpory senzorů "skupina 3"

	Test zkratovaných elektrod	Vnější elektroda	Vnitřní elektroda	
		R_a [Ω]	R_b [Ω]	R_c [Ω]
Senzor <b>A.1</b>	Ok	8	7	7
Senzor <b>A.2</b>	Ok	11	9	7
Senzor <b>A.3</b>	Ok	7	6	6
Senzor <b>A.4</b>	Ok	9	8	8
Senzor <b>B.1</b>	Ok	8	7	7
Senzor <b>B.2</b>	Ok	10	7	6
Senzor <b>B.3</b>	Ok	8	7	6
Senzor <b>B.4</b>	Ok	9	9	8
Senzor <b>C.1</b>	Ok	8	7	7
Senzor <b>C.2</b>	BAD	---	---	---
Senzor <b>C.3</b>	Ok	7	6	6
Senzor <b>C.4</b>	Ok	9	9	8
Senzor <b>D.1</b>	BAD	---	---	---
Senzor <b>D.2</b>	BAD	---	---	---
Senzor <b>D.3</b>	BAD	---	---	---
Senzor <b>D.4</b>	BAD	---	---	---
Senzor <b>E.1</b>	Ok	8	7	7(stínící el. 59)
Senzor <b>E.2</b>	Ok	---	---	---
Senzor <b>E.3</b>	BAD	---	---	---
Senzor <b>E.4</b>	BAD	---	---	---
Senzor <b>F.1</b>	Ok	8	7	---
Senzor <b>F.2</b>	Ok	8	10	---
Senzor <b>F.3</b>	Ok	7	8	---
Senzor <b>F.4</b>	Ok	9	9	---
Senzor <b>G.1</b>	Ok	8	7	7
Senzor <b>G.2</b>	Ok	9	8	6
Senzor <b>G.3</b>	Ok	8	8	7
Senzor <b>G.4</b>	Ok	10	9	8

\* "----" hodnota mimo rozsah

Senzory vyřazené pro další měření: D.1, C.2, D.2, E.2, D.3, E.3, D.4, E.4



#### 7.1.1.4 Skupina 4

Senzory vyrobené laminací dle kapitoly č.4.3.4.



Obrázek 62 - Senzory měřené ve skupině 4

Tabulka 13- naměřené odpory senzorů "skupina 4"

	Test zkratovaných elektrod	Levá elektroda	Pravá elektroda
		R_a [ $\Omega$ ]	R_b [ $\Omega$ ]
Senzor 1	158	---	---
Senzor 2	Ok	36	26
Senzor 3	Ok	18	19
Senzor 4	Ok	20	14
Senzor 5	Ok	17	15
Senzor 6	109	---	---
Senzor 7	Ok	14	15
Senzor 8	Ok	14	11

\* "---" hodnota mimo rozsah

Senzory vyřazené pro další měření: 1, 6.

### 7.1.2 Měření kapacity a impedance

Každý senzor byl proměřen na RLC metru v šířce frekvenčního pásma 20 Hz až 2 MHz. Použité RLC metry umožnily automatické měření při nastaveném lineárním rozložení 200 měřících frekvencí v určeném frekvenčním pásmu. Výsledky pak byly exportovány na USB disk ve formátu csv.

Pro měření byly využity vždy dva měřící režimy, měření “C – Q” (kapacita a činitel jakosti), měření Z – deg (Impedance – úhel [°]).

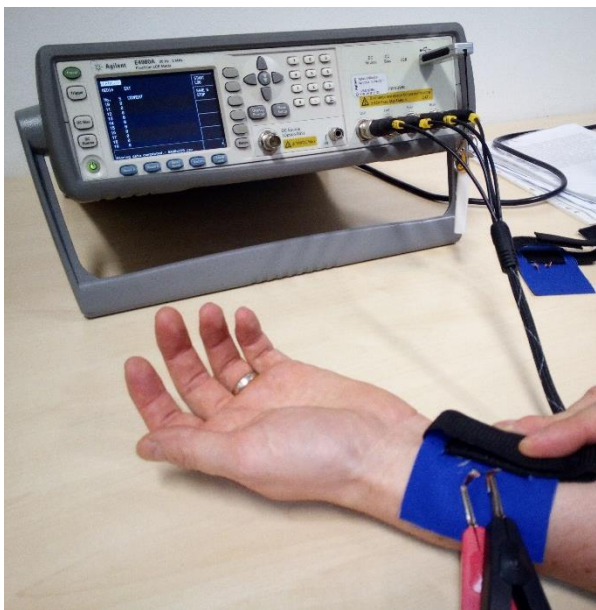
Dále byl senzor měřen ve dvou stavech, měření vzduchu (tj. bez kontaktu), měření ruky (senzor přiložený na předloktí levé ruky).

Před každým měření byl vždy RLC metr kalibrován (open and short calibration). Dále byla u každého měření stanovena teplota a vlhkost místnosti.

Použité měřící vybavení:

RLC metr Agilent E4980A, 20 Hz – 2 MHz

Teploměr s vlhkoměrem TESTO 645



Obrázek 63 - Měření impedance



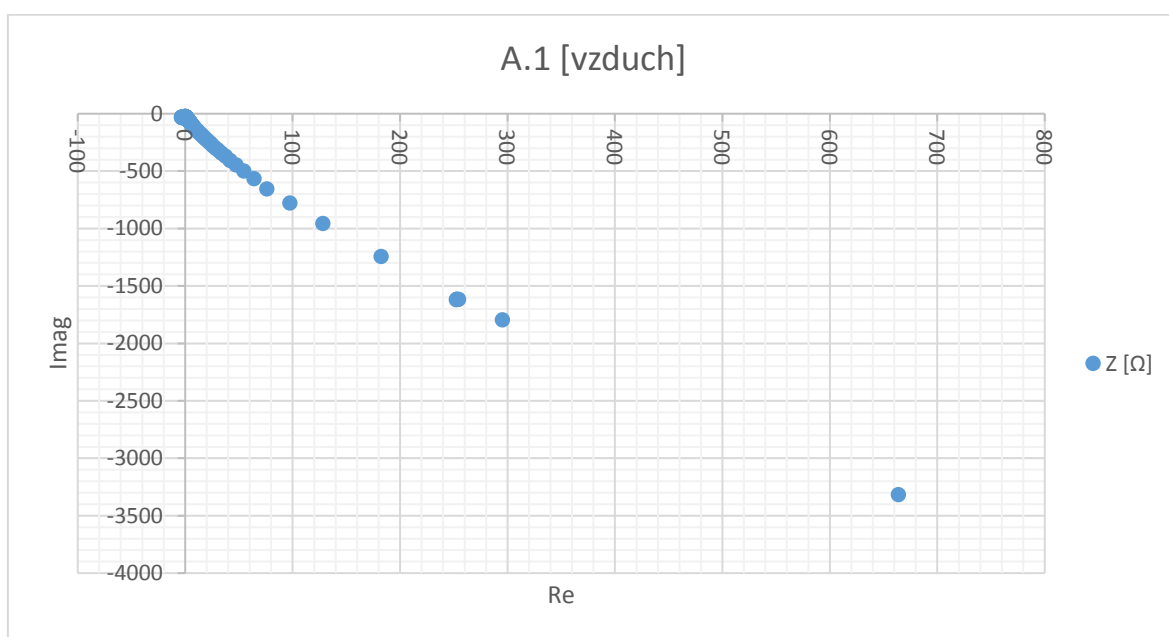
Obrázek 64 - Měřené senzory

#### 7.1.2.1 Vyhodnocení senzorů z měření

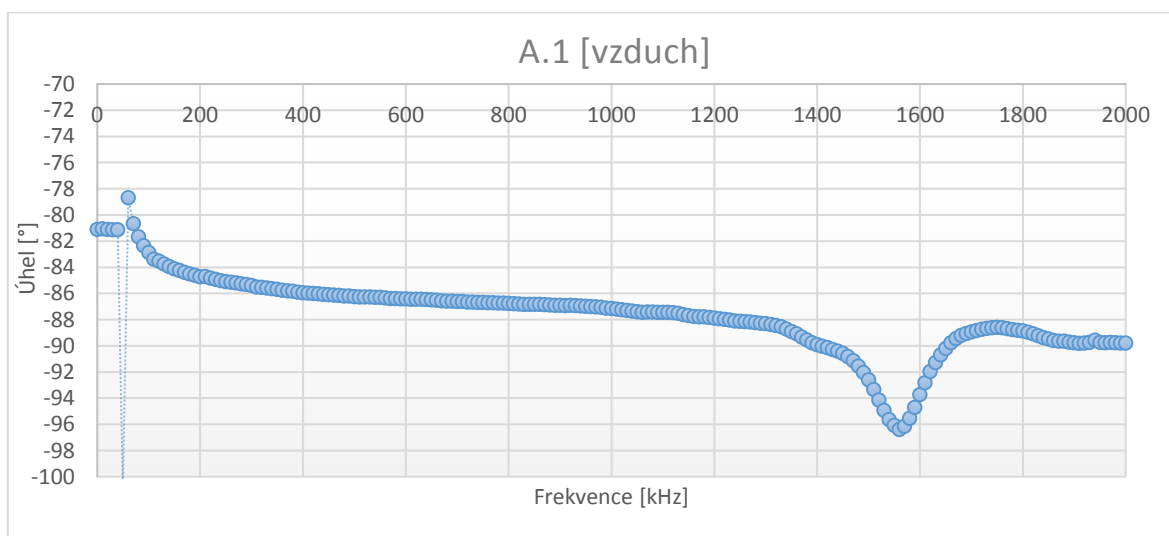
Pro každý měřený senzor byly na základě změřených dat vytvořeny grafy závislosti měřených parametrů na frekvenci. Níže uvádím ukázkou vyhodnocení senzoru A.1, ze skupiny 3. Z hlediska rozsahu této práce není možné uvést všechny zpracované grafické závislosti.

V grafu zobrazujícím komplexní impedanci (obrázek 65 a obrázek 68) byl ověřován předpoklad, zda senzor má čistě kapacitní charakter (tzn. poloha naměřené impedance je ve

čtvrtém kvadrantu). Tento předpoklad byl ověřen u všech senzorů. V dalším grafu (**obrázek 66** a **obrázek 69**) je zobrazena závislost úhlu naměřené impedance na frekvenci. Tento graf nám nabízí detailní pohled na vývoj úhlu, který by v ideálním případě měl být  $-90^\circ$ . **Obrázek 67** a **obrázek 70** zobrazuje rozložení komplexní impedance na reálnou a imaginární složku v závislosti na frekvenci. Zde byl sledován průběh z hlediska možné rezonance. V měřeném frekvenčním pásmu nebyla pozorována rezonance u žádného měřeného senzoru. Poslední dvojice obrázků (**obrázek 71**, **obrázek 72**) zobrazuje graf vlastní frekvenční závislosti měřené kapacity senzoru. Tato závislost pro nás byla, z hlediska určení vhodné měřicí frekvence, nejdůležitější.

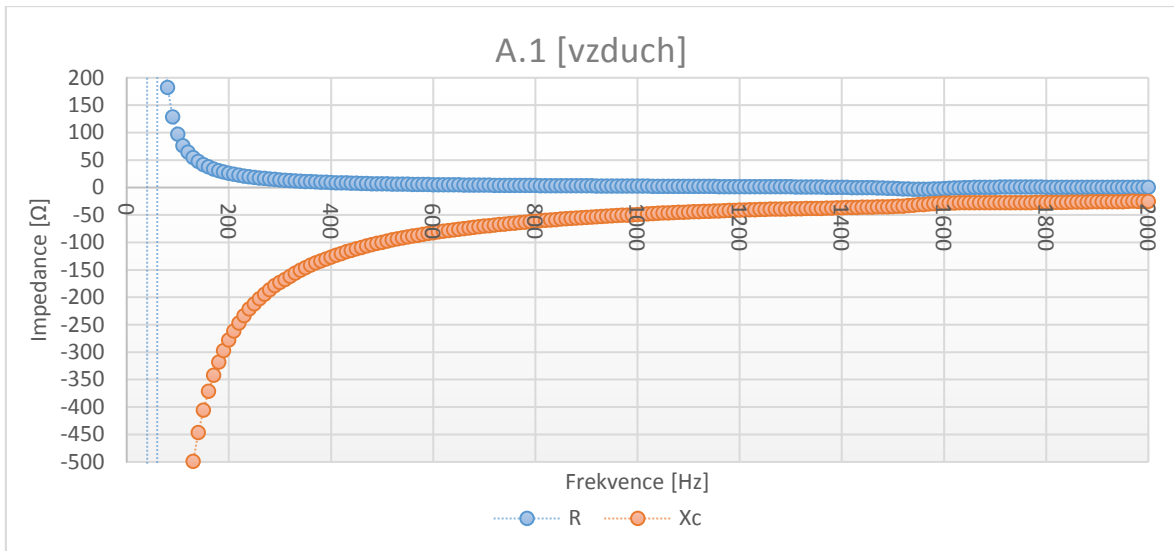


Obrázek 65 - zobrazení komplexní impedance

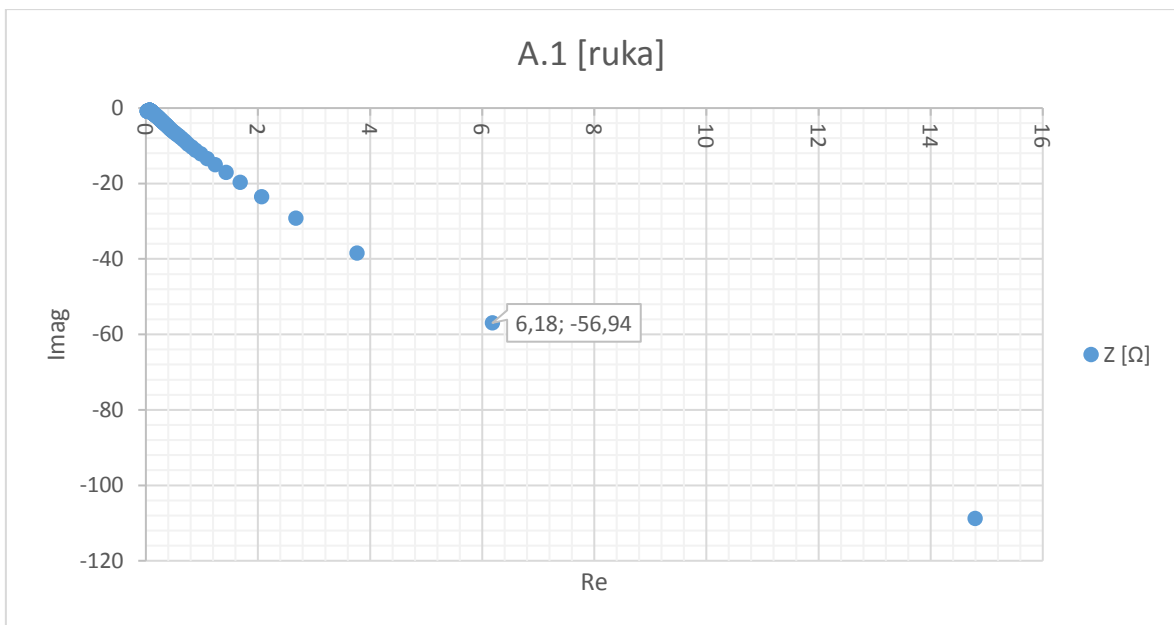


Obrázek 66 - závislost úhlu komplexní impedance v závislosti na frekvenci

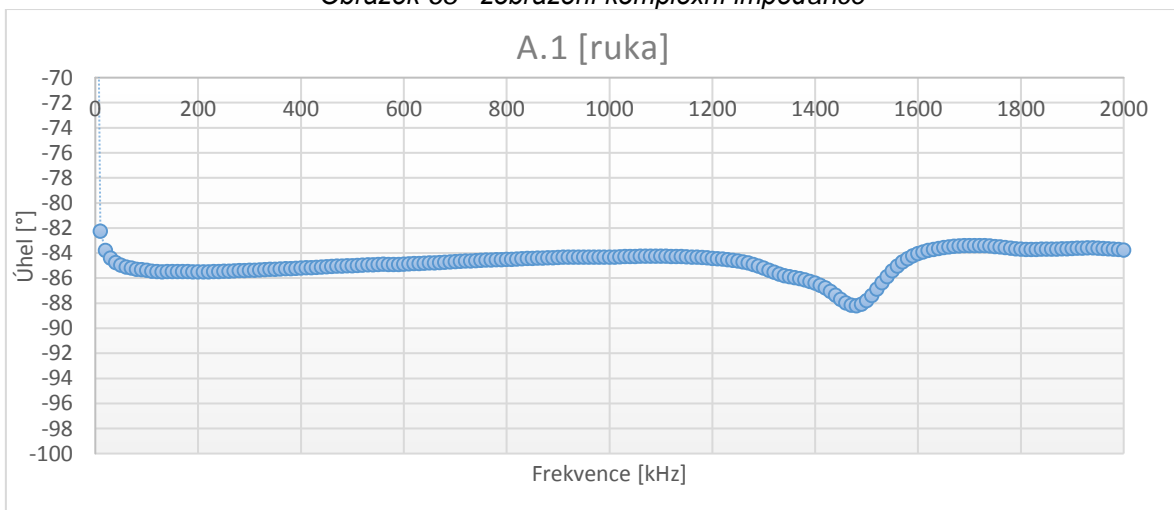




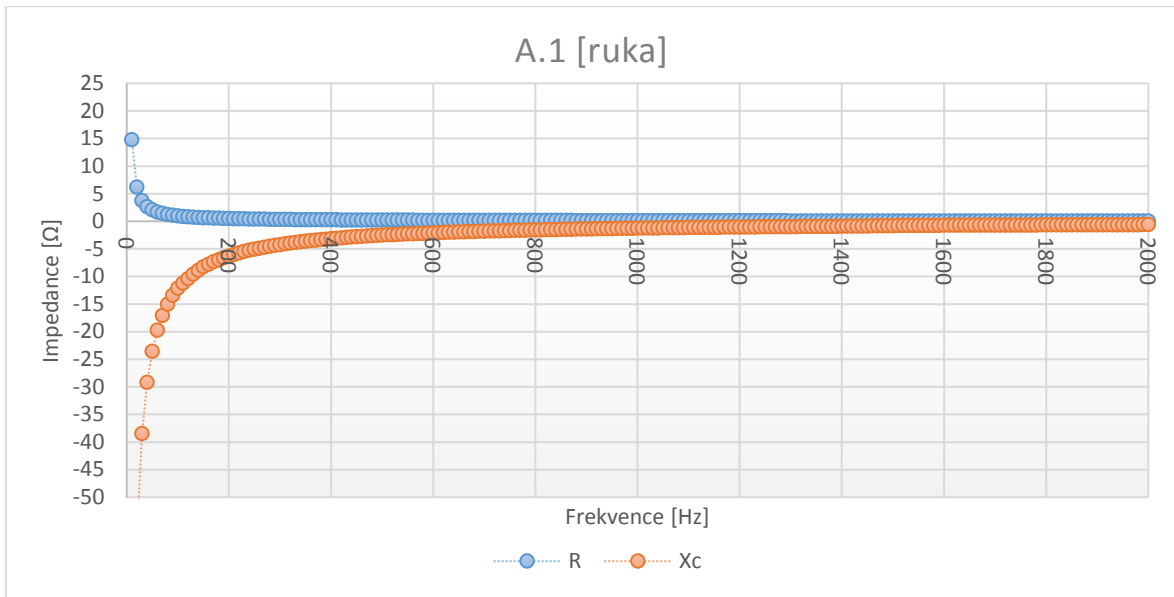
Obrázek 67 – zobrazení reálné a imaginární složky komplexní impedance



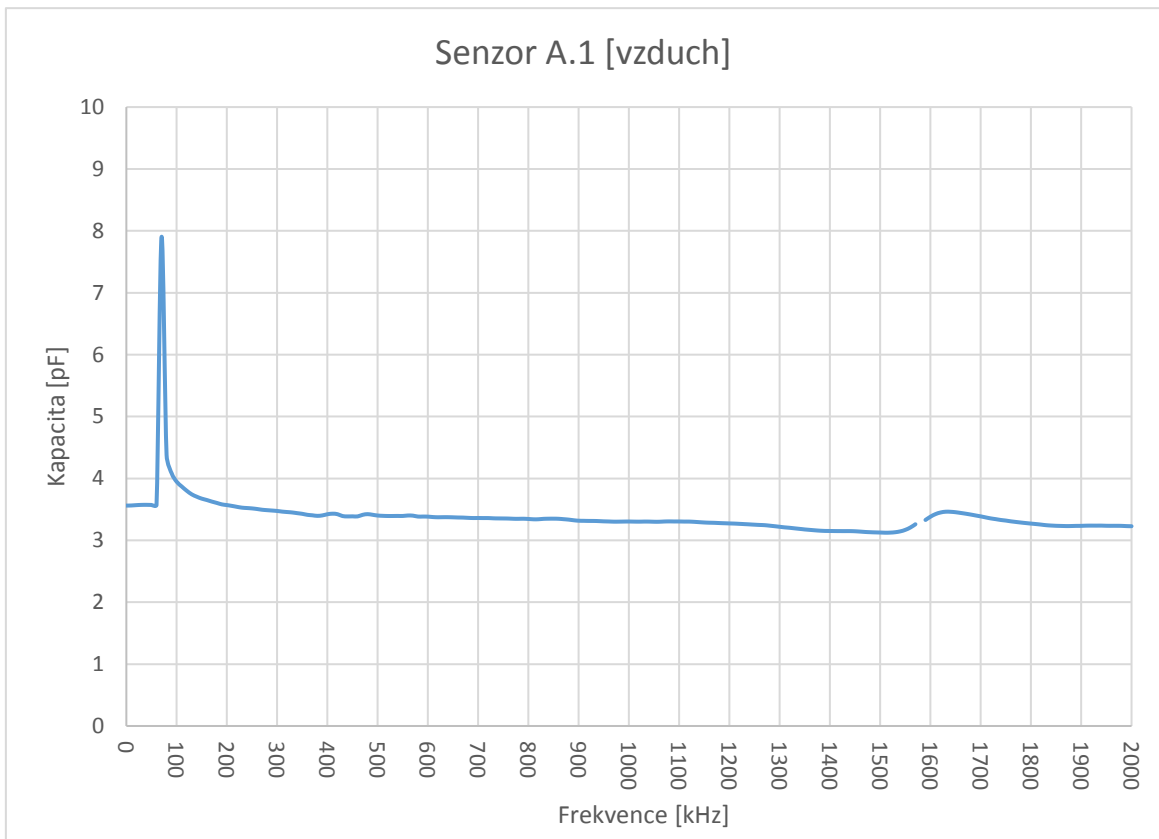
Obrázek 68 - zobrazení komplexní impedance



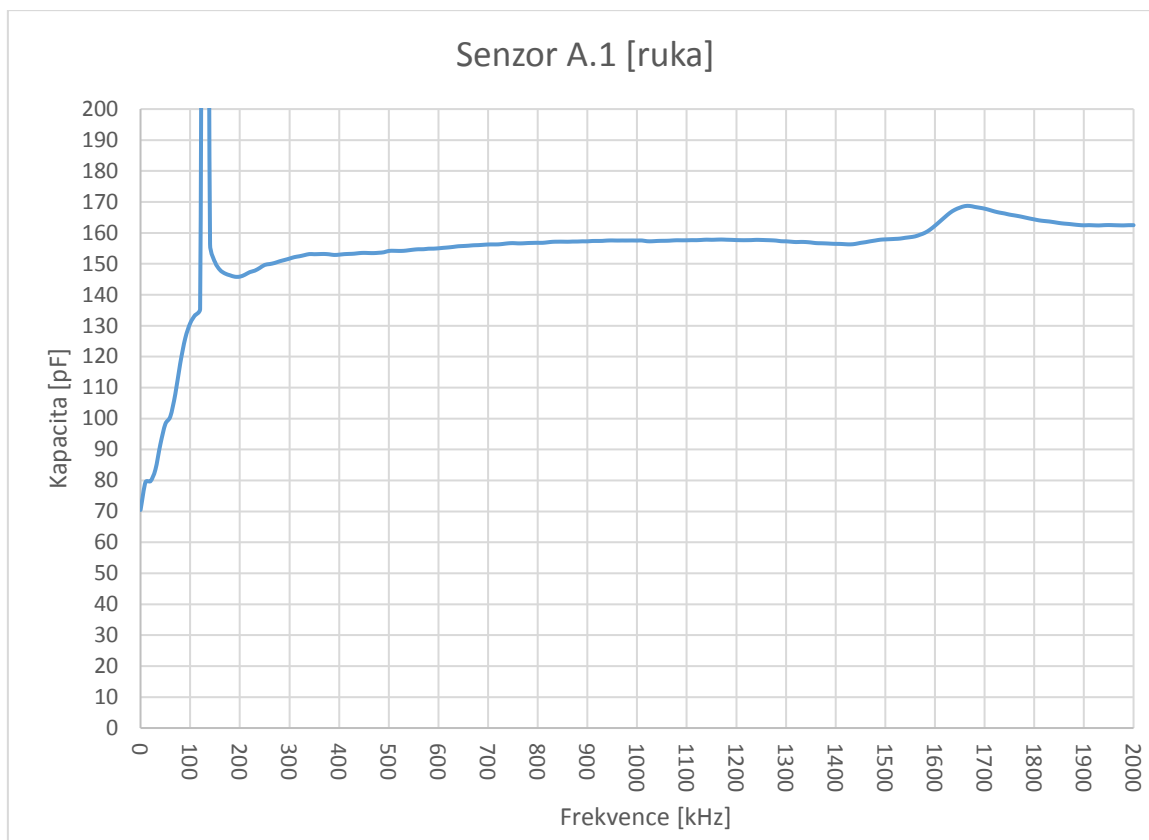
Obrázek 69 - závislost úhlu komplexní impedance v závislosti na frekvenci



Obrázek 70 – zobrazení reálné a imaginární složky komplexní impedance



Obrázek 71 - Zobrazení závislosti kapacity na frekvenci



Obrázek 72 - Zobrazení závislosti kapacity na frekvenci

Vzhledem k možnosti zkrácení informací v grafickém vyjádření a velkému počtu dat, bylo přistoupeno k statistickému vyhodnocení, kdy pro kritérium kvality senzoru byl vybrán klíčový parametr kapacity a jeho variabilita napříč měřeným frekvenčním pásmem. Jelikož v nižších hodnotách frekvencí se často objevují příliš velké odchylky, bylo dále přistoupeno také k vyhodnocení v omezeném frekvenčním pásmu 100 kHz – 1 MHz.

U každého měřeného senzoru byla určena střední hodnota, rozptyl a směrodatná odchylka z naměřených hodnot v příslušném frekvenčním rozsahu. Vypočítané směrodatné odchylky byly porovnány s rozhodující povolenou procentuální chybou (vypočítaná povolená odchylka z určené střední hodnoty). Ta byla odvozena od chyby, se kterou se vyrábějí běžné keramické kondenzátory (pro nižší hodnoty se pohybuje kolem 5 %, pro vyšší hodnoty 10 %). Nastavení přípustné chyby pro senzor bylo určeno 7 % pro měření “vzduch” a 15 % pro měření “ruka”.

U senzorů ze skupiny 2 byla navíc odečtena střední hodnota z grafu, jelikož spočítaná hodnota ve většině případech byla nereálná, což samo o sobě znamená nepoužitelnost těchto senzorů.

Níže je uveden příklad vyhodnocení pro senzor A ze skupiny 1. Celé hodnocení senzorů dle skupin je uvedeno v příloze (11.7).

Tabulka 14 - ukázka vyhodnocení senzoru

Vzduch			Povolená odchylka	Ruka			Povolená odchylka		
A	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	A	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	0,8	pF	0,06		střední hodnota	58,4	pF	8,76
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0028	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	1364	pF	
	SD " $\sigma$ "	0,053	pF			SD " $\sigma$ "	37	pF	
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			OK		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			BAD
	střední hodnota	0,8	pF	0,06		střední hodnota	60,2	pF	9,03
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000018	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	46	pF	
	SD " $\sigma$ "	0,0042	pF			SD " $\sigma$ "	7	pF	
				OK					OK

\* SD – Směrodatná odchylka

Na základě uvedeného hodnocení vychází, že ve skupině 1 je použitelný senzor A, B, C. Tyto senzory byly vyrobeny jako první, proto na nich probíhaly všechny počáteční testy a velice brzy začaly vykazovat známky opotřebení elektrod, proto ačkoliv jsou hodnoceny kladně, není možné je nadále použít. Senzory E a F z této sady bohužel nevykazují dostatečnou linearitu.

Senzory vyhodnocované ve skupině 2 jsou všechny vyhodnoceny jako nepoužitelné.

Senzory ze skupiny 3 jsou hodnoceny jako použitelné, jmenovitě A.2, A.4, B.2, B.4, C.4, E.1, F.3, F.4, G.3, G.4.

Senzory ze skupiny 4 nevykazují dostatečnou linearitu pro zamýšlené použití, proto jsou hodnoceny jako nepoužitelné.

## 7.2 Měření parametrů relaxačního generátoru

Pro ověření vlastností relaxačního generátoru byl použit Digitální osciloskop GDS-2072E (2 kanály, 70 MHz, 1 GSPS, 10 Mpts, 5 ns). Tento osciloskop podporuje ukládání obrázků na flash disk.

Měření parametrů relaxačních generátorů spočívala v ověření funkčnosti navrženého principu a stanovení odběrů.

Při prvních měřeních byl k relaxačnímu generátoru připojován samotný senzor, což způsobovalo nemalé problémy, proto bylo nakonec přistoupeno k ověření funkčnosti za pomoci keramických kondenzátorů o velikosti 10 pF, 27 pF, 100 pF a 470 pF. Funkčnost byla testována při napájecím napětí relaxačního generátoru 5 V a 3,3 V, což je napájecí výstup z mikrokontroleru Arduino Uno.

Při měření spotřeby byla určena spotřeba samotného relaxačního generátoru při napájecím napětí 5 V a 3,3 V. Dále byla určena spotřeba celé měřicí sestavy, která je napájena z 9 V

baterie, v různých stavech. Poslední měření se zaměřilo na možnost úspory energie pomocí řízení mikrokontroleru.

### 7.2.1 Měření ověřovacích kondenzátorů

Před samotným měřením bylo provedeno měření zakoupených kondenzátorů pro ověření jejich vlastností. Zakoupeny byly běžně dostupné keramické kondenzátory do 500 V, s výrobní přesností 5 % pro 10 pF a 27 pF a 10 % u 100 a 470 pF.

Pro měření byl použit RLC metr AGILENT E4980A.

Měření bylo provedeno na frekvenčním pásmu 20 Hz – 2 MHz, které bylo lineárně rozděleno měřicími frekvencemi. Vyhodnocení naměřených dat proběhlo stejným způsobem jako u měření senzorů.

**Tabulka 15 - naměřené hodnoty zakoupených kondenzátorů**

<b>10 pF</b>	střední hodnota	<b>10,9531</b>
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0345
	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,1858
<b>27 pF</b>	střední hodnota	<b>27,0510</b>
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0294
	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,1716
<b>100 pF</b>	střední hodnota	<b>98,3048</b>
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,3555
	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,5963
<b>470 pF</b>	střední hodnota	<b>448,8939</b>
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	9,0466
	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	3,0078

### 7.2.2 Měření relaxačních generátorů 5 V a 3,3 V

Cílem tohoto měření bylo ověření funkce navržených relaxačních generátorů (verzí 0 až 7) a vyhodnocovacího systému.

Pomocí osciloskopu bylo ověřováno, zda vyrobený obvod kmitá, na jaké frekvenci a jestli výstupní signál je požadovaného obdélníkového tvaru za pomoci ověřovacích keramických kondenzátorů (7.2.1). Po ověření funkce generátoru byl obvod připojen do navrhovaného měřicího systému, místo senzoru však byly připojovány ověřovací keramické kondenzátory, pro možnost porovnání výsledků.

**Tabulka 16 - naměřené hodnoty 5 V, s připojenou kapacitou 10 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	388,8	72,24	18,44	11,72	7,914	3,45	5,683	26,12
Low [ $\mu$ s]	130,5	24,71	7,511	4,322	2,775	1,58	2,319	10,57
$U_{pp}$ [V]	5,24	5,12	5,08	5,16	6,64	5,12	6,2	5,04
T [ $\mu$ s]	519,3	96,95	25,95	16,04	10,69	5,03	8	36,69
f [Hz]	1,925 k	10,31 k	38,53 k	62,31 k	93,55 k	198,8 k	125 k	27,25 k

**Tabulka 17 - naměřené hodnoty 5 V, s připojenou kapacitou 470 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	6121	848,4	216,1	132,8	105	27,55	49,85	243,6
Low [ $\mu$ s]	3036	447,2	126,9	71,1	51,31	14,97	24,44	131,3
$U_{pp}$ [V]	5,04	5	5,04	5,04	5,76	5,04	5,6	5
T [ $\mu$ s]	9157	1295,6	343	203,9	156,31	42,52	74,29	374,9
f [Hz]	109,2	771,8	2,915 k	4,903 k	6,394 k	23,51 k	13,46 k	2,666 k

Měření bylo provedeno na digitálním osciloskopu GDS-2072E (2 kanály, 70 MHz, 1 GSPS, 10 Mpts, 5 ns). Uváděné naměřené napětí je měřeno jako špičkové hodnoty amplitudy (peak to peak, značeno  $U_{pp}$ ). Dle rozdílu změřeného napětí a napájecího napětí lze určit míru zákmitů, která se u některých relaxačních generátorů objevila, a která je s největší pravděpodobností způsobena parazitními kapacitami. Největší podíl parazitních kapacit je předpokládán na přívodech k senzoru.

V **tabulce 16** a **tabulce 17** je ukázka naměřených dat, celý soubor dat je uveden v příloze **11.6**.

Pro účely hodnocení byl použit parametr frekvence měřený při napájení 5 V, který je u navrženého měřicího systému vyhodnocován na základě změřené periody signálu a který je možné přímo odečíst z osciloskopu. Naměřená data byla seskládána do **tabulky 18**. Ta je rozdělena do tří částí. V první části nazvané “Předpokládané hodnoty” jsou uvedeny hodnoty vypočítané pro dané časovací obvody. Následuje část, kde jsou uvedena naměřená data pomocí osciloskopu a poslední část obsahuje naměřená data navrženým měřicím obvodem.

**Tabulka 18 - předpokládané a naměřené hodnoty časovacích obvodů**

časovací obvod		verze 0	verze 1	verze 2	verze 3	verze 4	verze 5	verze 6	verze 7
Předpokládané hodnoty	f_0 pF [kHz]	inf	inf	inf	inf	Inf	inf	inf	Inf
	f_1 pF [kHz]	52,747	369,23	1333,3	2400	3200	12308	7058,8	1333,3
	f_10 pF [kHz]	5,2747	36,923	133,33	240	320	1230,8	705,88	133,33
	f_27 pF [kHz]	1,9536	13,675	49,383	88,889	118,52	455,84	261,44	49,383
	f_100 pF [kHz]	0,5275	3,6923	13,333	24	32	123,08	70,588	13,333
	f_470 pF [kHz]	0,1122	0,7856	2,8369	5,1064	6,8085	26,187	15,019	2,8369
Naměřené hodnoty	f_0 pF [kHz]	3,154	14,25	54	88,07	139,2	246,8	162,5	34,92
	f_10 pF [kHz]	1,925	10,31	38,53	62,31	93,55	198,8	125	27,25
	f_27 pF [kHz]	1,204	7,092	26,57	43,21	62,26	154,2	93,91	20,55
	f_100 pF [kHz]	0,4599	3,045	11,37	18,84	25,45	78,94	46,47	9,753
	f_470 pF [kHz]	0,1092	0,772	2,915	4,903	6,394	23,51	13,46	2,666
Naměřené hodnoty Navržený měřicí systém	f_0 pF [kHz]	3,0802	14,87	51,754	79,06	125	200	142,86	32,975
	f_10 pF [kHz]	1,8952	10,309	37,037	56,645	83,722	166,67	111,11	26,316
	f_27 pF [kHz]	1,2014	7,2141	26,803	41,111	58,824	136,9	83,333	19,739
	f_100 pF [kHz]	0,4594	3,0457	11,194	18,523	24,593	71,429	44,796	9,5543
	f_470 pF [kHz]	0,1093	0,7744	2,9644	4,9355	6,3425	23,08	13,275	2,2852

Při porovnání frekvencí v sekci “Předpokládané hodnoty” a “Navržený měřicí systém” jsou vidět značné odchylky, nejvýznamnější odchylka je vidět u změřené frekvence bez připojené kapacity. Dle výpočtů by správně nemělo dojít k rozkmitání navrženého multivibrátoru, avšak naměřená data jak u osciloskopu, tak u navrženého měřicího obvodu dokazují, že obvod stabilně kmitá. Tento jev je výsledkem poměrně velkých parazitních prvků na přívodech k senzoru. Tyto parazitní kapacity, byly určeny pomocí navrženého měřicího systému, kde mimo měření frekvence je nastaven přepočít změřené frekvence na kapacitu. Díky tomu můžeme odhadnout velikost parazitních kapacit, která se pohybuje mezi 25 - 30 pF, s rozdílem obvodu č. “0”, kde je parazitní kapacita nejmenší, okolo 15 pF (obvod č.0 kmitá na nejnižší frekvenci).

Porovnáním naměřených dat v sekci měření osciloskopem a navrženým měřicím systémem docházíme k závěru, že navržený vyhodnocovací obvod funguje s odchylkou, která je pro naše záměry přijatelná. Navržené časovací obvody fungují dle předpokladu a je možné snížit napájecí napětí na 3,3 V, což by vedlo k podstatné úspoře spotřeby použitého časovacího obvodu.

### 7.2.3 Stanovení odběru

Pro měření byl použit Digitální Multimetr METEX M-3800 (207544). Odběr byl stanovován pro stav obvodu naprázdno a s připojenou kapacitou 470 pF při napájecím napětí 5 V a 3,3 V.

**Tabulka 19 - měření odběru relaxačních generátorů**

		0	1	2	3	4	5	6	7
5 V	Naprázdko [mA]	1,45	1,1	1,33	1,28	1,28	1,81	4,94	1,42
	470 pF [mA]	1,83	1,69	1,81	1,72	1,68	1,8	4,4	1,8
3,3 V	Naprázdko [mA]	0,93	0,71	0,85	0,82	0,83	1,11	2,31	0,91
	470 pF [mA]	1,18	1,1	1,18	1,12	1,09	1,17	1,99	1,17

U obvodu č.6 je abnormálně vysoká spotřeba oproti ostatním obvodům. Může to značit závadu ať již na plošném spoji, nebo na samotném obvodu 555. V rámci této práce nebylo dále řešeno.

**Tabulka 20 - měření nejnižšího napájecího napětí pro obvod 555**

	0	1	2	3	4	5	6	7
U naprázdno [V]	2,2	0,8	0,8	2,2	1,0	0,8	0,8	2,1
U 470 p [V]	2,1	0,8	0,8	1,2	1,0	0,8	0,8	2,0

U naměřených hodnot v **tabulce 20** je vidět rozdělení obvodů dle nejnižšího možného napětí do dvou skupin. To je vysvětlitelné smícháním bipolárních a unipolárních obvodů 555 při nákupu (nejednalo se o záměr). Je tedy možné konstatovat, že pro unipolární obvod 555 je nejnižší možné napájecí napětí na hranici 1 V, kdežto bipolární obvod 555 má hranici nad 2 V.

**Tabulka 21 - Odběr vyrobeného měřicího obvodu**

Dioda ON	Dioda OFF	555 ON	555 ON 470 pF	555 OFF	Dioda a 555 ON	Dioda a 555 OFF
85,2 mA	73,4 mA	75,0 mA	75,4 mA	73,4 mA	87,3 mA	73,4 mA

Pro stanovení odběru měřicího obvodu byl použit časovací obvod č.1.

V **tabulce 21** je uveden změřený proudový odběr ze zdroje při různých stavech navrženého měřicího obvodu.

Jako každý mikrokontroler i Arduino podporuje několik úsporných režimů (tzv. sleep módy), pro redukci spotřeby. Níže je uvedeno měření spotřeby v těchto úsporných režimech (**tabulka 22**).

**Tabulka 22 - odběr Mikrokontroleru Arduino v různých režimech**

	Klidový stav	Měřicí program	Sleep mode 1	Sleep mode 2	Sleep mode 3	Sleep mode 4
Připojená dioda a LCD display	73,4 mA	87 mA	64,3 mA	52,4 mA	59,3 mA	59,8 mA
Jen MCU	53,5 mA	52 mA	39,7 mA	35,0 mA	35,0 mA	35,4 mA

Z hodnot uvedených v **tabulce 21** a **tabulce 22** je patrné, že převážnou část odběru tvoří spotřeba mikrokontroleru. Použitý mikrokontroler Arduino Uno není z hlediska úspornosti vhodným výběrem, a pro finální konstrukci ho není možné doporučit.



## 8 Ověření navrženého měřicího obvodu

Pro možnost ověření funkčnosti navrženého měřicího obvodu byl vybrán relaxační generátor č.4 a senzory A.2, A.4, B.2, B.4, C.4, E.1, F.3, F.4, G.3, G.4 ze skupiny 3, které byly vyhodnoceny jako nejvhodnější.

Porovnání bylo provedeno oproti komerčnímu měřicímu přístroji Multi Skin Test Center MC1000, Courage + Khazaka electronic GmbH.

Pro tuto část testování byla do vyhodnocovacího programu zavedena kalibrace. Její funkce je změření parazitní kapacity rozpojených přívodních vodičů, bez připojeného senzoru. O tuto hodnotu je celkový výsledek korigován.

Umístění testovacích bodů na těle bylo vybráno na základě doporučení pro měření hydratace, uvedeném v přístroji MC1000.

Před každým měřením byla provedena kalibrace navrženého systému, poté byl připojen senzor. Po připojení senzoru byla změřena počáteční hodnota senzoru. Následně bylo provedeno měření na všech určených bodech. V části vyhodnocení byla změřená kapacita přepočítána na relativní permitivitu podle níže uvedeného vzorce ( 32 ). Tento přepočet slouží pouze pro zobrazení výsledného měření v hodnotách permitivity.

$$\epsilon_r = C * \frac{\ln b/a}{2 * \pi * l * \epsilon_0} \quad ( 32 )$$

Přístroj Multi Skin Test Center MC1000, Courage + Khazaka electronic GmbH je komerční přístroj pro diagnostiku kůže a pro tuto práci byl zvolen jako referenční měřicí přístroj (**obrázek 78**). Obsahuje kameru a pět různých sond pro měření pH, teploty, barvy, hydratace, TEWL, elasticity a kožního mazu (sebum). Pro vybrané měření je třeba připojit správnou sondu a nastavit program. V měřicím programu je zapotřebí vyplnit údaje o měřené osobě (věk, pohlaví), dále je požadováno zadání typu kůže dle testu „Fizpatrick“. Tento údaj není pro naše měření důležitý, protože nijak neovlivňuje samotné měření, ani vyhodnocení hydratace (údaj slouží pouze pro doporučení vhodného krému). Samotné měření probíhá na



Obrázek 73 -  
Testovací bod, T-  
zone



Obrázek 74 -  
Testovací bod, cheek



Obrázek 75 -  
Testovací bod, hand



Obrázek 76 -  
Testovací bod, body



Obrázek 77 -  
Testovací bod, leg

frekvenčním pásmu 0,9-1,2 MHz. Délka jednotlivého měření trvá 1 s. Měření je spouštěno automaticky po dosažení správného přitlaku sondy na měřené místo. Výsledek je vydáván v rozmezí 0-99. Po změření je výsledek porovnáván s předdefinovanými mezemi, které určují stav hydratace. Tyto meze jsou rozdílné pro různé věkové skupiny a pohlaví (**obrázek 79**). [13]



Obrázek 78 - Multi Skin Test Center MC1000 [13]

Moisture	Skin oil/Sebum	Hair sebum	Sebuffix	Pigmentation/Melanin
Face				
Agegroup	Interpretation	Lower Limit	Upper Limit (excluded)	
0-19	very dehydrated	0	38	
0-19	slightly dehydrated	38	71	
0-19	prevent dehydration	71	100	
20-29	very dehydrated	0	36	
20-29	slightly dehydrated	36	69	
20-29	prevent dehydration	69	100	
30-39	very dehydrated	0	34	
30-39	slightly dehydrated	34	68	
30-39	prevent dehydration	68	100	
40-49	very dehydrated	0	32	
40-49	slightly dehydrated	32	66	
40-49	prevent dehydration	66	100	
50-59	very dehydrated	0	30	
50-59	slightly dehydrated	30	66	
50-59	prevent dehydration	66	100	
≥60	very dehydrated	0	30	
≥60	slightly dehydrated	30	63	
≥60	prevent dehydration	63	100	

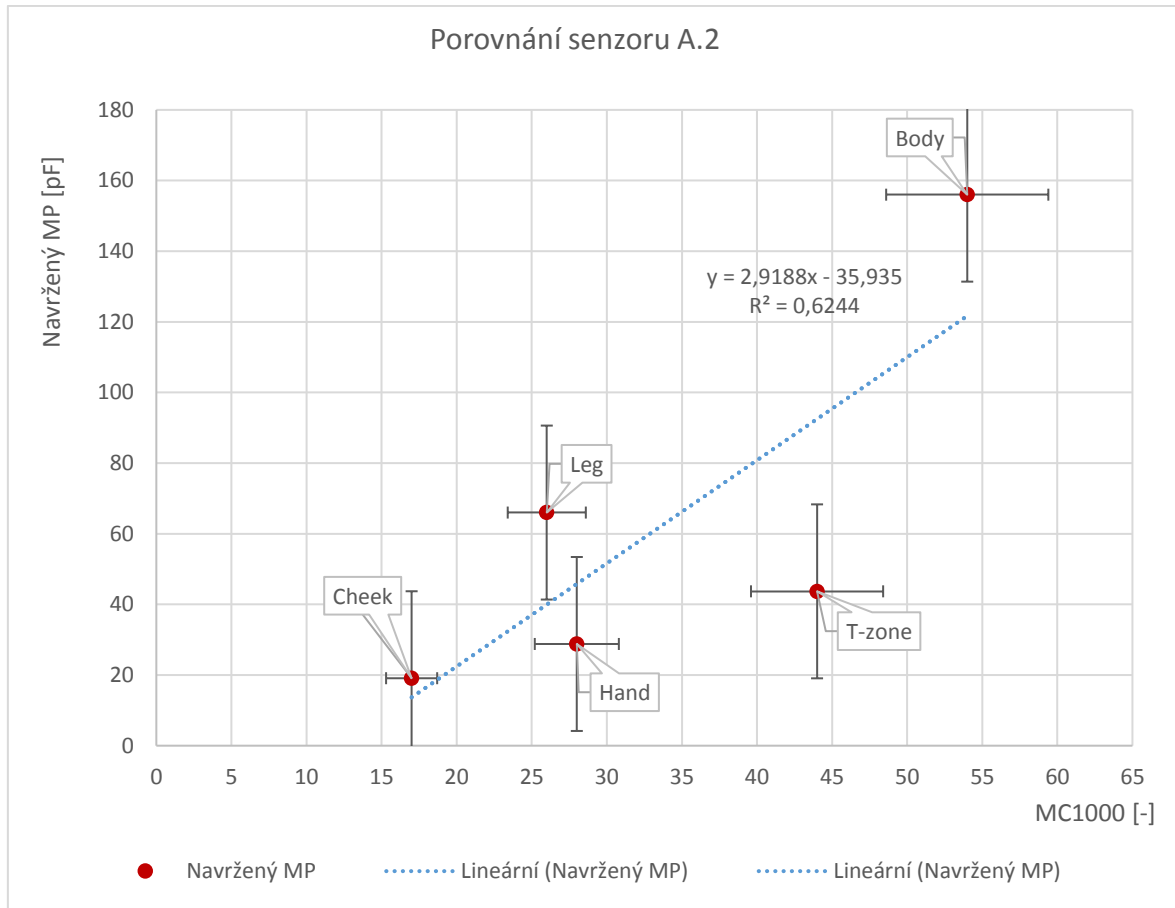
Obrázek 79 - Hodnocení hydratace implementované v přístroji MC1000 [13]

Vyhodnocení naměřených dat bylo zpracováno graficky (**obrázek 80, 81, 82, 83, 84**). Pro každý měřený senzor byla zkonstruována korelační závislost. Na ose x jsou vyneseny naměřené hodnoty komerčním systémem pro měření hydratace MC1000 a na ose y jsou následně hodnoty naměřené navrženým měřícím přístrojem. Vynesené body jsou proloženy korelační lineární přímkou (použita funkce tabulkového programu Excel). Z této přímky je pak získána uváděná směrnice korelační přímky a regresní koeficient.

Počáteční hodnota při připojení senzoru A.2:  $C = 5,3 \text{ pF}$

**Tabulka 23 - měření porovnatelnosti senzoru A.2**

Umístění senzoru	MC1000	Navržený MP	Eps_r
Cheek (tvář)	17	19,1	3,27
Leg (noha)	26	66	11,31
Hand (ruka)	28	28,8	4,93
T-zone (čelo)	44	43,7	7,49
Body (tělo)	54	156	26,73



**Obrázek 80 - porovnání systémů pro senzor A.2**

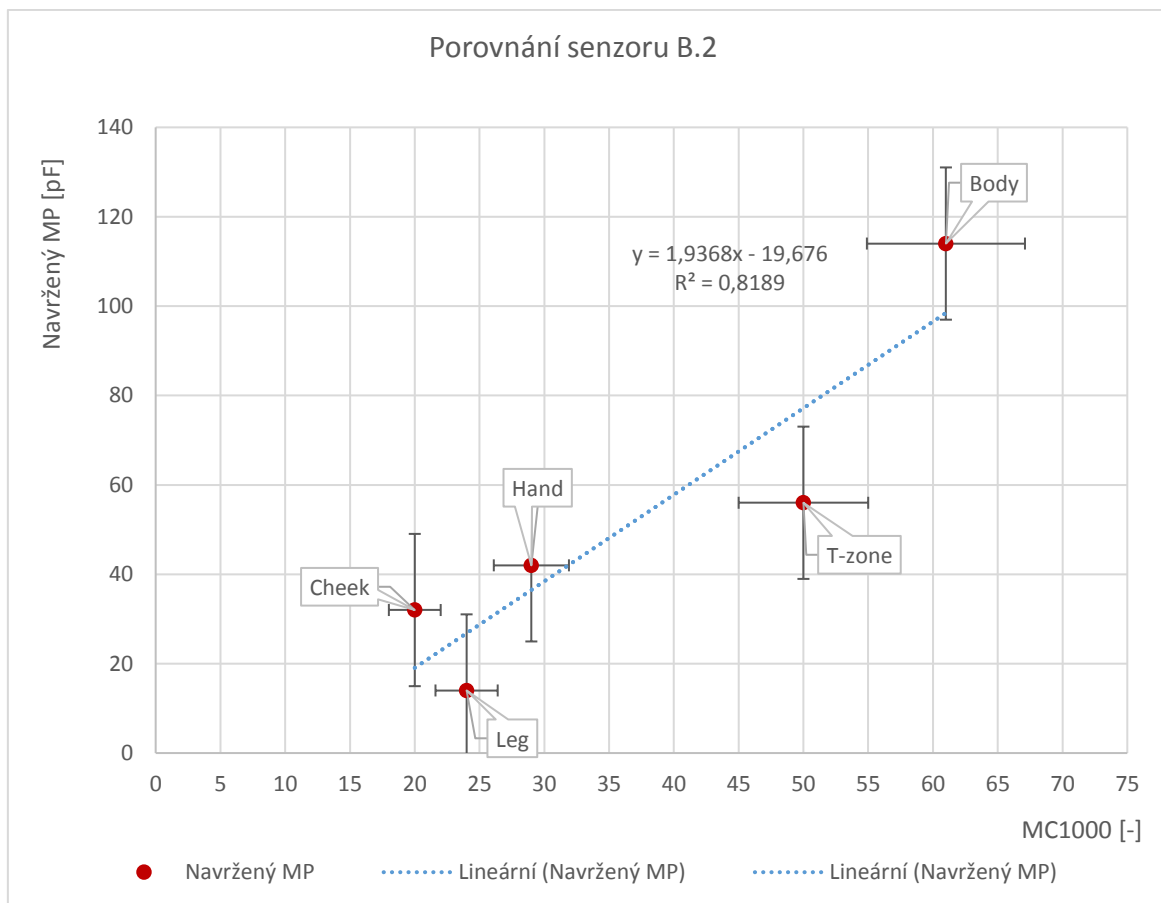
Směrnice korelační přímky:  $y = 2,9188x - 35,935$

Korelační koeficient:  $R^2 = 0,6244$

Počáteční hodnota při připojení senzoru B.2:  $C = 3,2 \text{ pF}$

**Tabulka 24 - měření porovnatelnosti senzoru B.2**

Umístění senzoru	MC1000	Navržený MP	Eps_r
Cheek (tvář)	20	32	15,09
Leg (noha)	24	14	6,60
Hand (ruka)	29	42	19,81
T-zone (čelo)	50	56	26,41
Body (tělo)	61	114	53,76



**Obrázek 81 - porovnání systémů pro senzor B.2**

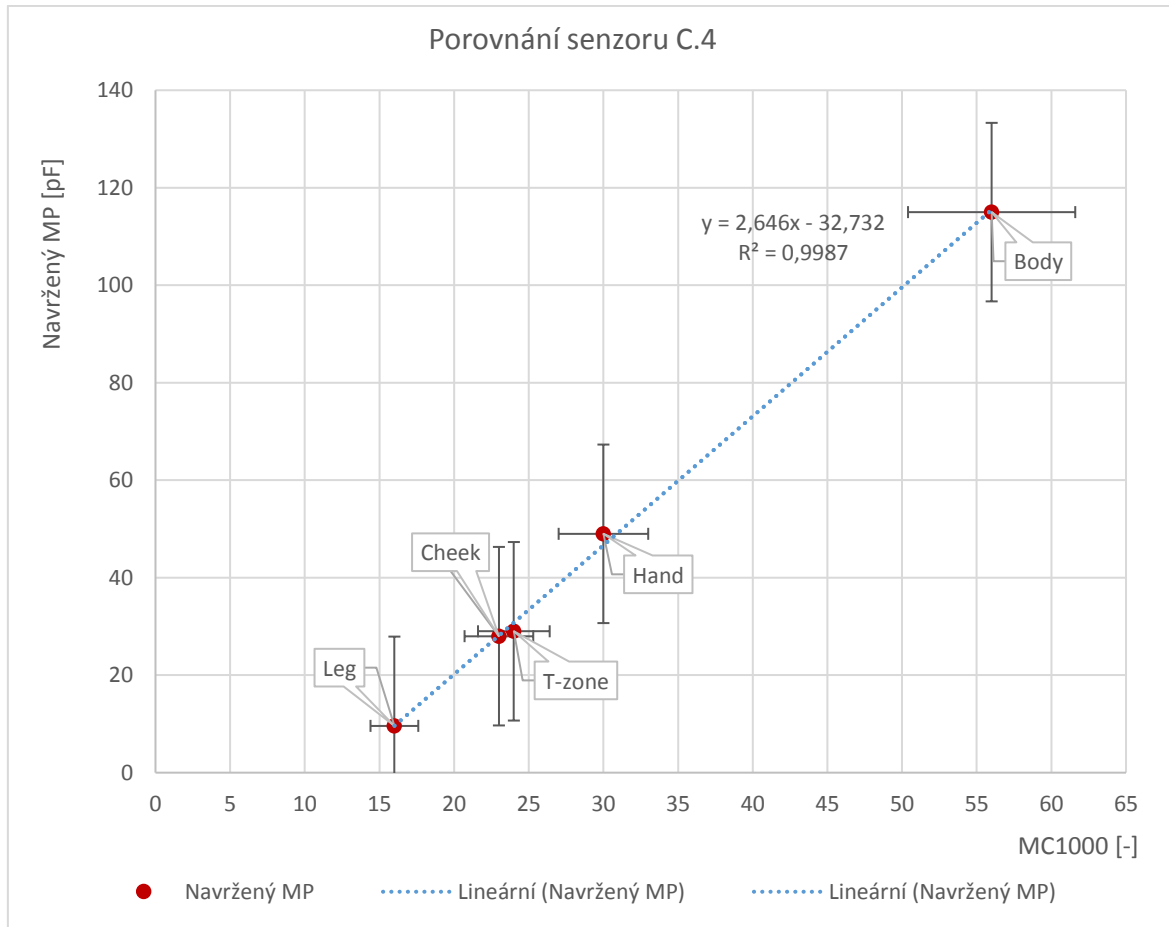
Směrnice korelační přímky:  $y = 1,9368x - 19,676$

Korelační koeficient:  $R^2 = 0,8189$

Počáteční hodnota při připojení senzoru C.4:  $C = 3,2 \text{ pF}$

**Tabulka 25 - měření porovnatelnosti senzoru C.4**

Umístění senzoru	MC1000	Navržený MP	Eps_r
Cheek (tvář)	23	28	9,18
Leg (noha)	24	29	9,50
Hand (ruka)	56	115	37,69
T-zone (čelo)	30	49	16,06
Body (tělo)	16	9,6	3,15



Obrázek 82 - porovnání systémů pro senzor C.4

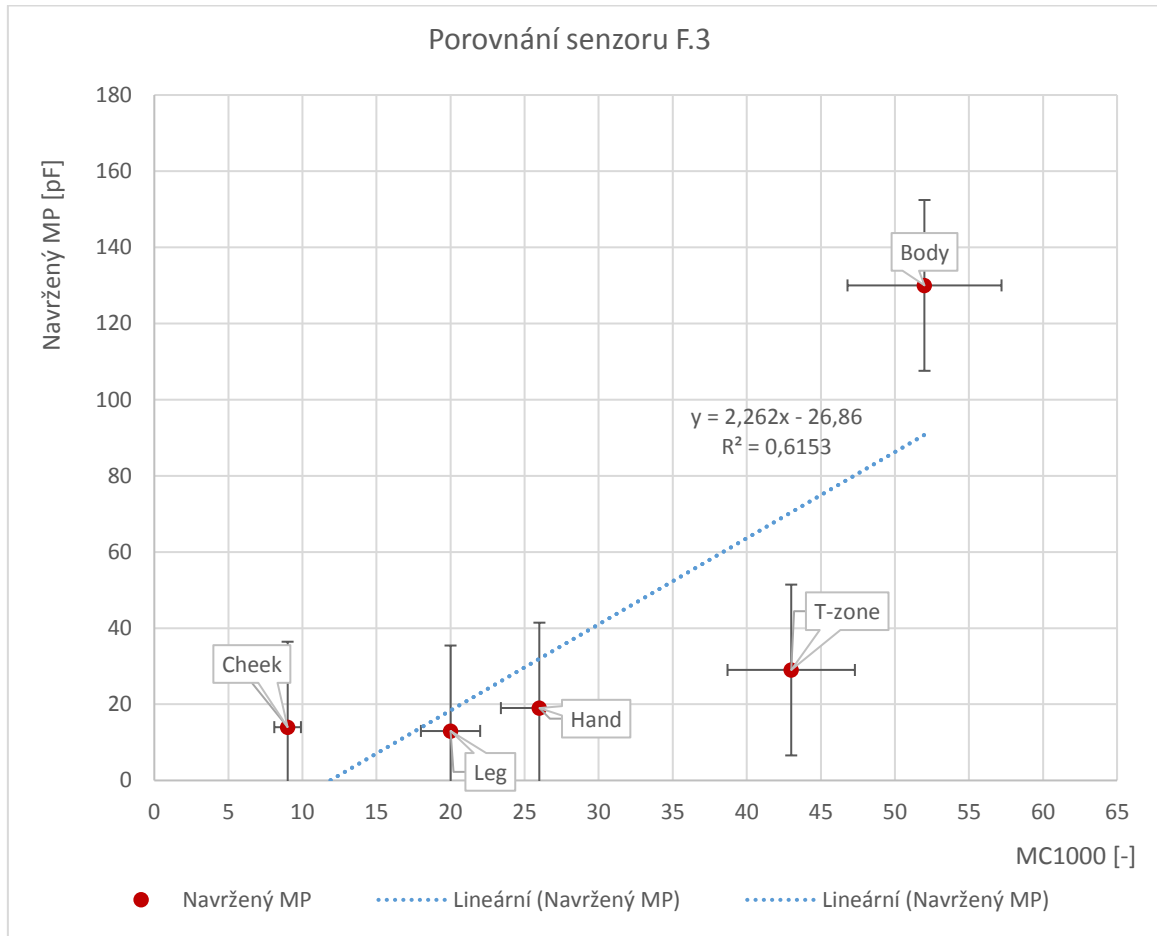
Směrnice korelační přímky:  $y = 2,646x - 32,732$

Korelační koeficient:  $R^2 = 0,9987$

Počáteční hodnota při připojení senzoru F.3:  $C = 3,2 \text{ pF}$

**Tabulka 26 - měření porovnatelnosti senzoru F.3**

Umístění senzoru	MC1000	Navržený MP	Eps_r
Cheek (tvář)	9	14	2,40
Leg (noha)	20	13	2,23
Hand (ruka)	26	19	3,26
T-zone (čelo)	43	29	4,97
Body (tělo)	52	130	22,27



**Obrázek 83 - porovnání systémů pro senzor F.3**

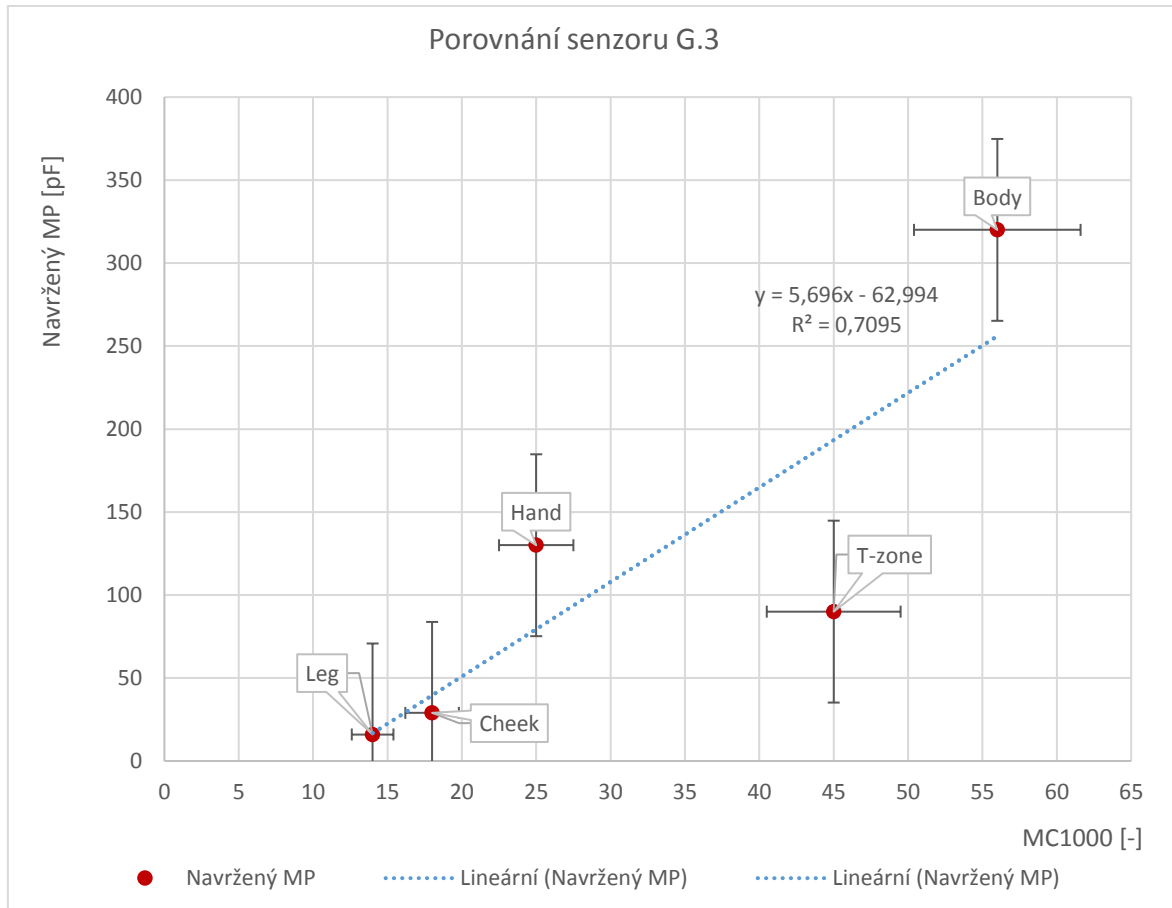
Směrnice korelační přímky:  $y = 2,262x - 26,86$

Korelační koeficient:  $R^2 = 0,6153$

Počáteční hodnota při připojení senzoru G.3:  $C = 4,2 \text{ pF}$

**Tabulka 27 - měření porovnatelnosti senzoru G.3**

Umístění senzoru	MC1000	Navržený MP	Eps_r
Cheek (tvář)	14	16	4,02
Leg (noha)	18	29	7,29
Hand (ruka)	25	130	32,66
T-zone (čelo)	45	90	22,61
Body (tělo)	56	320	80,39



**Obrázek 84 - porovnání systémů pro senzor G.3**

Směrnice korelační přímky:  $y = 5,696x - 62,994$

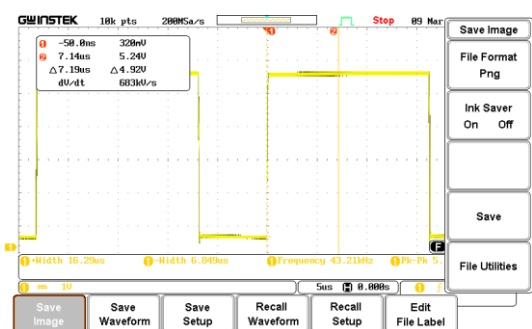
Korelační koeficient:  $R^2 = 0,7095$

## 9 Zhodnocení

### 9.1 Generátor

Funkce navrženého relaxačního generátoru byla ověřena, uvedené výpočty odpovídají reálným parametrům navrženého generátoru. Průběhy pulsů pro 5 V i 3,3 V napájení jsou obdélníkové se střídou, odpovídající návrhu 1 : 3.

Připojení senzoru k časovacímu obvodu je třeba ošetřit kvalitním kabelem, který minimalizuje parazitní kapacitu, v provedené konfiguraci je značná.



Obrázek 85 - Výstup z osciloskopu při měření parametrů relaxačního generátoru č.3 při 5 V



Obrázek 86 - Výstup z osciloskopu při měření parametrů relaxačního generátoru č.3 při 3,3 V

### 9.2 Senzory

Vyrobené senzory můžeme rozdělit do tří skupin dle technologie výroby.

První skupinou jsou senzory vyráběné vyřezáváním elektrod z vodivé látky a následnou laminací elektrod na nevodivou látku čímž se vytváří finální senzor. Tyto senzory jsou povětšinou funkční, ale stále se hledá ideální technologie výroby. Limitace této výrobní technologie se bude dále posouvat, v tuto chvíli se nedaří vyrábět senzory se vzduchovou mezerou pod 1mm. Senzory s mezerou kolem 1 mm často trpí zkratem z důvodu roztřepení okrajů elektrod. Dále se ukazuje, že použitá vodivá látka velice brzy degraduje mechanickým namáháním (otěr o přiložené měřené místo). I přes všechny uvedené nedostatky se jedná o použitelnou výrobní technologii.

Druhou skupinu tvoří senzory vyrobené tiskem vodivé pasty dispenzorem. Všechny testované senzory vykazují nevyhovující parametry, proto tuto výrobní metodu hodnotím jako nepoužitelnou.

Poslední testovanou skupinou jsou senzory tištěné vodivou pastou sítotiskem. Tyto senzory vykazují dobrou stabilitu. Limitace této technologie se ukazuje okolo 1 mm vzduchové mezery. U senzorů se vzduchovou mezerou pod 1 mm dochází ke slítkování elektrod.



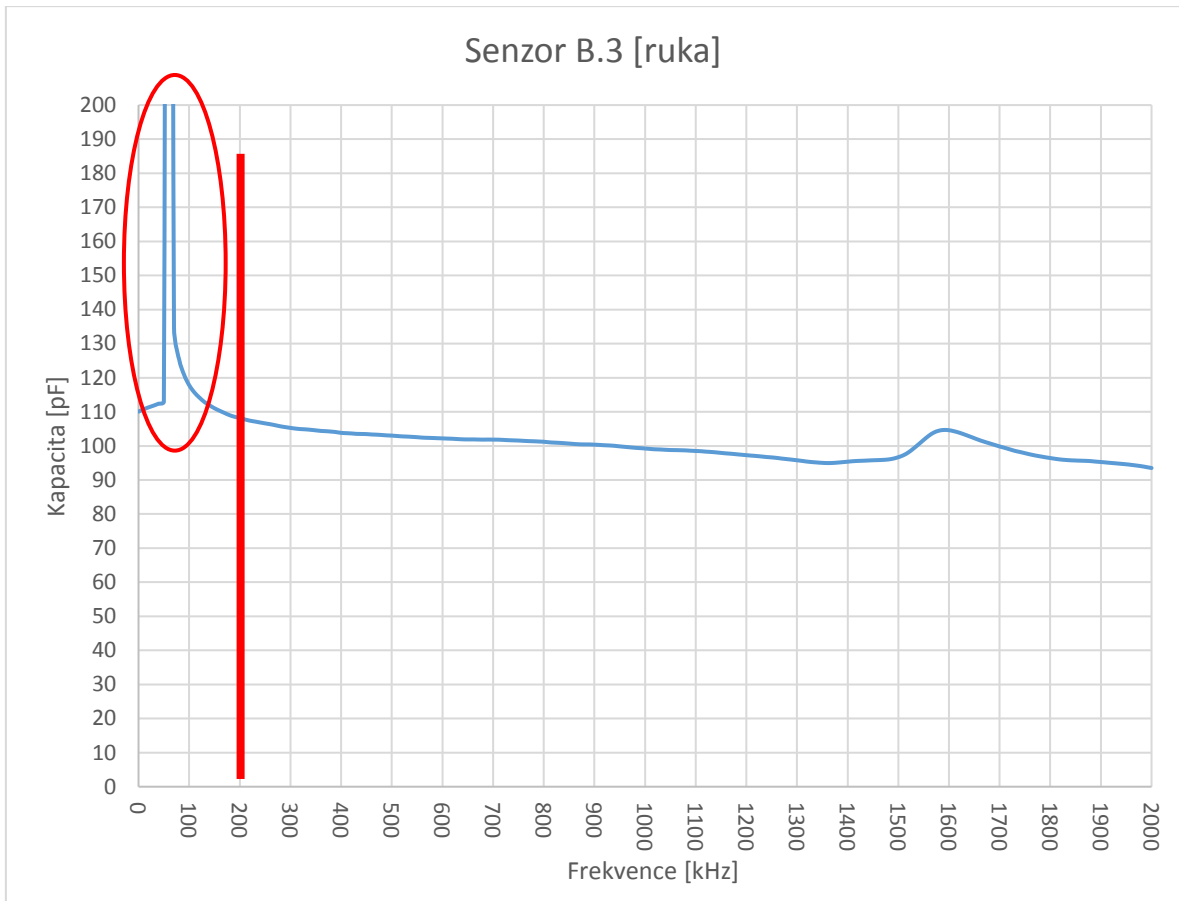
U všech senzorů se ukazuje problematické kontaktování (připojení senzoru k časovacímu obvodu), všechna uvedená měření byla provedena s připojením senzoru pomocí krokosvorek. Při špatném připojení dochází k obrovským skokovým změnám kapacity což znemožňuje použití senzoru. U senzorů vyráběných tiskem dochází k přelomení vodivého motivu vlivem ohybu.

Ze všech testovaných senzorů má nejlepší korelované výsledky, s referenčním přístrojem, senzor C.4 ze skupiny 3, u kterého je regresní koeficient  $R^2 = 0,9987$ , jedná se o senzor vyráběný sítotiskem o rozměrech: průměr vnitřní elektrody 5 mm, vzduchová mezera 1mm, šířka elektrody 2 mm.

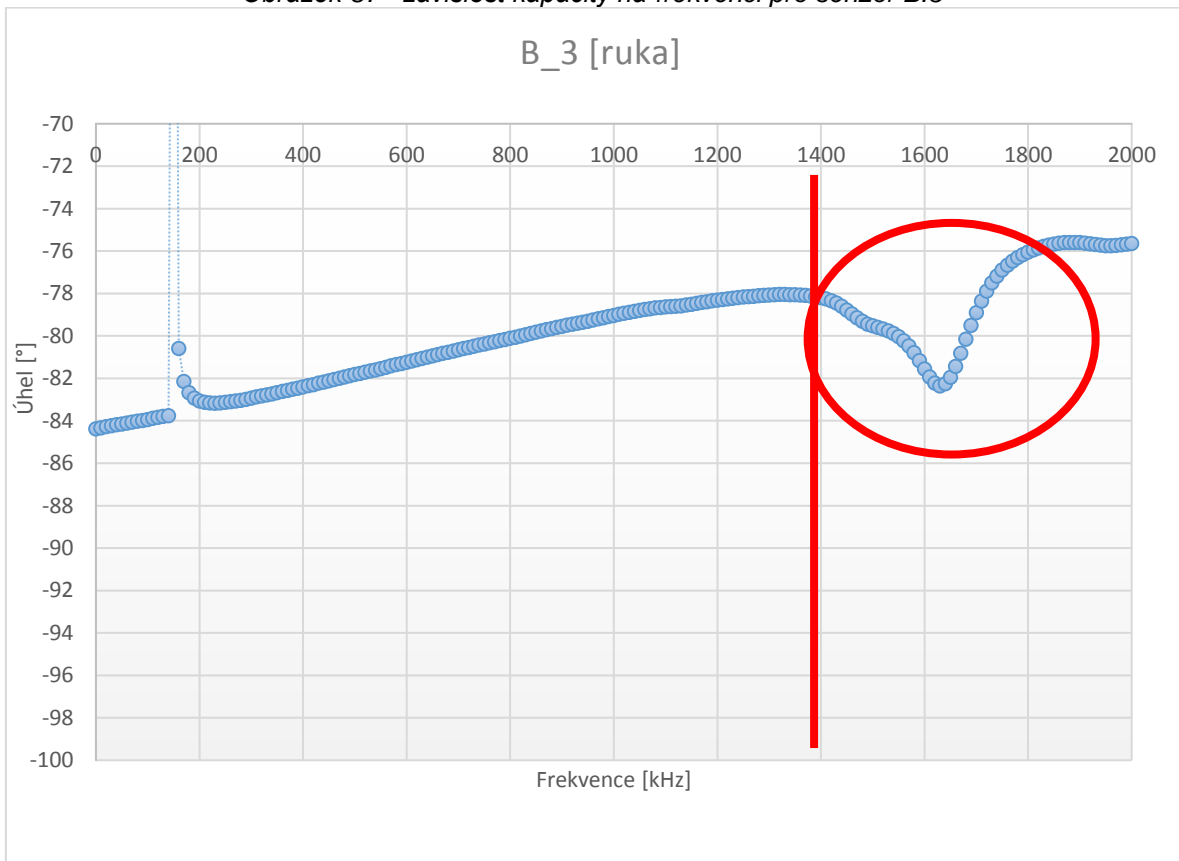
### 9.3 Měřicí princip

Navržený měřicí princip vyhodnocuji jako použitelný s dostatečnou přesností. Podmínkou je správný výběr senzoru, což dokazuje porovnání u senzoru C.4, a dobré nakontaktování senzoru k měřicímu obvodu.

Při změně kapacity dochází k snižování kmitočtu, je tedy nutné nalézt takové senzory, které budou mít v měřicím rozsahu ideálně frekvenčně lineární závislost. U většiny testovaných senzorů se takovéto pásmo nachází od 200 kHz do 1,4 MHz. Při nízkých frekvencích je většinou výsledná kapacita s velkou odchylkou od zbytku průběhu (**obrázek 87**). Na druhou stranu někde kolem 1,4 MHz byla prokázána skoková změna úhlu impedance (**obrázek 88**).



Obrázek 87 - závislost kapacity na frekvenci pro senzor B.3



Obrázek 88 - závislost úhlu impedance na frekvenci pro senzor B.3

## **Závěr**

Komerčně vyráběné měřicí přístroje hydratace kůže jsou hojně využívány jak v dermatologii, tak i v kosmetologii. Jejich využití můžeme nalézt v testování iritačního potenciálu komerčních produktů (například prací prášky, různé krémy, léčiva ...). V dermatologii se pak často využívají pro posuzování, respektive objektivizaci účinků nasazené léčby. V současné době není na trhu žádný přístroj, který by dokázal sledovat vývoj hydratace po delší časový úsek (řádově den) avšak je možné nalézt studie dokazující, že možné sledování hydratace u pacientů má smysl. Proto je velice pravděpodobné, že vývoj takového diagnostického přístroje by našel své uplatnění.

Pro řádné výsledky je třeba vyloučit ty vlivy, které by mohly měření zkreslovat. Prvním velkým úkolem je omezení pocení. Komerční přístroje toho dosahují krátkým časem analýzy, což pro náš účel není možné. Naší zkoumanou možností je vytvoření senzoru, který bude dostatečně prodyšný, tak aby pod ním nedocházelo k samovolnému pocení.

Druhým vlivem je přítlak senzoru. Je prokázáno, že samotné měření je ovlivněno přítlakem. Tento vliv jsme během testování také pozorovali, nicméně v rámci této práce není nijak řešen, zde se nabízí prostor pro další pokračování výzkumu.

Cílem této práce bylo získat dostatek relevantních dat pro ověření funkčnosti navrhovaného měření. V případě úspěšného potvrzení, má tato práce poskytnout dostatek dat pro finální konstrukci měřícího zařízení, která bude zaměřena na miniaturizaci, omezení spotřeby a komunikaci s chytrou elektronikou. Uváděné cíle práce byly úspěšně naplněny i když zůstává řada nezodpovězených otázek, otevírá se tak mnoho směrů, které by bylo potřeba dále zkoumat.

## 10 Bibliografie

- [1] BUNC, V. Možnosti stanovení tělesného složení u dětí bioimpedanční metodou. *Časopis lékařů českých*. 2007, **146**(5), 492–496.
- [2] ĎAĎO, Stanislav a Marcel KREIDL. *Senzory a měřicí obvody*. 1. Praha: ČVUT, 1996. ISBN 80-01-01500-9.
- [3] DÖRHÖFER, R. a Matthias PIRLICH. *The BIA Compendium*. 1. Darmstadt: Data Input, 2005. ISBN (-). ISSN (KP/E/1105).
- [4] KOPLÍK, PROF. DR. ING. *Základy analýzy potravin, přednáška 5: Elektroanalytické metody*. (-). Praha: VSCHT, 2018. ISBN (-). ISSN (-).
- [5] LOPOT, František. Bioimpedimetrie a její využití v dialyzační léčbě. *Vnitřní lékařství*. 2016, **62**(12), 6S47- 6S54.
- [6] RESL, V., P. CETKOVSKÁ, M. LEBA a I. RAMPL. Měření hydratace kůže. *Česko-slovenská dermatologie*. 2006, **81**(5), 298-304.
- [7] RESL, Vladimír. Bioinženýrské metody v dermatologii. *Česko-slovenská dermatologie*. 2002, **77**(6), 264-272.
- [8] RESL, V., M. LEBA a I. RAMPL. Měření transepidermální ztráty vody. *Česko-slovenská dermatologie*. 2008, **83**(6), 319-324.
- [9] SADIQ, Iqbal a M. PHIL. Clinical testing of cosmetics and skin care products: Methods and instrumentations. *Plastic Surgery Key* [online]. Conshohocken: Product Investigations, 2016 [cit. 2020-05-31]. Dostupné z: <https://plasticsurgerykey.com/clinical-testing-of-cosmetics-and-skin-care-products-methods-and-instrumentations/>
- [10] Struktura a funkce kůže. *Eucerin* [online]. Hamburg: Beiersdorf, 2020 [cit. 2019-03-20]. Dostupné z: <https://www.eucerin.cz/o-kuzi/zakladni-informace/struktura-a-funkce-kuze>
- [11] DUPONT™ PE873 STRETCHABLE SILVER CONDUCTOR. *Dupont* [online]. Bristol: Dupont, 2014 [cit. 2020-05-31]. Dostupné z: <https://www.dupont.com/content/dam/dupont/amer/us/en/products/ei-transformation/documents/PE873.pdf>
- [12] Dielectric constants. In: *Dinel* [online]. Zlín: Dinel, 2014 [cit. 2019-07-10]. Dostupné z: <http://www.dinel.cz/download-1/table-of-dielectric-constants>
- [13] Measurements. *Courage-Khazaka* [online]. Köln: Courage-Khazaka, (b.r.) [cit. 2019-03-25]. Dostupné z: <https://www.courage-khazaka.de/en/products-for-cosmetic-consulting/measurements>
- [14] Dermatology. *Cortex Technology* [online]. Hadsund: Cortex, (b.r.) [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <http://www.cortex.dk/dermatology/>
- [15] Kepr černý. *Dům látek* [online]. Praha: Látky Mráz, (b.r.) [cit. 2020-06-15]. Dostupné z: <https://www.dumlatak.cz/produkt/kepr-cerny-1/>
- [16] Products. *Biox* [online]. Londýn: Biox, (b.r.) [cit. 2019-03-27]. Dostupné z: <https://www.bioxsystems.com/products/>
- [17] Products. *Delfin Technologies* [online]. (b.m.): Delfin Technologies, (b.r.) [cit. 2019-03-27]. Dostupné z: [http://www.delfintech.com/en/product\\_information/products/](http://www.delfintech.com/en/product_information/products/)
- [18] Products. *NOVA Technology Corporation* [online]. Gloucester: NOVA, 2013 [cit. 2020-05-31]. Dostupné z: <http://www.novatechcorp.com/products.html>
- [19] *Vodivý textil: Experimentální materiál*. V.Ú.B. Brno, (b.r.).
- [20] Xx555 Precision Timers. *Texas Instruments* [online]. Dallas: Texas Instruments, 2014 [cit. 2020-05-31]. Dostupné z: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ne555.pdf?ts=1590932759238>

## 11 Přílohy

### 11.1 Specifikace materiálu pro výrobu senzorů

#### 11.1.1 – specifikace látky pro nosný substrát

Materiál:	100% Bavlna	Kepr černý, silnější na omak, méně
Šíře:	150 cm	poddajný, pevný, vhodný na pracovní
Váha:	244g/m <sup>2</sup>	oblečení, například na monterky,
Barva:	černá	pracovní zástěry
Užití:	oděvní	

Příznak produktu:	opět v prodeji	    
Kód produktu:	2000000322018	<a href="#">Význam symbolů</a>

Obrázek 89 - specifikace podkladního materiálu senzoru (nosný substrát) [15]

#### 11.1.2 – specifikace látky pro elektrody

Vz.2 Osnova : 30 % Silver.STAT / 30 % Shieldex / 40 % PES; 35,5 tex  
 Útek : 80 % bavlna / 10 % Xstatic; 35,5 tex  
 Dostava : osnova 25 nití / cm  
           útek 20 nití / cm  
 Povrchový odpor :  $R_s = 50,4 \Omega$

Obrázek 90 - specifikace elektrodového materiálu senzoru [19]

#### 11.1.3 – specifikace vodivé pasty DUPONT

Popis produktu:

DuPont™ PE873 je pružná, stříbrná, vodivá pasta pro tisk nízkonapěťových obvodů na elastický film nebo textilní substrát. PE873 je vodič na bázi stříbra, který dosahuje výborné elasticity, přilnavosti a vodivosti. Je kompatibilní s polyuretanovým (TPU) filmem a vybranými látkami. [11]

Table 1-Typical Physical Properties

Test	Properties
Sheet Resistivity (mΩsq/25μm) (5μm Dried Print Thickness on ST505 PET Film)	<75
Resistivity After Crease (ASTM F1683, 180deg, 1 cycle, 2kg)	<5%
Abrasion Resistance (ASTM D3363 Pencil Hardness)	1H
Adhesion (Tape Cross Hatch) (ASTM D3359 w/3M Scotch Tape 600)	No Transfer
Clean-Up Solvent	Ethylene Diacetate
Encapsulant	PE771/PE773

Table 2-Typical Composition Properties

Test	Properties
Solids (%) @ 150°C	60 – 65
Viscosity (PaS) Brookfield RVT, #14 spindle, 10rpm, 25°C	50 – 80
Density (g/cc)	2.0
Coverage (cm <sup>2</sup> /g @ 5μm)	350
Coverage (cm <sup>2</sup> /g @ 10μm)	175
Dried Print Thickness (microns)	8 – 12
Thinner	DuPont™ 8260

Obrázek 91 - specifikace DuPont pasty [11]

## 11.2 Tabulka relativní permitivity různých materiálů

TABULKA RELATIVNÍCH PERMITIVIT VYBRANÝCH MATERIÁLŮ

materiál	$\epsilon_r$	materiál	$\epsilon_r$
Aceton	19,5 ... 21,4	Polyacetal	3,6 ... 3,7
Acetylentetrachlorid	8,1	Polyamid – PA	4,0 ... 5,0
Aminoplasty	5,0 ... 8,0	Polydichlorstyrol	2,7
Amoniak	15 ... 24	Polyetereterketon – PEEK	3,2
Anilin	6,9	Polyeterimid – PEI	3,0
Benzaldehyd	18,3	Polyethylen – PE	2,16
Benzen	2,28 ... 2,30	Polyfenylensulfid – PPS	3,3
Benzín	2,0 ... 2,2	Polymethylmetakrylát	2,56
Benzol	2,3	Polypropylen – PP	2,0 ... 2,2
Celluloid	3,5 ... 6,2	Polystyrol	2,39
Cement	4,0	Polysulfon – PSU	3,0
Cukr	3,0	Polytetrafluoretylen – PTFE	2,0 ... 2,1
Dioxan	2,235	Polyvinylacetát	2,7
Dřevo suché	2,0 ... 6,0	Polyvinylchlorid – PVC	2,51 ... 3,10
Dřevo vlhké	10 ... 30	Polyvinylidenfluorid – PVDF	6,0 ... 7,4
Ebonit	2,5 ... 5,0	Popel	1,5 ... 1,7
Etanol	24	Porcelán	4,5 ... 7,0
Etylacetát	6,0	Propan kapalný	1,6 ... 1,9
Etylenglykol	38,7	Přiskyřice akrylová	2,4 ... 4,5
Etylenchlorid	10,5	Přiskyřice epoxidová	2,5 ... 8,0
Freon R22	6,1	Přiskyřice fenolová	4,0 ... 12,0
Glycerin	47	Přiskyřice melaminová	4,7 ... 10,2
Hexan	1,9	Přiskyřice močovinová	5,0 ... 8,0
Chlór kapalný	2,0	Přiskyřice polyesterová	2,8 ... 8,1
Chloroform	4,81	Přiskyřice styrenová	2,3 ... 3,4
Jantar	2,9	Přyz	2,0 ... 6,0
Křemen krystal	4,5	Pyridin	13,6
Křemen tavený	3,7	Silikonový kaučuk	2,8 ... 3,3
Kysličník uhličitý kapalný (CO <sub>2</sub> )	1,6	Síra	3,4 ... 3,6
Led	3,1	Sklo	3,7 ... 10,0
Lepenka hlazená	3,5	Sklo silikátové	16
Metanol	32,7 ... 33,8	Slída	5,0 ... 8,0
Mikanit	4,5 ... 6,0	Sůl kuchyňská (NaCl)	6,0
Monochlorbenzen	4,0	Sušené mléko	3,5 ... 4,0
Mouka	2,5 ... 3,0	Toluen	2,30 ... 2,38
Mramor	9,3 ... 11,6	Trichloretylen	3,43
Nitrobenzen	35,7	Trolitul	2,0 ... 2,6
Olej parafinový	2,2	Tvrzená tkanina	2,0 ... 6,0
Olej řepkový	2,8	Vazelína	2,2 ... 2,9
Organické sklo	3,0 ... 3,6	Voda	81
Ortonitrotoluen	27,4	Vodní roztoky	50 ... 80
Papír	1,6 ... 2,6	Vosk	1,9 ... 2,5
Parafin	1,9 ... 2,5	Vosk včelí bílý	2,0 ... 2,9
Petrolej	2,0 ... 2,2	Vzduch kapalný	1,5
Písek	3,0 ... 5,0	Zmíny	3,0 ... 5,0



Dinel, s.r.o.  
U Tescomy 249  
760 01 Zlín

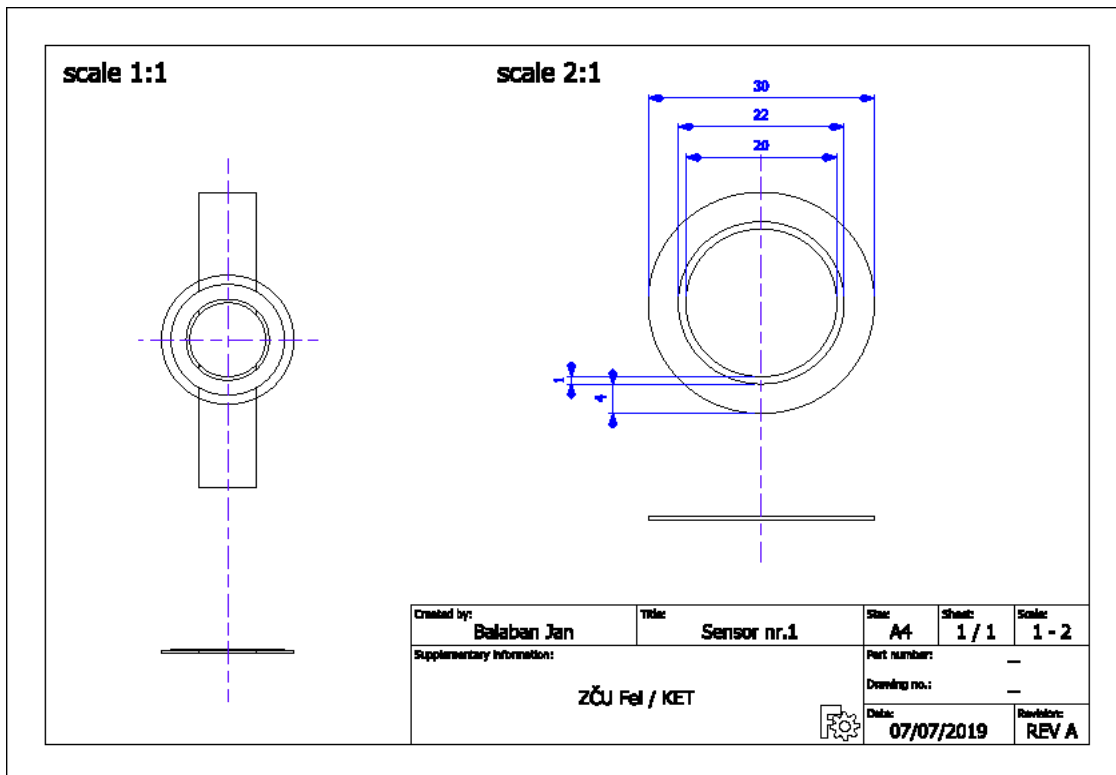
Tel. (centrála Zlín): (+420) 577 002 002  
Tel. (Praha): (+420) 724 919 479  
Fax: (+420) 577 002 007

tab-permitivit-1.1  
obchod@dinel.cz  
obchod-praha@dinel.cz  
www.dinel.cz

Obrázek 92 - Tabulka hodnot relativní permitivity [12]

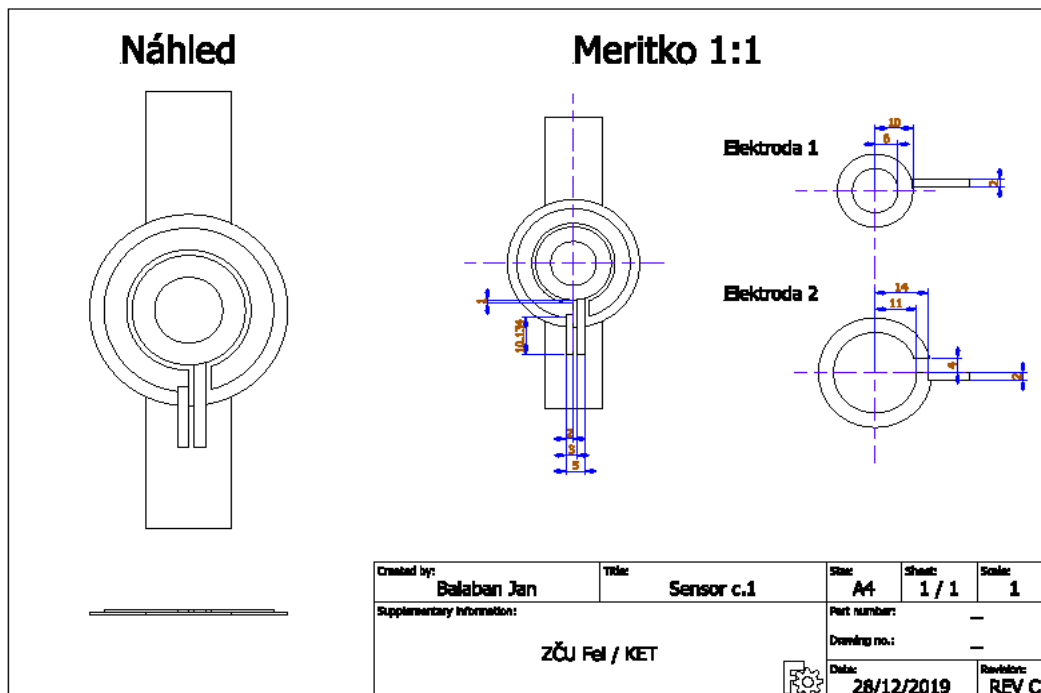
## 11.3 Ukázka části výkresové dokumentace senzorů

### 11.3.1 Senzor č.1



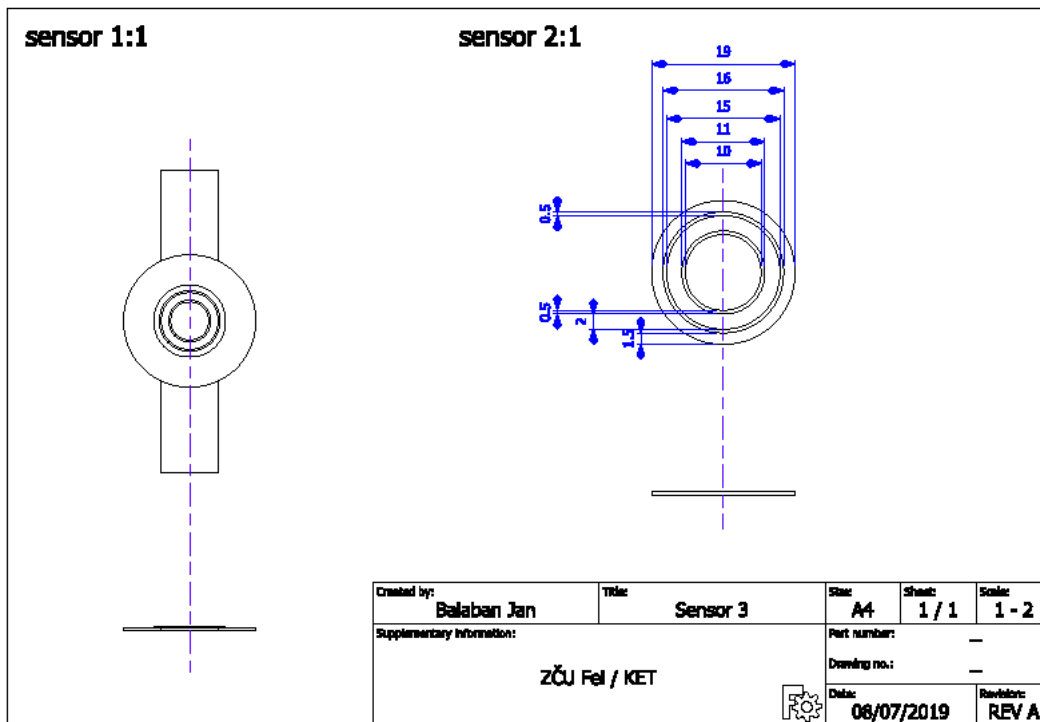
Obrázek 93 – výkres (4.3.1)

### 11.3.2 Modifikace senzoru č.1 pro tisk



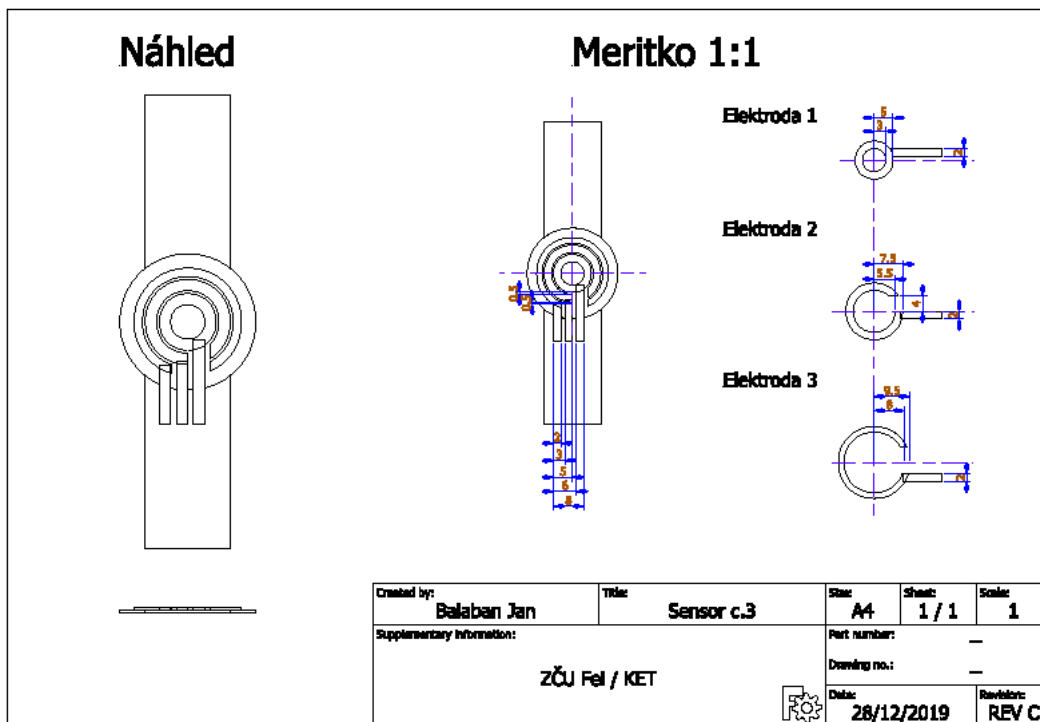
Obrázek 94 - výkres (4.3.1)

## 11.3.3 Senzor č.3



Obrázek 95 – výkres (4.3.3)

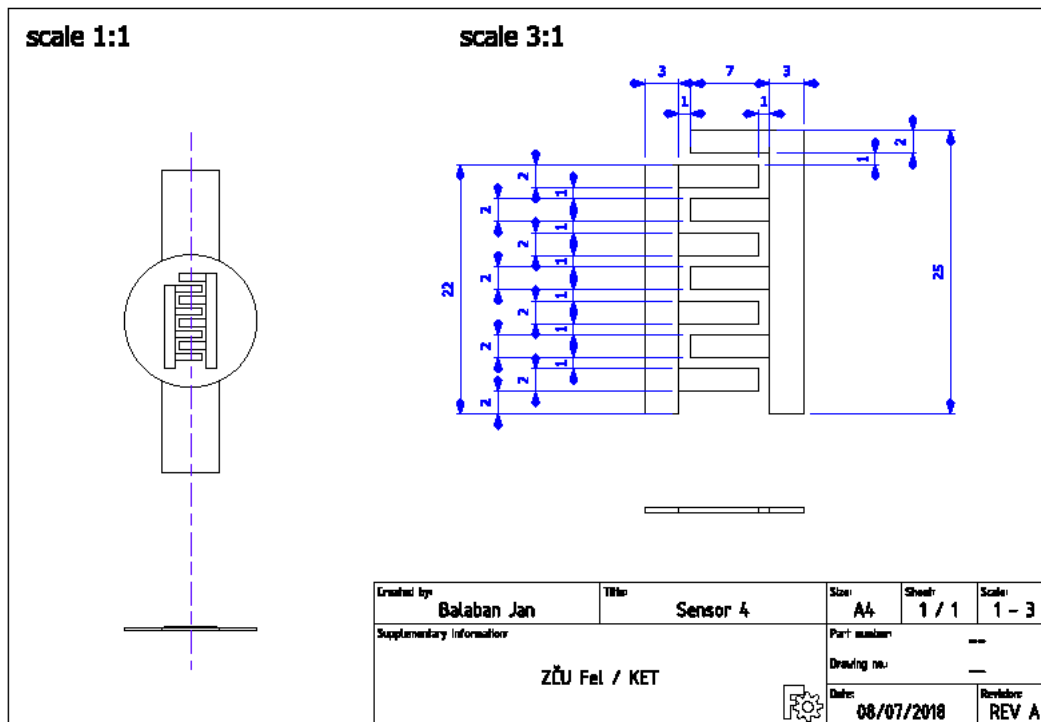
## 11.3.4 Modifikace senzoru č.3 pro tisk



Obrázek 96 - výkres (4.3.3)



## 11.3.5 Senzor č.4



Obrázek 97 – výkres (4.3.4)

## 11.4 Ukázka výpočtů v Octave

## Výpočet hodnot obvodových součástek

 $f1 = 1000e3;$ 
 $f2 = 500e3;$ 
 $f3 = 100e3;$ 
 $f4 = 10e3;$ 
 $c1 = 1e-12;$ 
 $T10 = 1/f4;$ 
 $T100 = 1/f3;$ 
 $T500 = 1/f2;$ 
 $T1000 = 1/f1;$ 
 $r_{10} = 1.44/(f4*c1);$ 
 $r_{100} = 1.44/(f3*c1);$ 
 $r_{500} = 1.44/(f2*c1);$ 
 $r_{1000} = 1.44/(f1*c1);$ 
 $t2_{10} = T10/3;$ 
 $t2_{100} = T100/3;$ 
 $t2_{500} = T500/3;$ 
 $t2_{1000} = T1000/3;$ 
 $R2_{10} = (t2_{10}/(0.693*c1));$ 
 $R2_{100} = (t2_{100}/(0.693*c1));$ 
 $R2_{500} = (t2_{500}/(0.693*c1));$ 

## Výpočet kapacity

Octave script použitý pro výpočet kapacity:

 $elektroda1 = 5$ 
 $elektroda2 = 2$ 
 $mezera = 0.5$ 
 $a = elektroda1*1e-3;$ 
 $b = (elektroda1+mezera)*1e-3;$ 
 $c = (elektroda1+mezera+elektroda2)*1e-3;$ 
 $l = 1e-3;$ 
 $eps = 8.85*10e-12;$ 
 $epsr = 1$ 
 $C = ((2*pi*l*(eps*epsr))/(log(b/a)))*1e12$ 
 $S1 = pi*(a*a)$ 
 $S2 = (pi*(c*c))-(pi*(b*b))$ 
 $%% S2=0.000078540$ 
 $%% c=sqrt((S2+(pi*(b*b)))/pi)$ 
 $%% elektroda2=(c*1e3)-(b*1e3)$ 
 $mezera2 = 0.5$ 
 $S3 = S2$ 
 $d =$ 
 $(elektroda1+mezera+elektroda2+mezera2)*1e-3;$ 
 $e = sqrt((S3+(pi*(d*d)))/pi)$ 
 $elektroda3 = (e*1e3)-(d*1e3)$

```
R2_1000 = (t2_1000/(0.693*c1));
R1_10 = (r_10-(2*R2_10));
R1_100 = (r_100-(2*R2_100));
R1_500 = (r_500-(2*R2_500));
R1_1000 = (r_1000-(2*R2_1000));
```

```
R1_10 = R1_10*1e-6
R2_10 = R2_10*1e-6
R1_100 = R1_100*1e-6
R2_100 = R2_100*1e-6
R1_500 = R1_500*1e-6
R2_500 = R2_500*1e-6
R1_1000 = R1_1000*1e-6
R2_1000 = R2_1000*1e-6
```

---

```
R1_10 = 47.800
R2_10 = 48.100
R1_100 = 4.7800
R2_100 = 4.8100
R1_500 = 0.95600
R2_500 = 0.96200
R1_1000 = 0.47800
R2_1000 = 0.48100
```

---

```
%% simulace změny frekvence
```

```
R_1_10 = 47.8e6;
R_2_10 = 47.8e6;
R_1_100 = 4.78e6;
R_2_100 = 4.78e6;
R_1_500 = 0.956e6;
R_2_500 = 0.956e6;
R_1_1000 = 0.478e6;
R_2_1000 = 0.478e6;
C_low = 1e-12;
C_high = 1000e-12;
```

```
F_low_10 = 1.44/((R_1_10+2*R_2_10)*C_high)*1e-3
F_high_10 = 1.44/((R_1_10+2*R_2_10)*C_low)*1e-3
```

```
F_low_100 = 1.44/((R_1_100+2*R_2_100)*C_high)*1e-3
F_high_100 = 1.44/((R_1_100+2*R_2_100)*C_low)*1e-3
```

```
F_low_500 = 1.44/((R_1_500+2*R_2_500)*C_high)*1e-3
F_high_500 = 1.44/((R_1_500+2*R_2_500)*C_low)*1e-3
```

```
F_low_1000 = 1.44/((R_1_1000+2*R_2_1000)*C_high)*1e-3
F_high_1000 = 1.44/((R_1_1000+2*R_2_1000)*C_low)*1e-3
```

---

```
F_low_10 = 0.010042
F_high_10 = 10.042
F_low_100 = 0.10042
F_high_100 = 100.42
F_low_500 = 0.50209
F_high_500 = 502.09
F_low_1000 = 1.0042
F_high_1000 = 1004.2
```

---

Ukázka výsledků:

```
elektroda1 = 10
elektroda2 = 4
mezera = 1.5000
epsr = 1
C = 3.9786
S1 = 0.00031416
S2 = 0.00033929
>>
elektroda1 = 10
elektroda2 = 4
mezera = 1.5000
epsr = 50
C = 198.93
S1 = 0.00031416
S2 = 0.00033929
>>
elektroda1 = 10
elektroda2 = 4
mezera = 1
epsr = 1
C = 5.8342
S1 = 0.00031416
S2 = 0.00032673
>>
elektroda1 = 10
elektroda2 = 4
mezera = 3
epsr = 1
C = 2.1194
S1 = 0.00031416
S2 = 0.00037699
>>
```

## 11.5 Program mikrokontroleru Arduino

```

#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);
//.....definice nového datového typu
struct vystup {
double Cout;
double Fout;
};
typedef struct vystup Vystup;
//.....
double korekce;
int zadani = 4;
int typ = 12; // typ = připojení relaxačního generátoru ke vstupu
void setup() {
pinMode (12, INPUT); // připojení výstupu z relaxačního generátoru
pinMode (13, OUTPUT); // LED dioda
pinMode (4, OUTPUT); // možnost ovládní napájení (ON/OFF) relaxačního
generátoru
digitalWrite(zadani,HIGH); // zapnutí generátoru
lcd.begin(); // reset LCD displeje
lcd.backlight();
lcd.clear();
//.....Kalibrace
Vystup mereni;
double x = NASTAVENI (zadani);
mereni = CALCULATION (x);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("Open calibration");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(mereni.Cout,6);
korekce = mereni.Cout;
delay(3000);
//.....konec kalibrace
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("obvod c.");
lcd.print(zadani);
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("korekce");
lcd.print(korekce);
delay(1000);
}
//..... nastavení obvodu (odpory použitého relaxačního generátoru)
double NASTAVENI (int zadani)
{
switch (zadani) {
case 0:
return 9100000;
case 1:
return 1300000;
case 2:
return 360000;
case 3:
return 200000;
case 4:
return 150000;
case 5:
return 39000;
}
}

```

```

case 6:
    return 68000;
case 7:
    return 360000;
}
}
//..... calculation vloží se R, vrací se C a F
Vystup CALCULATION (double R1){
double High = 0;           // High doba, kdy je na vstupu „1“
double Low = 0;           // Low doba, kdy je na vstupu „0“
double T = 0;             // Perioda
double F = 0;             // vypočítaná frekvence
double C = 0;             // vypočítaná kapacita
double R = 0;
double Cavg = 0;          // průměrná kapacita
double Favg = 0;          // průměrná frekvence
int i=0;                  // počítání pro průměr
Vystup output;
while (i<3){               // zadání počtu průměrování
High = pulseIn(typ, HIGH);
Low = pulseIn(typ, LOW);
T = High+Low;              // Časová perioda v mikrosekundách
F = (1/T)*1.0e6;           // Frekvence v Hz
R = (2*R1)+R1;
C = (1.44/(R*F));
Cavg = Cavg + C;
Favg = Favg + F;
i= i+1;
}
output.Cout = ((Cavg/i) * 1.0e12) -korekce; // přepočítání výstupní kapacity na pF
output.Fout = (Favg/i) / 1.0e3;           // přepočítání výstupní frekvence na kHz
return output;
}
//..... tisk, vkládají se dvě proměnné (Cout a Fout)
void TISK (Vystup x)
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("f=");
lcd.print(x.Fout,6);
lcd.print("kHz");

lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("C=");
lcd.print(x.Cout,6);
lcd.print("pF");
}
void loop() {
Vystup mereni;
digitalWrite(13,HIGH);
double x = NASTAVENI (zadani);
mereni = CALCULATION (x);
TISK (mereni);
digitalWrite(13,LOW);
delay(3000);           // zpoždění měření v µs
}

```

## 11.6 Naměřené hodnoty relaxačních generátorů

**Tabulka 28 - naměřené hodnoty 5 V, bez připojené kapacity**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	257,7	54,85	13,64	8,73	5,578	2,825	4,507	20,94
Low [ $\mu$ s]	59,29	15,3	4,602	2,625	1,605	1,227	1,645	7,694
$U_{pp}$ [V]	5,44	5,12	5,08	5,16	6,68	5,08	6,2	5,08
T [ $\mu$ s]	316,99	17,15	18,24	11,36	7,18	4,05	6,15	28,63
f [Hz]	3,154 k	14,25 k	54,00k	88,07 k	139,2 k	246,8 k	162,5 k	34,92 k

**Tabulka 29 - naměřené hodnoty 3,3 V, bez připojené kapacity**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	272	56,96	14,52	9,323	6,026	3,005	4,546	21,62
Low [ $\mu$ s]	65,31	15,65	4,943	2,903	1,745	1,332	1,753	7,939
$U_{pp}$ [V]	3,28	3,2	3,16	3,18	3,68	3,18	3,28	3,18
T [ $\mu$ s]	337,31	72,61	19,46	12,23	7,77	4,34	6,3	29,56
f [Hz]	2,965 k	13,77 k	51,38 k	81,80 k	128,7 k	230,6 k	158,8 k	33,82 k

**Tabulka 30 - naměřené hodnoty 5 V, s připojenou kapacitou 10 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	388,8	72,24	18,44	11,72	7,914	3,45	5,683	26,12
Low [ $\mu$ s]	130,5	24,71	7,511	4,322	2,775	1,58	2,319	10,57
$U_{pp}$ [V]	5,24	5,12	5,08	5,16	6,64	5,12	6,2	5,04
T [ $\mu$ s]	519,3	96,95	25,95	16,04	10,69	5,03	8	36,69
f [Hz]	1,925 k	10,31 k	38,53 k	62,31 k	93,55 k	198,8 k	125 k	27,25 k

**Tabulka 31 - naměřené hodnoty 3,3 V, s připojenou kapacitou 10 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	405,8	74,82	19,09	12,29	8,411	3,639	5,759	26,73
Low [ $\mu$ s]	134,9	25,39	7,804	4,579	2,958	1,694	2,455	10,81
$U_{pp}$ [V]	3,28	3,2	3,16	3,18	3,72	3,18	3,3	3,16
T [ $\mu$ s]	540,7	100,21	26,89	16,87	11,37	5,33	8,21	37,54
f [Hz]	1,849 k	9,978 k	37,17 k	59,26 k	87,96 k	187,5 k	121,7 k	26,63 k

**Tabulka 32 - naměřené hodnoty 5 V, s připojenou kapacitou 27 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	596,4	100,8	25,71	16,29	11,47	4,386	7,412	33,79
Low [ $\mu$ s]	233,9	40,15	11,92	6,849	4,584	2,099	3,237	14,87
$U_{pp}$ [V]	4,96	5,04	5,08	5,16	6,64	5,08	6,16	5,04
T [ $\mu$ s]	830,3	140,95	37,63	23,14	16,05	6,49	10,65	48,66
f [Hz]	1,204 k	7,092 k	26,57 k	43,21 k	62,26 k	154,2 k	93,91 k	20,55 k

**Tabulka 33 - naměřené hodnoty 3,3 V, s připojenou kapacitou 27 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	619,6	102,4	26,31	16,84	12,01	4,59	7,601	34,6
Low [ $\mu$ s]	237,2	40,75	12,21	7,178	4,792	2,238	3,452	15,31
$U_{pp}$ [V]	3,28	3,2	3,16	3,18	3,72	3,18	3,3	3,18
T [ $\mu$ s]	856,8	143,15	38,52	24,02	16,8	6,83	11,05	49,91
f [Hz]	1,167 k	6,984 k	25,95 k	41,62 k	59,48 k	146,4 k	90,47 k	20,03 k

**Tabulka 34 - naměřené hodnoty 5 V, s připojenou kapacitou 100 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	1489	222,2	57,12	35,55	26,93	8,358	14,64	68,42
Low [ $\mu$ s]	685,5	106,1	30,83	17,51	12,36	4,31	6,872	34,1
$U_{pp}$ [V]	5	5,04	5,08	5,12	6,4	5,08	6,16	5
T [ $\mu$ s]	2174,5	328,3	87,95	53,06	39,29	12,67	21,51	102,52
f [Hz]	459,9	3,045 k	11,37 k	18,84 k	25,45 k	78,94 k	46,47	9,753 k

**Tabulka 35 - naměřené hodnoty 3,3 V, s připojenou kapacitou 100 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	1495	223	57,37	35,71	27,5	8,579	15	68,76
Low [ $\mu$ s]	697,3	107,1	31,31	17,75	12,56	4,512	7,157	34,61
$U_{pp}$ [V]	3,24	3,2	3,16	3,18	3,66	3,18	3,3	3,16
T [ $\mu$ s]	2192,3	330,1	88,68	53,46	40,06	13,09	22,16	103,37
f [Hz]	456,1	3,029 k	11,28 k	18,70 k	24,96 k	76,39 k	45,12 k	9,673 k

**Tabulka 36 - naměřené hodnoty 5 V, s připojenou kapacitou 470 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	6121	848,4	216,1	132,8	105	27,55	49,85	243,6
Low [ $\mu$ s]	3036	447,2	126,9	71,1	51,31	14,97	24,44	131,3
$U_{pp}$ [V]	5,04	5	5,04	5,04	5,76	5,04	5,6	5
T [ $\mu$ s]	9157	1295,6	343	203,9	156,31	42,52	74,29	374,9
f [Hz]	109,2	771,8	2,915 k	4,903 k	6,394 k	23,51 k	13,46 k	2,666 k

**Tabulka 37 - naměřené hodnoty 3,3 V, s připojenou kapacitou 470 pF**

	Časovací obvod							
	0	1	2	3	4	5	6	7
High [ $\mu$ s]	6210	842,4	213	131,5	105,8	27,49	50,51	241,5
Low [ $\mu$ s]	3002	448	127	71,42	51,7	15,23	24,92	132,1
$U_{pp}$ [V]	3,32	3,24	3,16	3,18	3,58	3,2	3,28	3,18
T [ $\mu$ s]	9212	1290,4	340	202,92	157,5	42,72	75,43	376,6
f [Hz]	108,6	774,9	2,940 k	4,928 k	6,347 k	23,40 k	13,26 k	2,676 k

## 11.7 Vyhodnocení senzorů

Tabulka 38 - Vyhodnocení senzorů ze skupiny I

Vzduch			Povolená odchylka	Ruka			Povolená odchylka	
A	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	0,8	pF	0,06	střední hodnota	58,4	pF	8,76
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0028	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	1364	pF	
	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,053	pF		Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	37	pF	
				OK				BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,06	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			9,03
střední hodnota	0,8	pF	střední hodnota		60,2	pF		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000018	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		46	pF		
Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,0042	pF	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "		7	pF		
			OK				OK	
B	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	0,8	pF	0,05	střední hodnota	8,9	pF	1,33
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0030	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	151	pF	
	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,054	pF		Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	12	pF	
				OK				BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,05	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			1,23
střední hodnota	0,8	pF	střední hodnota		8,2	pF		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000029	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		0,81	pF		
Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,0054	pF	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "		0,90	pF		
			OK				OK	
C	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	1,0	pF	0,07	střední hodnota	227,1	pF	34,07
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,25	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	1194814	pF	
	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,50	pF		Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	1093	pF	
				BAD				BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,07	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			22,95
střední hodnota	1,0	pF	střední hodnota		153,0	pF		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,00025	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		175,90	pF		
Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,016	pF	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "		13,26	pF		
			OK				OK	
D	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	2,8	pF	0,20	střední hodnota	59,2	pF	8,88
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,056	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	1283	pF	
	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,24	pF		Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	36	pF	
				BAD				BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,19	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			9,70
střední hodnota	2,8	pF	střední hodnota		64,6	pF		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,089	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		2790	pF		
Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,30	pF	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "		53	pF		
			BAD				BAD	
E	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	3,9	pF	0,27	střední hodnota	0,8	pF	0,12
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,20	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,05	pF	
	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,45	pF		Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,22	pF	
				BAD				BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,27	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,12
střední hodnota	3,9	pF	střední hodnota		0,8	pF		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,34	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		0,11	pF		
Směrodatná odchylka " $\sigma$ "	0,58	pF	Směrodatná odchylka " $\sigma$ "		0,33	pF		
			BAD				BAD	

Tabulka 39 - Vyhodnocení senzorů ze skupiny 2

Vzduch			Povolená odchylka	Ruka			Povolená odchylka		
A	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	A	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	0,2	pF	0,01		střední hodnota	10,8	pF	1,61
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,08	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	780	pF	
	SD " $\sigma$ "	0,29	pF			SD " $\sigma$ "	28	pF	
	Stř. hodnota graf	0,3	pF	BAD		Stř. hodnota graf	2,8	pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz					Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			
střední hodnota	0,1	pF	0,01	střední hodnota	0,4	pF	0,06		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,025	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	2,16	pF			
SD " $\sigma$ "	0,16	pF	BAD	SD " $\sigma$ "	1,47	pF	BAD		
B	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	B	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	0,2	pF	0,01		střední hodnota	28,2	pF	4,23
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000017	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	7200	pF	
	SD " $\sigma$ "	0,0041	pF			SD " $\sigma$ "	85	pF	
	Stř. hodnota graf	0,2	pF	OK		Stř. hodnota graf	2,6	pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz					Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			
střední hodnota	0,2	pF	0,01	střední hodnota	55,6	pF	8,33		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000025	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	14152	pF			
SD " $\sigma$ "	0,0049	pF	OK	SD " $\sigma$ "	119	pF	BAD		
C	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	C	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	9,0	pF	0,63		střední hodnota	115,5	pF	17,33
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	377	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	355972	pF	
	SD " $\sigma$ "	19	pF			SD " $\sigma$ "	597	pF	
	Stř. hodnota graf	x	pF	BAD		Stř. hodnota graf	2,5	pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz					Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			
střední hodnota	11,0	pF	0,77	střední hodnota	252,3	pF	37,85		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	826	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	756472	pF			
SD " $\sigma$ "	29	pF	BAD	SD " $\sigma$ "	870	pF	BAD		
D	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	D	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	-300,7	pF	-21,05		střední hodnota	3926,5	pF	588,98
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	24660542	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	434165808	pF	
	SD " $\sigma$ "	4966	pF			SD " $\sigma$ "	20837	pF	
	Stř. hodnota graf	x	pF	BAD		Stř. hodnota graf	2,7	pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz					Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			
střední hodnota	-761,0	pF	-53,27	střední hodnota	8545,3	pF	1281,80		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	53748223	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	938220551	pF			
SD " $\sigma$ "	7331	pF	BAD	SD " $\sigma$ "	30630	pF	BAD		
F	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	F	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	0,1	pF	0,01		střední hodnota	-81,9	pF	-12,29
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000038	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	25328	pF	
	SD " $\sigma$ "	0,0062	pF			SD " $\sigma$ "	159	pF	
	Stř. hodnota graf	0,1	pF	OK		Stř. hodnota graf	2,7	pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz					Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			
střední hodnota	0,1	pF	0,01	střední hodnota	19,3	pF	2,89		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0000050	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	1237	pF			
SD " $\sigma$ "	0,0022	pF	OK	SD " $\sigma$ "	35	pF	BAD		
G	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	G	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	107,6	pF	7,53		střední hodnota	15,6	pF	2,35
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	172391	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	160476	pF	
	SD " $\sigma$ "	415	pF			SD " $\sigma$ "	401	pF	
	Stř. hodnota graf	0,1	pF	BAD		Stř. hodnota graf	2,5	pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz					Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			
střední hodnota	0,1	pF	0,004	střední hodnota	21,2	pF	3,18		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000031	pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	362322	pF			
SD " $\sigma$ "	0,0056	pF	BAD	SD " $\sigma$ "	602	pF	BAD		



H	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	H	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%
	střední hodnota	0,1 pF	0,01		střední hodnota	2,4 pF	0,36
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,14 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,033 pF	
	SD " $\sigma$ "	0,37 pF			SD " $\sigma$ "	0,18 pF	
	Stř. hodnota graf	0,1 pF	BAD		Stř. hodnota graf	2,4 pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		
střední hodnota	0,03 pF	0,002	střední hodnota	2,4 pF	0,36		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000017 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,072 pF			
SD " $\sigma$ "	0,0041 pF		SD " $\sigma$ "	0,27 pF			
I	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	I	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%
	střední hodnota	73,6 pF	5,15		střední hodnota	9,6 pF	1,44
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	152576 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	697 pF	
	SD " $\sigma$ "	391 pF			SD " $\sigma$ "	26 pF	
	Stř. hodnota graf	0,2 pF	BAD		Stř. hodnota graf	2,6 pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		
střední hodnota	152,1 pF	10,65	střední hodnota	1,1 pF	0,16		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	327658 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	15 pF			
SD " $\sigma$ "	572 pF		SD " $\sigma$ "	4 pF			
J	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	J	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%
	střední hodnota	0,04 pF	0,003		střední hodnota	33,5 pF	5,03
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000016 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	127811 pF	
	SD " $\sigma$ "	0,0041 pF			SD " $\sigma$ "	358 pF	
	Stř. hodnota graf	0,1 pF	BAD		Stř. hodnota graf	2,5 pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		
střední hodnota	0,05 pF	0,003	střední hodnota	66,1 pF	9,92		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,000019 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	281710 pF			
SD " $\sigma$ "	0,0044 pF		SD " $\sigma$ "	531 pF			
K	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	K	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%
	střední hodnota	70,0 pF	4,90		střední hodnota	43,3 pF	6,49
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	132997 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	1128633 pF	
	SD " $\sigma$ "	365 pF			SD " $\sigma$ "	1062 pF	
	Stř. hodnota graf	0,1 pF	BAD		Stř. hodnota graf	2,5 pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		
střední hodnota	0,03 pF	0,002	střední hodnota	4,7 pF	0,70		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0013 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	410 pF			
SD " $\sigma$ "	0,037 pF		SD " $\sigma$ "	20 pF			
L	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	L	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%
	střední hodnota	-3465,4 pF	-242,58		střední hodnota	6,7 pF	1,01
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	384707592 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	281 pF	
	SD " $\sigma$ "	19614 pF			SD " $\sigma$ "	17 pF	
	Stř. hodnota graf	x pF	BAD		Stř. hodnota graf	2,5 pF	BAD
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		
střední hodnota	-8243,7 pF	-577,06	střední hodnota	10,8 pF	1,62		
Rozptyl " $\sigma^2$ "	739554296 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	509 pF			
SD " $\sigma$ "	27195 pF		SD " $\sigma$ "	23 pF			

Tabulka 40 - Vyhodnocení senzorů "A" ze skupiny 3"

Vzduch			Povolená odchylka	Ruka			Povolená odchylka		
A.1	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	A.1	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	3,4	pF	0,24		střední hodnota	155,7	pF	23,36
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,13	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	789	pF	
	SD " $\sigma$ "	0,36	pF			SD " $\sigma$ "	28	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,24		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			23,62
střední hodnota	3,4	pF	střední hodnota		157,5	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,013	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		1282	pF			
SD " $\sigma$ "	0,11	pF	SD " $\sigma$ "		36	pF			
			<b>OK</b>				<b>BAD</b>		
A.2	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	A.2	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	3,2	pF	0,23		střední hodnota	121,9	pF	18,29
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	14	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	1223	pF	
	SD " $\sigma$ "	4	pF			SD " $\sigma$ "	35	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,24		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			17,15
střední hodnota	3,4	pF	střední hodnota		114,3	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0099	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		0,68	pF			
SD " $\sigma$ "	0,10	pF	SD " $\sigma$ "		0,83	pF			
			<b>OK</b>				<b>OK</b>		
A.3	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	A.3	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	2,9	pF	0,21		střední hodnota	139,0	pF	20,85
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	34	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	264	pF	
	SD " $\sigma$ "	6	pF			SD " $\sigma$ "	16	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,24		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			20,77
střední hodnota	3,5	pF	střední hodnota		138,5	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,031	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		505	pF			
SD " $\sigma$ "	0,18	pF	SD " $\sigma$ "		22	pF			
			<b>OK</b>				<b>BAD</b>		
A.4	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	A.4	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	3,5	pF	0,24		střední hodnota	203,6	pF	30,53
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	6	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	2350	pF	
	SD " $\sigma$ "	3	pF			SD " $\sigma$ "	48	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,26		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			29,55
střední hodnota	3,8	pF	střední hodnota		197,0	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0094	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		6	pF			
SD " $\sigma$ "	0,097	pF	SD " $\sigma$ "		3	pF			
			<b>OK</b>				<b>OK</b>		

Tabulka 41 - Vyhodnocení senzorů "B" ze skupiny 3"

Vzduch			Povolená odchylka	Ruka			Povolená odchylka		
<b>B.1</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	<b>B.1</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	2,0	pF	0,14		střední hodnota	88,1	pF	13,21
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	9	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	2130	pF	
	SD " $\sigma$ "	3	pF			SD " $\sigma$ "	46	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,13		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			13,15
střední hodnota	1,8	pF	střední hodnota		87,7	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	21	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		19	pF			
SD " $\sigma$ "	5	pF	SD " $\sigma$ "		4	pF			
			<b>BAD</b>				<b>BAD</b>		
<b>B.2</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	<b>B.2</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	2,0	pF	0,14		střední hodnota	92,6	pF	13,89
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,31	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	1018	pF	
	SD " $\sigma$ "	0,56	pF			SD " $\sigma$ "	32	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,14		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			14,07
střední hodnota	2,0	pF	střední hodnota		93,8	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0070	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		35	pF			
SD " $\sigma$ "	0,084	pF	SD " $\sigma$ "		6	pF			
			<b>OK</b>				<b>OK</b>		
<b>B.3</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	<b>B.3</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	1,7	pF	0,12		střední hodnota	104,1	pF	15,61
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	8	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	1647	pF	
	SD " $\sigma$ "	3	pF			SD " $\sigma$ "	41	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,12		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			15,53
střední hodnota	1,7	pF	střední hodnota		103,5	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	19	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		12	pF			
SD " $\sigma$ "	4	pF	SD " $\sigma$ "		3	pF			
			<b>BAD</b>				<b>OK</b>		
<b>B.4</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	<b>B.4</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	1,8	pF	0,13		střední hodnota	127,4	pF	19,11
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	4	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	2134	pF	
	SD " $\sigma$ "	2	pF			SD " $\sigma$ "	46	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,14		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			19,37
střední hodnota	2,0	pF	střední hodnota		129,2	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0039	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		43	pF			
SD " $\sigma$ "	0,063	pF	SD " $\sigma$ "		7	pF			
			<b>OK</b>				<b>OK</b>		

Tabulka 42 - Vyhodnocení senzorů "C" ze skupiny 3

Vzduch			Povolená odchyška	Ruka			Povolená odchyška		
<b>C.1</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	<b>C.1</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	2,2	pF	0,15		střední hodnota	87,8	pF	13,16
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	12	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	1497	pF	
	SD " $\sigma$ "	3	pF			SD " $\sigma$ "	39	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,14		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			14,35
střední hodnota	2,0	pF	střední hodnota		95,6	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,014	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		3240	pF			
SD " $\sigma$ "	0,12	pF	<b>OK</b>	SD " $\sigma$ "	57	pF	<b>BAD</b>		
<b>C.3</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	<b>C.3</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	2,7	pF	0,19		střední hodnota	116,6	pF	17,49
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	52	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	1772	pF	
	SD " $\sigma$ "	7	pF			SD " $\sigma$ "	42	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,11		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			17,54
střední hodnota	1,6	pF	střední hodnota		116,9	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	94	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		26	pF			
SD " $\sigma$ "	10	pF	<b>BAD</b>	SD " $\sigma$ "	5	pF	<b>OK</b>		
<b>C.4</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	<b>C.4</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	2,0	pF	0,14		střední hodnota	86,5	pF	12,98
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	19	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	666	pF	
	SD " $\sigma$ "	4	pF			SD " $\sigma$ "	26	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,16		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			12,85
střední hodnota	2,3	pF	střední hodnota		85,7	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0055	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		2,3	pF			
SD " $\sigma$ "	0,074	pF	<b>OK</b>	SD " $\sigma$ "	1,5	pF	<b>OK</b>		

Tabulka 43 - Vyhodnocení senzorů "E" ze skupiny 3

Vzduch			Povolená odchyška	Ruka			Povolená odchyška		
<b>E.1</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			7%	<b>E.1</b>	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz			15%
	střední hodnota	2,4	pF	0,17		střední hodnota	33,6	pF	5,04
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	6	pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	58	pF	
	SD " $\sigma$ "	2	pF			SD " $\sigma$ "	8	pF	
				<b>BAD</b>					<b>BAD</b>
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			0,18		Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz			4,82
střední hodnota	2,6	pF	střední hodnota		32,1	pF			
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,022	pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		1,8	pF			
SD " $\sigma$ "	0,15	pF	<b>OK</b>	SD " $\sigma$ "	1,3	pF	<b>OK</b>		

Tabulka 44 - Vyhodnocení senzorů "F" ze skupiny 3

Vzduch			Povolená odchylka	Ruka			Povolená odchylka	
F.1	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	F.1	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	
	střední hodnota	2,2 pF	0,15		střední hodnota	73,5 pF	11,03	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	11 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	156 pF		
	SD " $\sigma$ "	3 pF			SD " $\sigma$ "	12 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				BAD	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		BAD
	střední hodnota	2,0 pF	0,14			střední hodnota	71,6 pF	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	26 pF	BAD	Rozptyl " $\sigma^2$ "	3 pF		OK		
SD " $\sigma$ "	5 pF		SD " $\sigma$ "	2 pF				
F.2	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	F.2	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	
	střední hodnota	2,2 pF	0,15		střední hodnota	142,6 pF	21,39	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	9 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	1656 pF		
	SD " $\sigma$ "	3 pF			SD " $\sigma$ "	41 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				BAD	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		BAD
	střední hodnota	2,5 pF	0,18			střední hodnota	147,4 pF	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,012 pF	OK	Rozptyl " $\sigma^2$ "	3651 pF		BAD		
SD " $\sigma$ "	0,11 pF		SD " $\sigma$ "	60 pF				
F.3	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	F.3	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	
	střední hodnota	2,3 pF	0,16		střední hodnota	94,5 pF	14,18	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	12 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	499 pF		
	SD " $\sigma$ "	4 pF			SD " $\sigma$ "	22 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				BAD	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		BAD
	střední hodnota	2,6 pF	0,18			střední hodnota	92,8 pF	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0050 pF	OK	Rozptyl " $\sigma^2$ "	1,02 pF		OK		
SD " $\sigma$ "	0,071 pF		SD " $\sigma$ "	1,01 pF				
F.4	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	F.4	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	
	střední hodnota	2,1 pF	0,14		střední hodnota	106,0 pF	15,89	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	44 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	177 pF		
	SD " $\sigma$ "	7 pF			SD " $\sigma$ "	13 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				BAD	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		BAD
	střední hodnota	2,6 pF	0,18			střední hodnota	105,2 pF	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,0066 pF	OK	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,65 pF		OK		
SD " $\sigma$ "	0,081 pF		SD " $\sigma$ "	0,81 pF				

Tabulka 45 - Vyhodnocení senzorů "G" ze skupiny 3

Vzduch			Povolená odchylka	Ruka			Povolená odchylka
G.1	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	G.1	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%
	střední hodnota	2,5 pF	0,18		střední hodnota	117,1 pF	17,57
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	13 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	790 pF	
	SD " $\sigma$ "	4 pF			SD " $\sigma$ "	28 pF	
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		
	střední hodnota	2,9 pF	0,20		střední hodnota	118,2 pF	17,72
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,032 pF	OK	Rozptyl " $\sigma^2$ "	801 pF	BAD		
SD " $\sigma$ "	0,18 pF		SD " $\sigma$ "	28 pF			
G.2	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	G.2	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%
	střední hodnota	3,6 pF	0,25		střední hodnota	155,3 pF	23,29
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	7 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	945 pF	
	SD " $\sigma$ "	3 pF			SD " $\sigma$ "	31 pF	
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		
	střední hodnota	4,0 pF	0,28		střední hodnota	152,5 pF	22,88
Rozptyl " $\sigma^2$ "	16 pF	BAD	Rozptyl " $\sigma^2$ "	2,4 pF	OK		
SD " $\sigma$ "	4 pF		SD " $\sigma$ "	1,5 pF			
G.3	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	G.3	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%
	střední hodnota	3,0 pF	0,21		střední hodnota	204,8 pF	30,72
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,036 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	3840 pF	
	SD " $\sigma$ "	0,19 pF			SD " $\sigma$ "	62 pF	
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		
	střední hodnota	3,1 pF	0,21		střední hodnota	201,3 pF	30,19
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,023 pF	OK	Rozptyl " $\sigma^2$ "	6 pF	OK		
SD " $\sigma$ "	0,15 pF		SD " $\sigma$ "	2 pF			
G.4	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	G.4	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%
	střední hodnota	2,6 pF	0,18		střední hodnota	192,6 pF	28,88
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	38 pF			Rozptyl " $\sigma^2$ "	3367 pF	
	SD " $\sigma$ "	6 pF			SD " $\sigma$ "	58 pF	
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz				Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		
	střední hodnota	3,3 pF	0,23		střední hodnota	183,6 pF	27,54
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,007 pF	OK	Rozptyl " $\sigma^2$ "	1,05 pF	OK		
SD " $\sigma$ "	0,08 pF		SD " $\sigma$ "	1,02 pF			

Tabulka 46 - Vyhodnocení senzorů ze skupiny 4

Vzduch			Povolená odchylka	Ruka			Povolená odchylka
2	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	BAD
	střední hodnota	4,3 pF	0,30	střední hodnota	49,4 pF	7,41	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,77 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	111478 pF		
	SD " $\sigma$ "	0,87 pF		SD " $\sigma$ "	334 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		0,26	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		11,73	
	střední hodnota	3,6 pF	0,26	střední hodnota	78,2 pF	11,73	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	0,078 pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		248916 pF			
SD " $\sigma$ "	0,28 pF	SD " $\sigma$ "		499 pF			
3	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	BAD
	střední hodnota	2,2 pF	0,15	střední hodnota	225,1 pF	33,77	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	1,43 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	7025770 pF		
	SD " $\sigma$ "	1,19 pF		SD " $\sigma$ "	2651 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		0,16	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		67,70	
	střední hodnota	2,3 pF	0,16	střední hodnota	451,3 pF	67,70	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	2,92 pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		15694307 pF			
SD " $\sigma$ "	1,71 pF	SD " $\sigma$ "		3962 pF			
4	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	BAD
	střední hodnota	1,7 pF	0,12	střední hodnota	56,2 pF	8,44	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	3,98 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	2178 pF		
	SD " $\sigma$ "	1,99 pF		SD " $\sigma$ "	47 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		0,14	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		8,17	
	střední hodnota	2,0 pF	0,14	střední hodnota	54,4 pF	8,17	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	8,76 pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		33 pF			
SD " $\sigma$ "	2,96 pF	SD " $\sigma$ "		6 pF			
5	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	BAD
	střední hodnota	1,9 pF	0,13	střední hodnota	57,4 pF	8,61	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	7,44 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	235 pF		
	SD " $\sigma$ "	2,73 pF		SD " $\sigma$ "	15 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		0,16	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		8,65	
	střední hodnota	2,2 pF	0,16	střední hodnota	57,7 pF	8,65	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	16,44 pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		9,56 pF			
SD " $\sigma$ "	4,06 pF	SD " $\sigma$ "		3,09 pF			
7	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	BAD
	střední hodnota	1,2 pF	0,08	střední hodnota	84,9 pF	12,74	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	244,53 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	1261 pF		
	SD " $\sigma$ "	15,64 pF		SD " $\sigma$ "	36 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		0,07	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		12,78	
	střední hodnota	1,0 pF	0,07	střední hodnota	85,2 pF	12,78	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	257,36 pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		13 pF			
SD " $\sigma$ "	16,04 pF	SD " $\sigma$ "		4 pF			
8	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		7%	Vyhodnocení 20 Hz - 2 MHz		15%	BAD
	střední hodnota	1,8 pF	0,12	střední hodnota	-464,4 pF	-69,66	
	Rozptyl " $\sigma^2$ "	10,38 pF		Rozptyl " $\sigma^2$ "	56842079 pF		
	SD " $\sigma$ "	3,22 pF		SD " $\sigma$ "	7539 pF		
	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		0,11	Vyhodnocení 100 kHz - 1 MHz		-168,05	
	střední hodnota	1,5 pF	0,11	střední hodnota	-1120,3 pF	-168,05	
Rozptyl " $\sigma^2$ "	23,19 pF	Rozptyl " $\sigma^2$ "		126947139 pF			
SD " $\sigma$ "	4,82 pF	SD " $\sigma$ "		11267 pF			