



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV VÝKONOVÉ ELEKTROTECHNIKY A ELEKTRONIKY

DEPARTMENT OF POWER ELECTRICAL AND ELECTRONIC ENGINEERING

## PRACoviŠTĚ PRO MĚŘENÍ MĚRNÉHO ODPORU BIOLOGICKÝCH VZORKŮ

DEVICE FOR MEASURING THE RESISTIVITY OF BIOLOGICAL SAMPLES

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Michal Kotrle

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Dalibor Červinka, Ph.D.

BRNO 2025



# Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Silnoproudá elektrotechnika a elektroenergetika**

Ústav výkonové elektrotechniky a elektroniky

**Student:** Michal Kotrle

**ID:** 240760

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2024/25

**NÁZEV TÉMATU:**

## Pracoviště pro měření měrného odporu biologických vzorků

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

- 1.) Vytvořte přehled možného řešení galvanicky odděleného snímače malých proudů
- 2.) Provedte návrh snímače s MTP
- 3.) Zrealizujte měřicí pracoviště vhodné pro tkáňové vzorky a kapaliny
- 4.) Provedte měření upraveným měřicím přípravkem dle pokynů vedoucího

**Termín zadání:** 10.3.2025

**Termín odevzdání:** 28.5.2025

**Vedoucí práce:** Ing. Dalibor Červinka, Ph.D.

**prof. Ing. Petr Toman, Ph.D.**  
předseda rady studijního programu

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce se zabývá vylepšením metody vyvinuté na UVEE, která se využívá pro elektroporaci. Vylepšení spočívá v návrhu a realizaci snímače malých proudů s galvanickým oddělením.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Impedance tkáně, transformátor proudu, snímač proudu, měření, pracoviště

## **ABSTRACT**

This bachelor's thesis focuses on the improvement of a method developed at UVEE, which is used for electroporation. The improvement consists in the design and implementation of a small current sensor with galvanic isolation.

## **KEYWORDS**

Tissue impedance, current transformer, current sensor, measurement, workplace

KOTRLE, Michal. *Pracoviště pro měření měrného odporu biologických vzorků*. Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav výkonové elektrotechniky a elektroniky, 2025. Vedoucí práce: Ing. Dalibor Červinka, Ph.D.

## Prohlášení autora o původnosti díla

**Jméno a příjmení autora:** Michal Kotrle  
**VUT ID autora:** 240760  
**Typ práce:** Bakalářská práce  
**Akademický rok:** 2024/25  
**Téma závěrečné práce:** Pracoviště pro měření měrného odporu biologických vzorků

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno .....

.....

podpis autora\*

---

\*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

## PODĚKOVÁNÍ

Rád bych zde poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Daliborovi Červinkovi, PhD. za jeho odborné vedení, trpělivost a návrhy při zpracování bakalářské práce.

# Obsah

Úvod	10
<b>1 Problematika měření impedance tkáně</b>	<b>11</b>
1.1 Účel měření impedance tkáně	11
1.2 Elektroporace	11
1.2.1 Vyhodnocení zákroku	12
1.3 Ekvivalentní elektrický model tkáně	13
1.4 Impedanční spektroskopie	13
1.5 Bioimpedanční spektroskopie	14
1.6 Elektrická impedanční tomografie	15
<b>2 Vysokonapěťová metoda měření vyvinutá na UVEE</b>	<b>17</b>
2.1 Přípravek na měření	17
2.1.1 Elektrody	17
<b>3 Snímače proudů vhodné pro vysokonapěťovou metodu</b>	<b>20</b>
3.1 Měřicí transformátor proudu	20
3.2 Snímače na principu Hallovy sondy	21
<b>4 Realizace snímače</b>	<b>24</b>
4.1 Měřicí transformátor proudu s feritovým jádrem	24
4.1.1 Výběr jádra	24
4.1.2 Realizace transformátoru proudu	25
4.1.3 Fyzická realizace	25
4.1.4 Testovací měření	26
4.2 Snímač proudu s Hallovou sondou	28
4.2.1 Výběr proudového snímače	28
4.2.2 Úprava proudového snímače	28
4.3 Měřicí transformátor proudu s jádrem Nanoperm	29
<b>5 Měřicí pracoviště</b>	<b>31</b>
5.1 Návrh a vývoj měřicího pracoviště	31
5.2 Fyzická realizace měřicího pracoviště	34
<b>6 Ověření funkce snímačů</b>	<b>38</b>
6.1 Testovací měření funkce snímačů	39
<b>Závěr</b>	<b>44</b>

<b>Literatura</b>	<b>45</b>
<b>Seznam symbolů a zkratk</b>	<b>48</b>

# Seznam obrázků

1.1	Vodivost různých tkání . . . . .	12
1.2	Zjednodušený ekvivalentní obvod tkáně . . . . .	13
1.3	Cole-Cole diagram . . . . .	14
1.4	Umístění elektrod . . . . .	15
1.5	Elektroimpedanční systém . . . . .	15
1.6	Princip měření EIT . . . . .	16
2.1	Geometrie elektrod . . . . .	18
2.2	Řez elektrodami . . . . .	18
2.3	Detailní nákras měřicího přípravku . . . . .	19
3.1	Příklad zapojení měřicího transformátoru proudu do obvodu . . . . .	21
3.2	Principiální schéma snímače s otevřenou smyčkou . . . . .	22
3.3	Principiální schéma snímače s uzavřenou smyčkou . . . . .	23
4.1	Schéma návrhu přípravku transformátoru proudu . . . . .	24
4.2	Navinutý transformátor proudu . . . . .	26
4.3	Kompletní zrealizovaný přípravek transformátor proudu . . . . .	26
4.4	Snímek z osciloskopu z testovacího měření . . . . .	27
4.5	Snímač proudu LESR 6-NP . . . . .	28
4.6	Rozdělaný snímač LESR 6-NP . . . . .	28
4.7	Kompletní upravený snímač LESR 6-NP . . . . .	29
4.8	MTP s jádrem Nanoperm M-060 . . . . .	30
5.1	Vysokonapěťový pulzní zdroj stejnosměrného napětí . . . . .	31
5.2	Principiální schéma MKO realizovaného hradly NAND . . . . .	32
5.3	Integrovaný obvod HCF4011B . . . . .	33
5.4	Schéma přípravku pro testování . . . . .	35
5.5	Zkompletovaný měřicí přípravek . . . . .	36
5.6	Detailní pohled na osazenou desku . . . . .	36
5.7	Zkompletizované měřicí pracoviště . . . . .	37
6.1	Ukázka zobrazovacího rozhraní PicoScope 7 . . . . .	38
6.2	Změřený napěťový impulz o délce $7 \mu s$ . . . . .	39
6.3	Graf znázorňující zpoždění měřicího kroku čidla LESR 6-NP . . . . .	41
6.4	Změřený napěťový impulz o délce $47 \mu s$ . . . . .	41
6.5	Změřený napěťový impulz o délce $70 \mu s$ . . . . .	43

# Úvod

Tato práce se zaměřuje na analýzu a vylepšení metody měření impedance tkáně, vyvinuté na UVEE. Pro její provedení je používán vysokonapěťový zdroj stejnosměrného napětí, který dodává obdélníkové pulzy. Daný zdroj je důvodem realizace snímače proudu, který zajišťuje galvanické oddělení. Práce se dále zabývá jejich návrhem a samotnou realizací, včetně jejich testovacího měření. Návrh obsahuje rovněž i přípravek pro dané testování snímačů.

# 1 Problematika měření impedance tkáně

## 1.1 Účel měření impedance tkáně

Využití elektrické impedance v medicíně je široké. Umožňuje nám aktuálně a individuálně zhodnotit stav tkáně člověka. Pomocí ní jsme schopni určovat diagnózu, ale také upřesnit parametry aplikovaného elektrického pole při provádění terapeutických zákroků. V současné době se nejznámější metody ke zjištění impedance uvádějí bioimpedanční analýza a elektrická impedanční tomografie, které budou popsány dále včetně metody elektroporace. Při všech diagnostických metodách je nejdůležitější hlavně bezpečnost a tedy by amplituda proudu excitačního signálu neměla přesáhnout tzv. práh vnímání, jehož hodnota je přibližně 0,5 mA. [1]

## 1.2 Elektroporace

Tento jev vzniká, pokud aplikujeme krátkodobé pulzy o vysoké amplitudě na tkáň a buňky. Tím dochází ke zvýšení propustnosti buněčné stěny, což má za následek vytvoření dočasných pórů uvnitř buněčné membrány. [2]

Princip elektroporace spočívá tedy ve vytvoření pórů v buněčné membráně. Na netknutou buněčnou membránu se po přiložení elektrického pole začne v prvních nanosekundách vytvářet kanálek. Tímto kanálkem prochází molekuly vody nacházející se v extracelulární tekutině a po mikrosekundě dochází k polarizaci pole mezi extracelulární a intracelulární částí membrány. Následně se lipidy začínají přeorientoávat a molekulami vody pronikat do buňky. Pór se stabilizuje a dochází k většímu přenosu molekul a iontů do buňky. Dojde-li během vytváření pórů k překročení prahového napětí membrány (200 mV až 1 V), buňka ztrácí schopnost zacelení vytvořených pórů. Díky tomuto rozeznáváme elektroporaci vratnou a nevratnou. [2]

K úspěšnému nevratnému elektroporačnímu zákroku je potřeba vysokonapěťový zdroj, který umožňuje dodávat napětí v řádech kV a elektrický proud v desítkách A. [3]

Při elektroporačním zákroku jsou elektrody umístěny kolem, nebo přímo v měřeném vzorku tkáně. Pomocí elektrod jsou aplikovány elektrické pulzy, které mají na tkáň vliv podle specifických vlastností každého pulzu - velikost pulzu, doba trvání pulzu atd. [4]

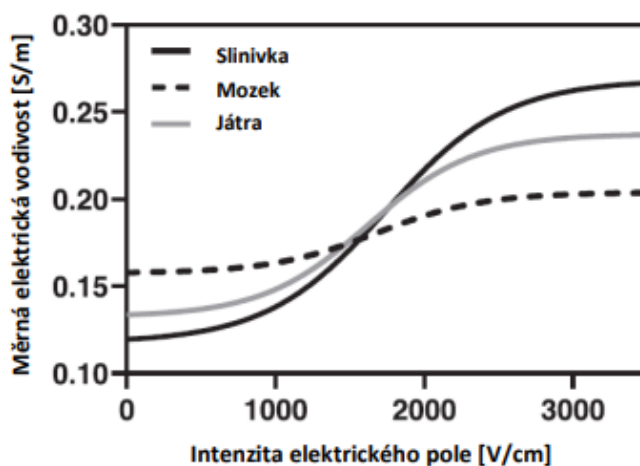
Pro účely simulace rozsahu elektroporace je potřeba znát vodivosti tkáně, jejichž hodnoty jsou uváděny v odborné literatuře, avšak dané číselné údaje jsou nepřesné, a proto je potřeba každý vzorek individuálně změřit. Z těchto důvodů byla vyvinuta metoda, která bude popsána dále.

## 1.2.1 Vyhodnocení zákroku

Tkáně, které byly vystaveny elektrickým pulzům, mohou reagovat třemi způsoby:

- Beze změny - vlastnosti tkáně se nijak nemění
- Reverzibilně - dojde k vytvoření kanálků na povrchu membrány, které se samy uzavřou (vratná elektroporace)
- Ireverzibilně - nastane zničení buňky (nevratná elektroporace)

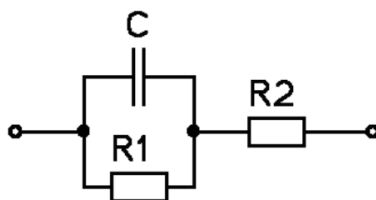
V aktuální době nejsou dostupné žádné informace během zákroku a tedy výsledky elektroporace se pozorují z dlouhodobější reakce tkáně. Nejčastěji se v biomedicíně bere jako ukazatel vodivost tkáně, protože víme, jakou vodivost měla tkáň před provedením zákroku. Při samotném experimentu se zaznamenávají i parametry napětí a proudu, a pro úplné výsledky je potřebné znát ještě parametry elektrod a tloušťku měřeného vzorku. Výsledky elektroporace se potom vynášejí jako závislost měrné elektrické vodivosti na intenzitě přiloženého elektrického pole.[4]



Obr. 1.1: Změna vodivosti různých tkání v závislosti na zvyšující se intenzitě elektrického pole [4]

## 1.3 Ekvivalentní elektrický model tkáně

K modelování elektrické impedance tkání lze použít jednoduchý model spočívající v paralelním zapojení rezistoru R1 a kondenzátoru C a do série k nim připojeného rezistoru R2. [5]



Obr. 1.2: Zjednodušený ekvivalentní obvod tkáně

Pro stejnosměrný proud se chová kapacitor jako rozpojený vodič, takže výsledný model je tvořen pouze sériovým zapojením rezistorů R1 a R2. Pro velmi vysokou frekvenci se bude kapacitor chovat téměř jako zkrat, takže přemostí rezistor R1 a na impedanci se bude podílet pouze rezistor R2. Poněkud méně zřejmé je to, že impedance bude klesat plynule, nikde nebude mít lokální maximum.

Kapacitor C modeluje celkovou kapacitu ve tkáni, zejména kapacitu buněčných membrán, plošná kapacita buněčné membrány je  $1\mu F \cdot cm^{-2}$ . Na kapacitě se však podílí např. i kapacita plošných vazivových struktur, takže nelze ztotožnit kapacitu v modelu s kapacitou buněčných membrán.

Rezistor R1 modeluje elektrickou vodivost tělesných tekutin, především tekutiny extracelulární. Ovšem ani tekutina intracelulární není zcela bez vlivu na hodnotu parametru R1. Rezistor R2 odpovídá především kožnímu odporu, ovšem dílem na něj má vliv i vodivost tělesných tekutin. [5]

## 1.4 Impedanční spektroskopie

Jedná se o spektrální analýzu, při které je postupně měřena impedance při různých frekvencích měřicího signálu v rámci zvoleného frekvenčního pásma. Je to nejčastější princip měření elektrické impedance. [1],[6]

Měřený rozsah frekvencí se pohybuje v řádech kHz a MHz. Často se v této metodě využívá RLC metrů a síťových analyzátorů z důvodů jejich přesnosti a schopnosti provést měření rychle a automaticky. Přístroje dokáží samočinně měnit frekvenci měřicího signálu, ukládat naměřené hodnoty impedance do paměti a jako výstup vytvořit graf. [6]

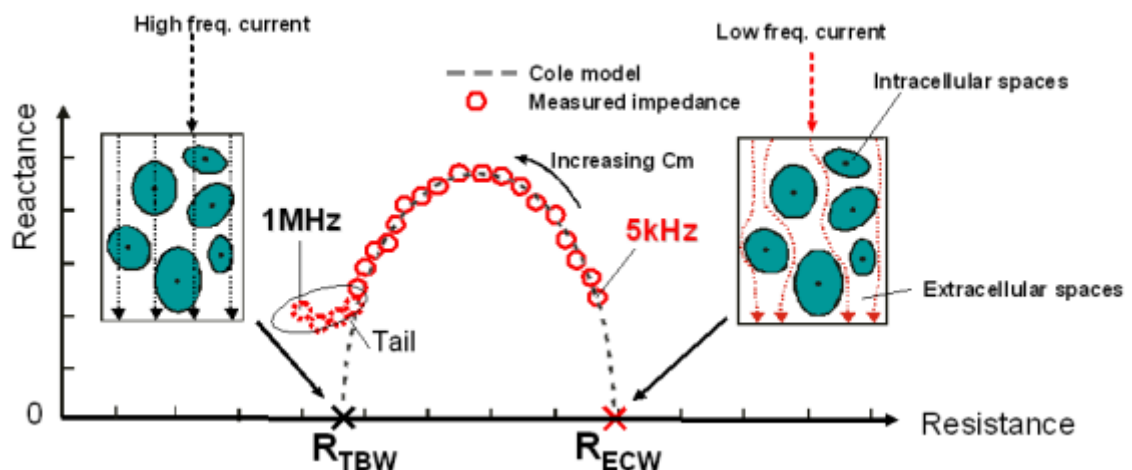
Impedanční spektroskopii lze aplikovat do spousty oblastí výzkumu, protože je schopna poskytnout informace o složení, struktuře, nebo změnách materiálu v čase. Její výhodou oproti jiným metodám je její neinvazivnost, díky které slouží k analýze tkáňového složení - diagnostika chorob a odhalení patologického stavu tkáně. [7]

## 1.5 Bioimpedanční spektroskopie

Bioimpedanční spektroskopie (BIS) je nenákladná, přenosná, rychlá a neinvazivní metoda pro stanovení celkového složení těla. Je založena na rozdílných vodivostních vlastnostech tkání. [8]

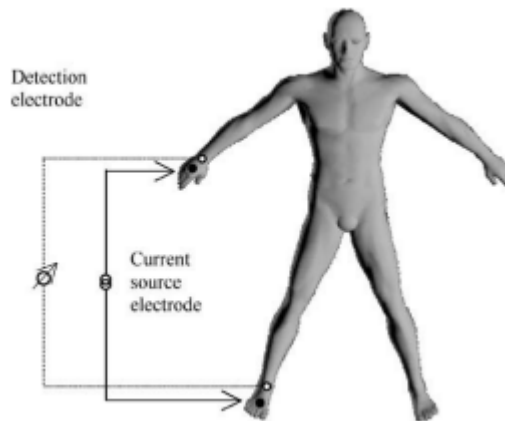
Základem principu této metody jsou rozdílné elektrické vlastnosti jednotlivých typů tkání. Tkáně obsahující vodu a elektrolyty jsou vodivější než tukové tkáně nebo kosti. BIS je schopná stanovit distribuci tělesných tekutin do intracelulárního a extracelulárního prostoru pomocí měření odporu tkání při nízkých a vysokých frekvencích (od 5 do 1000 kHz). [9]

Využívá se širokého pásma frekvencí a lze říci, že jde o speciální případ multifrekvenční bioimpedanční analýzy. Pro měření se využívá nízké intenzity střídavého proudu (cca 700  $\mu\text{A}$  pro polarizaci buněk) a stanovování odporu při nulové frekvenci a odporu při nekonečné frekvenci, které je popsáno na Obr. 1.3 pomocí Cole-Cole diagramu. [10]



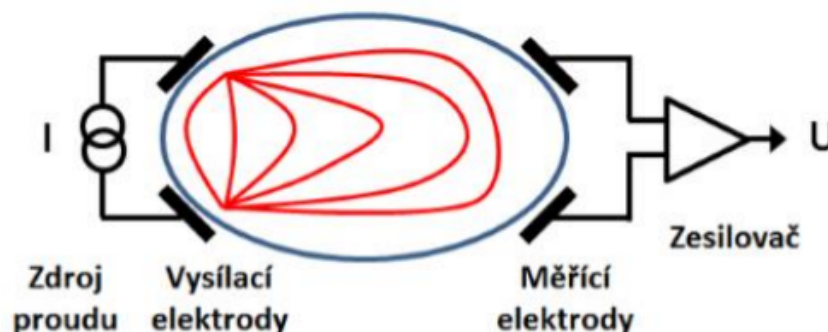
Obr. 1.3: Cole-Cole diagram zobrazující vyhodnocení míry shody naměřené hodnoty s ideální hodnotou.  $R_{TBW}$  - odpor při nekonečné frekvenci [ $\Omega$ ],  $R_{CEW}$  - odpor při nulové frekvenci [ $\Omega$ ] [10]

Obr. 1.4: Umístění elektrod. Detection electrode - detekční elektroda, current source electrode - proudová elektroda [11]



## 1.6 Elektrická impedanční tomografie

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je neinvazivní lékařská technika využívající nízkofrekvenční elektrické proudy pro zobrazení elektrických vlastností tkání a vnitřních struktur těla. [12] Používáme pro měření elektroimpedanční systém, jehož hlavní části jsou: zdroj elektrického proudu, měřicí a vysílací elektrody, zesilovač signálu a obvody, které signál zpracují (viz Obr. 1.5). Využívá se výhradně střídavých zdrojů o frekvenci 10 kHz až 1 MHz, které pronikají přes membránu buněk. Vpravením elektrického proudu do těla se podle jeho struktury a elektrických vlastností rozdělí potenciál, ten vytvoří izopotenciální hladiny, které jsou kolmé na směr šíření proudu. Rozložení izopotenciálních hladin uvnitř objektu vytváří napěťové profily tkáně, které jsou detekovány měřicími elektrodami (viz obr. 1.6). Výsledné obrazce lze zobrazit pomocí tří metod a to: absolutní, diferenční a funkční metody. [13]

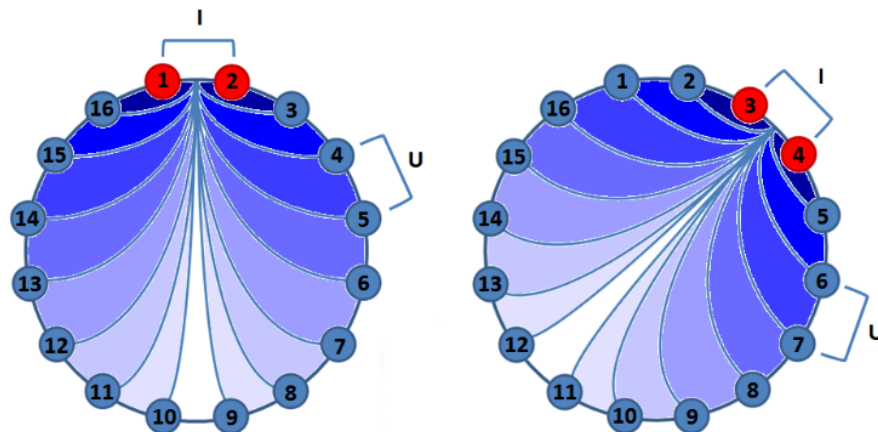


Obr. 1.5: Elektroimpedanční systém [14]

Absolutní metoda nám vytvoří obraz přímo z naměřených dat konduktivity nebo rezistivity, diferenční metoda od sebe odečítá dva různé obrazy elektrických vlastností tkání a funkční metoda je schopna zaznamenat časově proměnný obraz (v řádu mikrosekund). [13]

Tato metoda se používá v různých oblastech medicíny, například v respirační péči, kardiologii, neurologii a onkologii. Její další využití je možné i v klinických aplikacích (gastrické vyprazdňování) a hypertermických terapiích. [12],[13]

K vysílání elektrických proudů do objektu se obvykle používá jedna dvojice elektrod. Snímání napětí z povrchu objektu je zajištěno velkým počtem měřicích elektrod (napětí je měřeno vždy mezi dvojicemi měřicích elektrod). Rozlišení a kvalita výsledného obrazu elektrických vlastností tkáně roste s větším počtem měřicích elektrod a jsou podmíněny provedením mnoha měření (stovky až tisíce) pro různá rozložení potenciálů uvnitř a na povrchu objektu. Ze získaných sad napětí, odlišných pro každou distribuci potenciálů, lze rekonstruovat výsledný obraz. Jednotlivá měření a získání příslušných sad napětí lze provést přepínáním dvojic měřicích elektrod, mezi kterými se detekuje výsledné napětí. Počet a uspořádání vysílacích i přijímacích elektrod je různý. Běžný počet používaných elektrod je 16 až 256. [13]



Obr. 1.6: Princip měření EIT [13]

## 2 Vysokonapěťová metoda měření vyvinutá na UVEE

V metodě vyvinuté na UVEE je použit pulzní transformátor, který v ideálním případě je schopen dodávat obdélníkové pulzy. Ty se ovšem se zvyšujícím se napětím stávají náročnějšími na vytvoření a lze použít zesilovač pro vysoké napětí, to je ovšem finančně náročné. Velikosti napětí a proudů potřebné k elektroporaci se odvíjejí podle parametrů měřeného vzorku, jako je tloušťka a přirozený elektrický odpor, který závisí na druhu tkáně. [4]

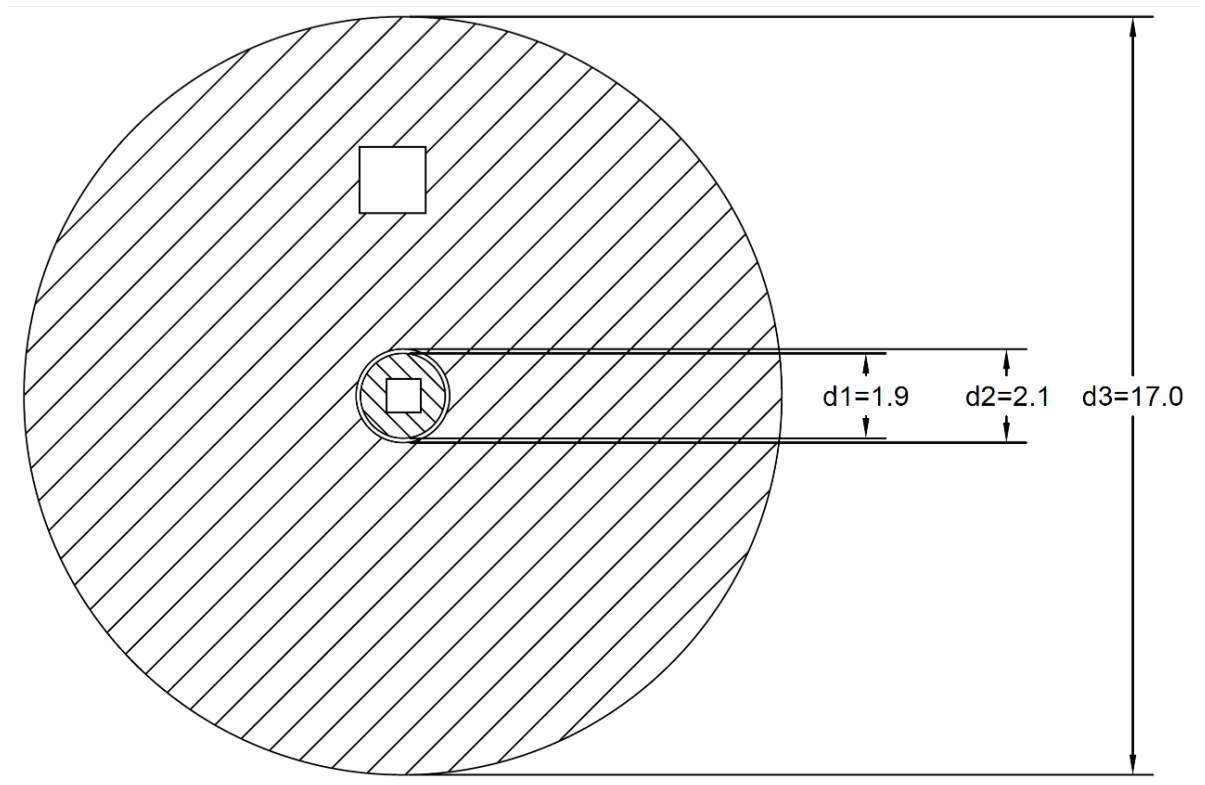
### 2.1 Přípravek na měření

#### 2.1.1 Elektrody

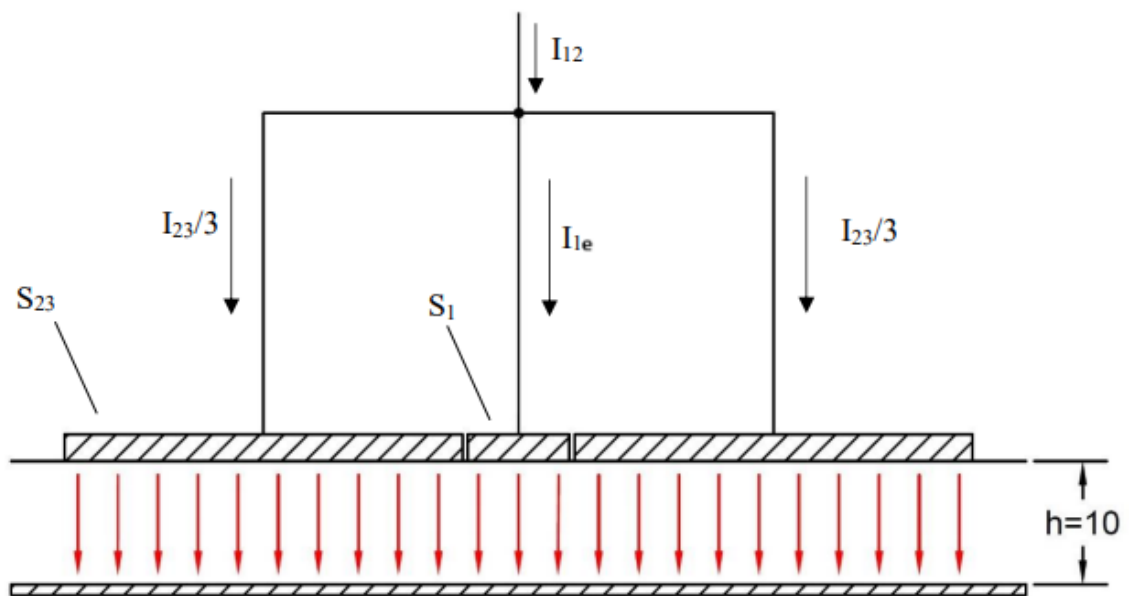
Hlavní částí měřicího přípravku, použitých v této metodě, jsou elektrody, které slouží k přenášení elektrického proudu. Typů elektrod máme hned několik - mikroelektrody, povrchové a podpovrchové elektrody. [15] K účelům našich měření jsou použity povrchové elektrody a jejich návrh je blíže popsán v diplomové práci pana Ing. Jakuba Uhera, který dále vycházel z návrhu systému elektrod metodou konečných prvků panem doc. Ing. Radoslavem Cipínem, Ph.D.

V diplomové práci pana Ing. Jakuba Uhera byl řešen problém s prvotním návrhem elektrod. Ukázalo se, že geometrie použitých elektrod měla za následek, že vnitřní elektrodou (plochou  $S_1$ ) tekl malý proud, který byl složitě měřitelný. Proto bylo rozhodnuto udělat novou geometrii elektrod, která vychází z technického rozboru - čím menší bude průřez plochy  $S_1$  oproti průřezu plochy  $S_{23}$ , tím lepší bude homogenita pole. Jejich nové rozměry lze vidět na obr. 2.1 [4]

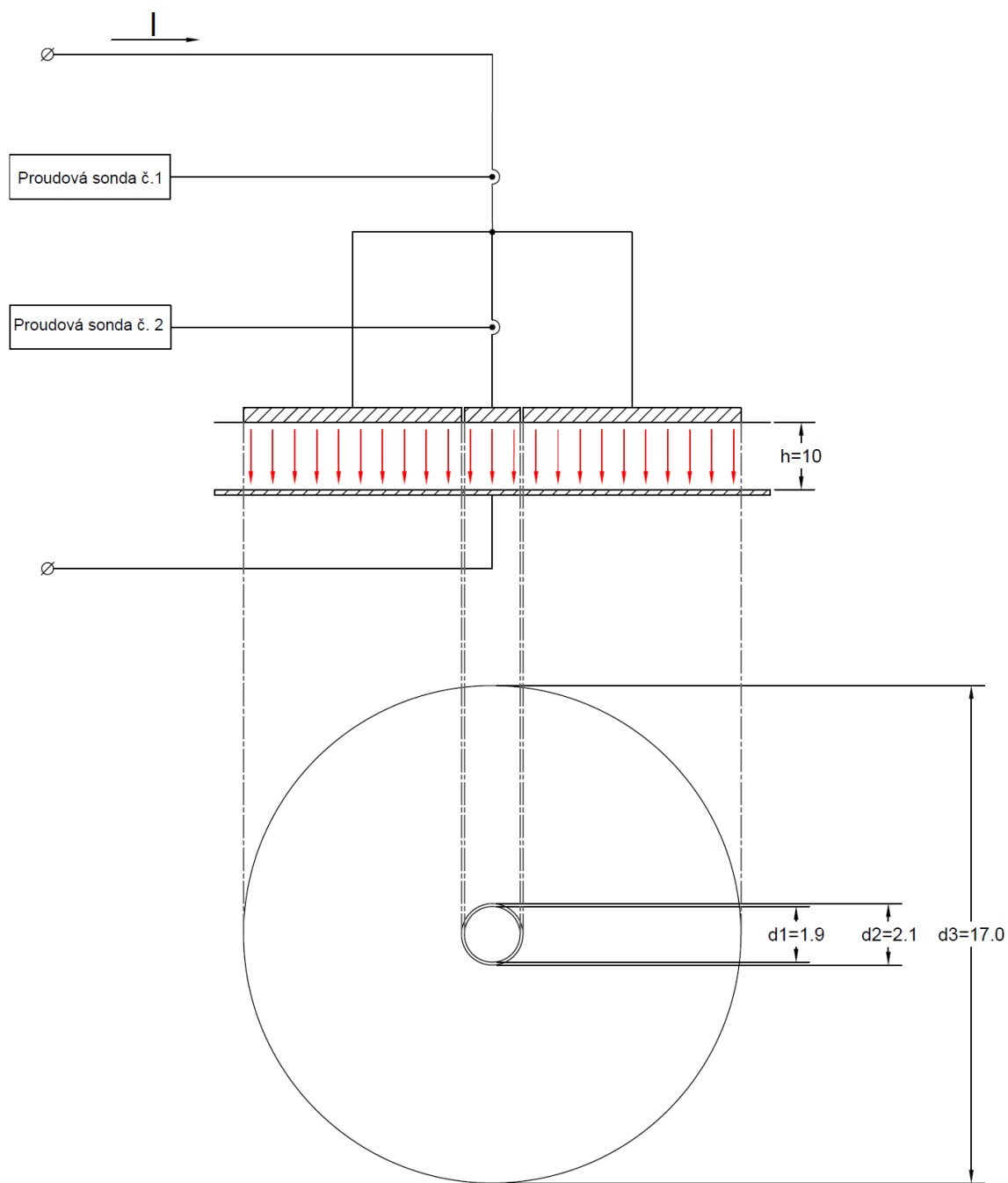
Řešení pomocí nové geometrie elektrod je znázorněno na obr. 2.2, ve kterém je ukázáno, i jakým způsobem dochází k rozložení elektrického proudu jednotlivými plochami. Červené šipky reprezentují směr působení elektrického pole na měřený vzorek. [4] Kompletní měřicí přípravek je detailněji znázorněn na obr. 2.3, ale v této práci se dané schéma změní. Jak zde již bylo řečeno, musela být navržena nová geometrie elektrod, to mělo za následek, že danou plochou  $S_1$  tekl malý proud  $I_{1e}$ , který byl složitě měřitelný. K jeho změření je tedy potřeba navrhnout a zrealizovat snímač malých proudů, který nahradí proudovou sondu č. 2.



Obr. 2.1: Geometrie elektrod [4]



Obr. 2.2: Řez elektrodami [4]



Obr. 2.3: Detailní nákres měřícího přípravku [4]

## 3 Snímače proudů vhodné pro vysokonapětovou metodu

Pro naše využití v práci potřebujeme, aby snímače zajišťovaly galvanické oddělení, z důvodu bezpečnosti osob, kvůli vysokonapětovému zdroji, který dodává impulzy. Galvanické oddělení lze provést několika způsoby, záleží na povaze oddělovaného signálu a na způsobu vyhodnocování tohoto signálu. Pro galvanické oddělení se používá optočlen, lineární optočlen, transformátor, kondenzátor, jehož izolace bývá tvořena keramikou nebo oxidem křemíku  $\text{SiO}_2$ . [16]

Pro naše účely se zaměříme konkrétněji na měřicí transformátor proudů a snímače na principu Hallovy sondy.

### 3.1 Měřicí transformátor proudu

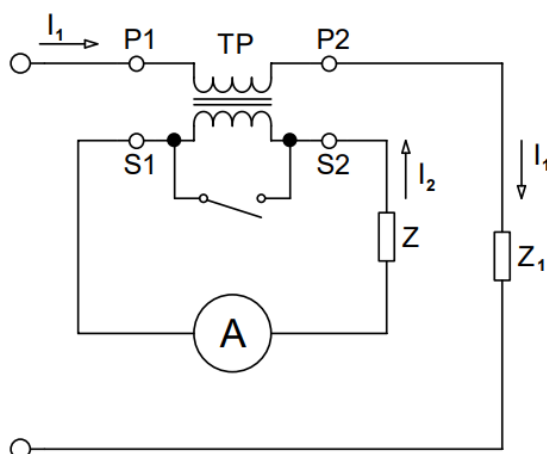
Transformátor proudu pracuje na principu Faradayova indukčního zákona - při časové změně magnetického toku, který prochází plochou závitu, dochází k indukci elektrického proudu v závitě. [17]

Privádíme do primárního vinutí střídavé napětí (AC), a protože je obvod uzavřen, tak ním prochází střídavý proud, a ten začne vytvářet kolem primární cívky magnetické pole, které je charakterizováno střídavým magnetickým tokem. Tento tok se uzavírá převážně feromagnetickým jádrem transformátoru a svými účinky tak zasahuje vinutí sekundární cívky. Vlivem časové změny magnetického toku se v sekundárním vinutí indukuje střídavé napětí a teče střídavý proud. [17]

Primární vinutí je zapojeno do série s daným obvodem, jehož proud  $I_1$ , který je určen zátěží  $R_Z$ , se transformuje do sekundárního obvodu. To je důvodem, proč tyto přístroje mají charakteristické vlastnosti transformátorů sériových na rozdíl od výkonových a napětových transformátorů, které mají charakteristické vlastnosti transformátorů připojených paralelně k primárnímu obvodu. [17] [18]

Přístrojové transformátory proudu mají dvě pracovní oblasti, a to oblast provozní a nadproudovou. V provozní oblasti pracuje transformátor za normálního provozu v síti a v oblasti nadproudové při přetížení a poruchových stavech (zkratech) v síti. Hranici mezi oběma tvoří krajní provozovací proud, který může trvale procházet primárním vinutím, aniž by byla překročena maximální teplota jakékoliv části transformátoru. Přesnost proudového transformátoru v pracovní oblasti je charakterizována jeho třídou přesnosti, v nadproudové oblasti pak nadproudovou charakteristikou a nadproudovým číslem. U měřicího transformátoru proudu se kryje provozní oblast s měřicím rozsahem, tj. s rozsahem hodnot primárního proudu, v němž jsou stanoveny dovolené chyby pro účely měření. [17] [18]

Obr. 3.1: Příklad zapojení měřicího transformátoru proudu do obvodu [17]



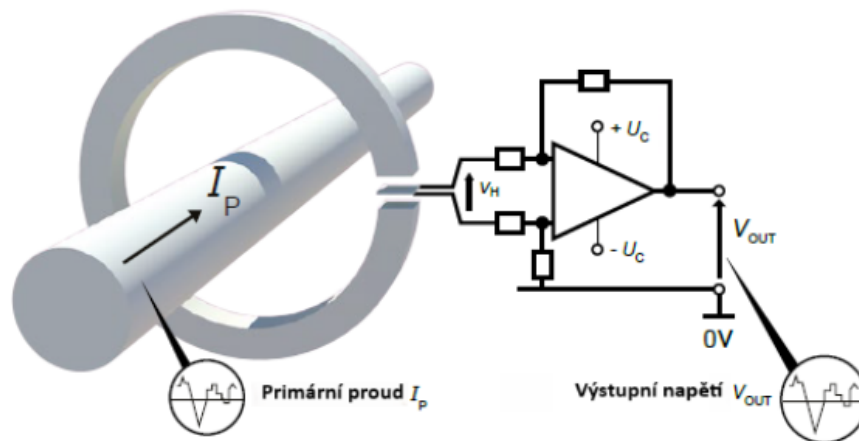
### 3.2 Snímače na principu Hallovy sondy

Hallův snímač proudu je elektronické zařízení, které měří proud protékající vodičem pomocí jevu zvaného Hallův efekt. Hallův efekt je fyzikální princip, při kterém se na vodiči vytváří rozdíl napětí, známé jako Hallovo napětí, když je vystaven magnetickému poli kolmému ke směru toku proudu. Proudové senzory s Halloovým efektem využívají tento jev k přesnému měření velikosti proudu, který vodičem protéká, aniž by bylo nutné přímé elektrické spojení s měřeným obvodem. Využívá se dvou zapojení open loop (otevřená smyčka) a closed loop (uzavřená smyčka). [20] Technologie s využitím Hallovy sondy v otevřené smyčce je využita především u snímačů s menšími požadavky na přesnost a dynamiku měření. Magnetický tok vytvářený primárním proudem je koncentrován v magnetickém obvodu snímače. Jeho velikost je měřena ve vzduchové mezeře magnetického obvodu s využitím Hallovy sondy. Signál z Hallovy sondy je zesílen tak, aby bylo dosaženo úměry mezi primárním proudem a napětím na výstupu snímače. Časový průběh výstupního napětí tak kopíruje časový průběh primárního proudu. [19] U snímačů s uzavřenou smyčkou je jádro snímače doplněno o kompenzační vinutí, které svou polaritou potlačuje magnetický tok vytvářený primárním vodičem. Hallova sonda v tomto případě slouží k měření výsledného pole tvořeného rozdílem pole primárního vodiče a pole kompenzačního vinutí. Při vyrovnání těchto magnetických polí v jádře tak prochází kompenzačním vinutím proud vázaný na primární proud počtem závitů kompenzační cívky. Tento proud na výstupu snímače reprezentuje průběh a velikost primárního proudu, takže snímač se chová jako transformátor proudu již od stejnosměrných hodnot proudu. [19]

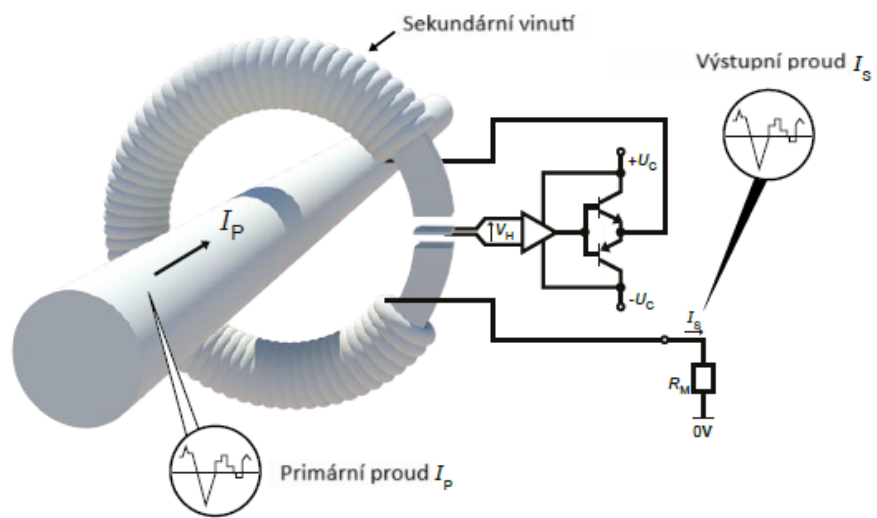
Hlavními rozdíly mezi uzavřenou a otevřenou smyčkou jsou tedy šířka pásma a rozdíl v přesnosti. Z mikroskopického pohledu se magnetické pole ve vzduchové mezeře stále pohybuje blízko nulového toku. Protože se magnetické pole mění jen velmi málo, může být frekvence těchto změn vyšší. Díky tomu má Hallův senzor s uzavřenou smyčkou rychlou odezvu. Skutečné šířky pásma těchto senzorů potom běžně přesahují 100 kHz. Naproti tomu senzory s otevřenou smyčkou mají obvykle užší šířku pásma. Běžná šířka pásma u takových senzorů je přibližně 3 kHz. [20]

Přesnost výstupu na sekundární straně Hallova senzoru s otevřenou smyčkou je úměrná intenzitě magnetické indukce ve vzduchové mezeře magnetického jádra. Jádro je vyrobeno z materiálů s vysokou magnetickou permeabilitou, které přirozeně vykazují nelinearitu a hysterezi. Kvůli těmto vlastnostem má otevřená smyčka obvykle horší linearitu a to znamená, že výstup se liší při rostoucím a klesajícím signálu na primární straně. Přesnost těchto senzorů je typicky horší než 1 %. [20]

Naopak Hallův senzor s uzavřenou smyčkou pracuje ve stavu nulového magnetického toku, takže nelinearita a hystereze jádra nemají vliv na výstup. Díky tomu je dosaženo lepší linearity a vyšší přesnosti. Přesnost těchto senzorů může běžně dosahovat 0,2 %. [20]



Obr. 3.2: Principiální schéma snímače s otevřenou smyčkou [21]



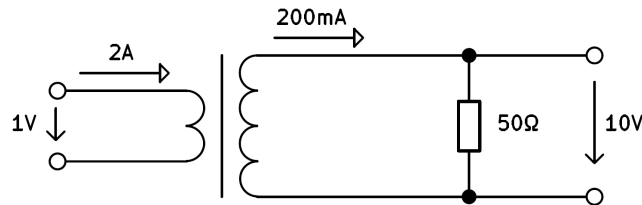
Obr. 3.3: Principiální schéma snímače s uzavřenou smyčkou [21]

## 4 Realizace snímače

### 4.1 Měřicí transformátor proudu s feritovým jádrem

Návrh transformátoru proudu vycházel z jednoduché úvahy. Primárním vinutím bylo vyžadováno, aby procházel proud přibližně 2 A a následně se transformoval na 200 mA. Požadavek na výstupní napětí bylo 10 V a proto byl přidán rezistor o hodnotě 50 Ω. Z tohoto návrhu jsme schopni vypočítat poměr závitů primáru a sekundáru podle rovnice 4.1.

$$K = \frac{N_2}{N_1} = \frac{I_1}{I_2} = \frac{2}{0,2} = 10 \quad [-] \quad (4.1)$$



Obr. 4.1: Schéma návrhu přípravku transformátoru proudu

Z rovnice 3.1 byl získán transformační poměr pro závity, díky kterému bylo možné správné zvolení závitů na straně primárního a sekundárního vinutí. Pro naše účely bylo tedy zvoleno 10 závitů na primárním vinutí a 100 závitů na sekundárním vinutí.

#### 4.1.1 Výběr jádra

Žádný přístroj nepracuje se 100% přesností, a musí se proto stanovit chybu měření, kterou jsme schopni tolerovat. Tato chyba se odvíjí od zvoleného typu jádra a délky impulzu. Naše první volba jádra připadla na toroidní jádro T2010 CF 138 Al 2900.

Pro naše výpočty uvažujeme délku impulzu  $t = 50 \mu s$ . Dále je nutné vypočítat indukčnost daného jádra, jako je naznačeno v rovnici 3.2, kde  $Al$  dosazujeme v nH, podle katalogu.

$$L = N_2^2 \cdot Al = 10000 \cdot 2900 \cdot 10^{-9} = 29 \text{ mH} \quad (4.2)$$

$$\Delta I = \frac{1}{L} \int u dt = \frac{1}{29 \cdot 10^{-3}} \cdot 10 \cdot 50 \cdot 10^{-6} = 17 \text{ mA} \quad (4.3)$$

Při použití tohoto jádra vychází chyba měření přibližně 8%, a to není vyhovující. Proto byly zpracovány další dva návrhy pro jiná toroidní jádra, která byla k dispozici.

#### **Toroidní jádro T2007 CF265 Al 4800**

$$L = N_2^2 \cdot Al = 10000 \cdot 4800 \cdot 10^{-9} = 48 \text{ mH} \quad (4.4)$$

$$\Delta I = \frac{1}{L} \int u dt = \frac{1}{48 \cdot 10^{-3}} \cdot 10 \cdot 50 \cdot 10^{-6} = 10,4 \text{ mA} \quad (4.5)$$

#### **Toroidní jádro T2510 CF265 Al 5100**

$$L = N_2^2 \cdot Al = 10000 \cdot 5100 \cdot 10^{-9} = 51 \text{ mH} \quad (4.6)$$

$$\Delta I = \frac{1}{L} \int u dt = \frac{1}{51 \cdot 10^{-3}} \cdot 10 \cdot 50 \cdot 10^{-6} = 9,8 \text{ mA} \quad (4.7)$$

Ze získaných výpočtů jsme posoudili možnou nejlepší (nejmenší) chybu měření u typu jádra a to je T2510 CF265 Al 5100 s chybou přibližně 4,9%.

### **4.1.2 Realizace transformátoru proudu**

Pro realizaci transformátoru máme vše potřebné a zbývá pouze vybrat vhodné vodiče. Pro sekundární vinutí byl zvolen vodič s průřezem  $S = 0,2 \text{ mm}^2$ , a protože na primárním vinutí je pouze 10 závitů, bylo nutno použít větší průřez vodiče, a to sice  $S = 1,5 \text{ mm}^2$ . Kompletní seznam použitých komponent:

- Toroidní jádro T2510 CF265 Al 5100
- Vodič na sekundárním vinutí,  $S = 0,2 \text{ mm}^2$
- Vodič na primárním vinutí,  $S = 1,5 \text{ mm}^2$

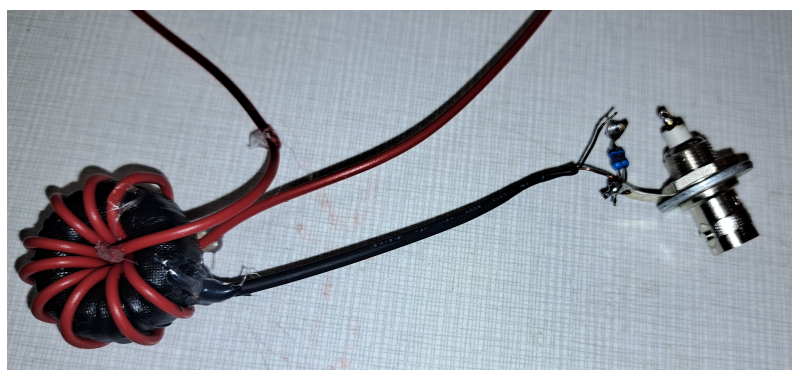
### **4.1.3 Fyzická realizace**

Po úspěšné fyzické realizaci transformátoru proudu je potřebné připojit k sekundárnímu vinutí rezistor s hodnotou  $50 \Omega$ . Tato hodnota nebyla dostupná, a proto jsme spojili dva rezistory s hodnotou  $100 \Omega$  paralelně. Každý z dostupných rezistorů ovšem nemá přesně  $100 \Omega$ , a je tedy nutné změřit tyto hodnoty a použít nejvhodnější hodnoty, abychom docílili co nejlepšího výsledku.

Obr. 4.2: Navinutý transformátor proudu



V našem případě to byly hodnoty odporů  $R_1 = 99,90 \Omega$ ,  $R_2 = 99,86 \Omega$ . Dané odpory byly připájeny k vývodům transformátoru a zároveň ke konektoru, který slouží k připojení do osciloskopu.

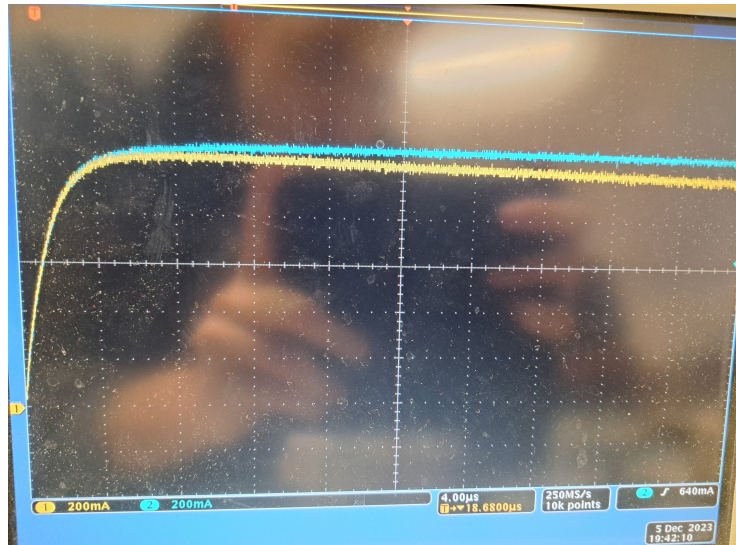


Obr. 4.3: Kompletní zrealizovaný přípravek transformátor proudu

#### 4.1.4 Testovací měření

Testovací měření mělo za úkol ověření správné funkčnosti vyrobeného měřicího transformátoru. Měření probíhalo za stanovených parametrů, které jsou na obr. 4.1, a jedinou změnou byla délka měřeného pulzu, která je  $40 \mu\text{s}$ . Měření probíhalo na osciloskopu Tektronix DPO 4054. Jako zdroj pulzů byl zvolen vysokonapěťový pulzní zdroj stejnosměrného napětí.

Z obr. 4.4 lze vidět, že je zde patrná chyba, se kterou jsme ale počítali. Pomocí kurzorů na osciloskopu jsme tuto chybu byli schopni určitě přesně, a to na  $80 \text{ mA}$ . Abychom mohli výsledky porovnat korektně, musíme změnit délku pulzu v rovnici 4.7.



Obr. 4.4: Snímek osciloskopu z testovacího měření, žlutá - transformátor proudu, modrá - proudová sonda

$$\Delta I = \frac{1}{L} \int u dt = \frac{1}{51 \cdot 10^{-3}} \cdot 10 \cdot 40 \cdot 10^{-6} = 7,8 \text{ mA} \quad (4.8)$$

Vypočtená chyba činí 7,8 mA, což je oproti 80 mA stále hodně. Je ovšem potřeba si uvědomit, že měření probíhalo na primárním vinutí a výpočty jsou na sekundárním vinutí. Z tohoto plyne, že chyba na primárním vinutí musí být podle transformačního poměru  $K$  10x větší než na sekundárním vinutí. Konečná hodnota vypočtené chyby tedy činí 78 mA, což je hodnota, která je velmi blízko 80 mA a lze tedy říci, že funkčnost transformátoru proudu s feritovým jádrem je ověřena.

## 4.2 Snímač proudu s Hallovy sondou

### 4.2.1 Výběr proudového snímače

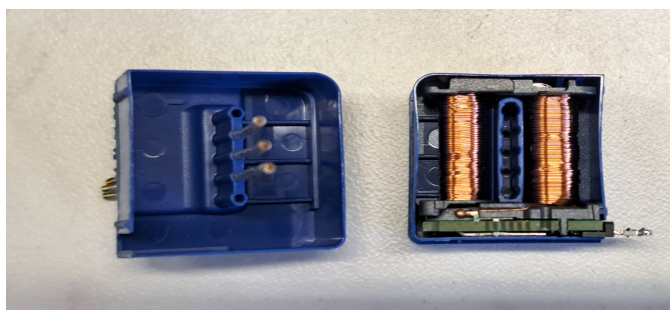
Z důvodu velké chyby transformátoru proudu bylo vyzkoušeno použít snímač na principu Hallovy sondy. Z dostupných proudových čidel jsme vybrali výrobce LEM, který nabízí velkou možnost výběru a to hned pro několik proudových kategorií. Jak bylo popsáno výše, máme dva typy snímačů a to s otevřenou a uzavřenou smyčkou. Naše měření chceme ovšem co nejpřesnější pro malé proudy, a proto jsme zvolili smyčku uzavřenou. Zároveň budeme chtít co nejmenší měřicí rozsah, a proto připadají v úvahu pouze čidla LEM 6-NP, jež mají rozsah -20 až 20 A. Dále bylo rozhodnuto pro novější řadu, ve které předpokládáme nejlepší možné výsledky, jelikož se jedná o novější technologie. Z dostupných řad výrobce jsme tedy zvolili snímač proudu LESR 6-NP, z roku 2023.



Obr. 4.5: Snímač proudu LESR 6-NP [22]

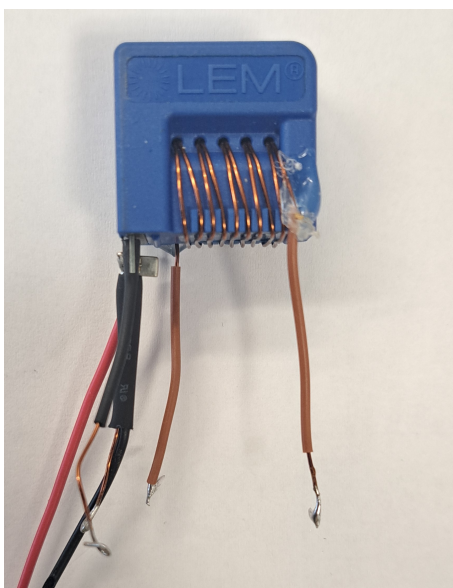
### 4.2.2 Úprava proudového snímače

Podle uvedených informací výše, náš model má měřicí rozsah -20 až 20 A, který je pro naše potřeby příliš velký, a proto je nutné udělat úpravu. Daný rozsah je dle datasheetu pro 1 závit. [22] Tímto je zřejmé, že pokud navineme 10 závitů, daný rozsah se 10x zmenší na -2 až 2 A, a dostaneme se do potřebné hodnoty.



Obr. 4.6: Rozdělaný snímač LESR 6-NP

Obr. 4.7: Kompletní upravený snímač LESR 6-NP



### 4.3 Měřicí transformátor proudu s jádrem Nanoperm

Po prvním návrhu transformátoru jsme ověřili jeho chybu měření, která je ovšem stále příliš velká, a tedy zkusíme druhý pokus v podobě nového MTP.

Musíme se zaměřit na parametry, které nám určují chybu. Z rovnic 4.4 - 4.7 lze usoudit, že by opětovná změna jádra dokázala chybu opět snížit, avšak z podobných jader by rozdíl nemusel být dostačující.

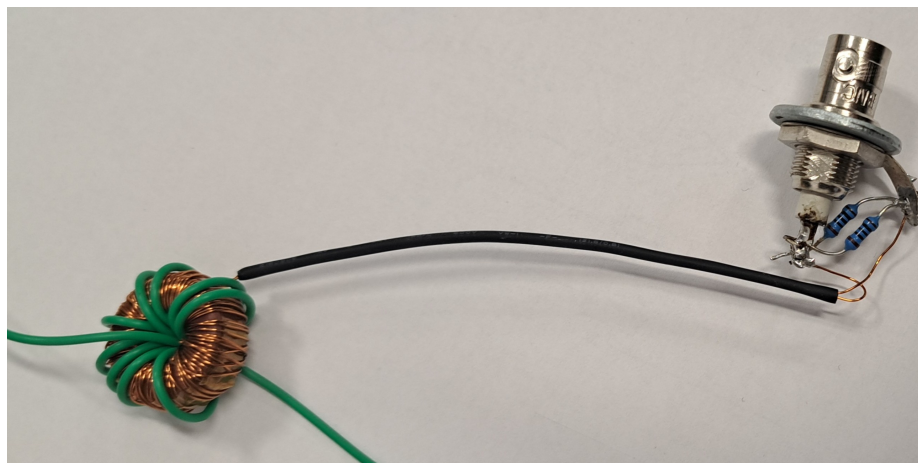
Důraz přišel tedy na toroidní jádra od výrobce Magnetec, který dokáže zajistit vysokou hodnotu  $Al$ . Z daných jader, která jsme měli k dispozici, jsme vybrali jádro Magnetec M-060-02. Toto jádro má dle datasheetu rozsah  $30-60 \mu H$ . [23] Pro výpočty použijeme prostřední hodnotu, a následně po navinutí změříme hodnotu indukčnosti.

Realizace druhého MTP tedy probíhala zcela identicky jako při prvním, akorát s doplňujícím měřením indukčnosti, které dosáhlo hodnoty  $384 \text{ mH}$ , přičemž tento rozdíl jsme schopni zanedbat. Následně byl připojen odpor k sekundárnímu vinutí, abychom dosáhli potřebného napětí. Hodnota  $50 \Omega$  stále nebyla k dispozici, a proto byl opět zvolen postup pro paralelní spojení dvou odporů s hodnotami  $R_1 = 99,95 \Omega$ ,  $R_2 = 99,90 \Omega$ .

$$L = N_2^2 \cdot Al = 10000 \cdot 45000 \cdot 10^{-9} = 450 \text{ mH} \quad (4.9)$$

$$\Delta I = \frac{1}{L} \int u dt = \frac{1}{0,45} \cdot 10 \cdot 50 \cdot 10^{-6} = 1,1 \text{ mA} \quad (4.10)$$

Podle rovnice 4.10 je chyba magnetizačního proudu 1,1 mA na sekundárním vinutí. Zákonitě na primárním vinutí bude tedy chyba dle transformačního poměru 11 mA, která odpovídá 0,5% z 2 A.



Obr. 4.8: MTP s jádrem Nanoperm M-060

## 5 Měřicí pracoviště

### 5.1 Návrh a vývoj měřicího pracoviště

Návrh pracoviště vychází z požadavků na měření. Na obr. 4.4 lze vidět impulz, podobný tomu, který chceme zobrazit pomocí našich upravených čidel najednou a následně je porovnat mezi sebou. Tento pulz byl vygenerován pomocí vysokonapěťového zdroje stejnosměrného napětí, viz obr. 5.1

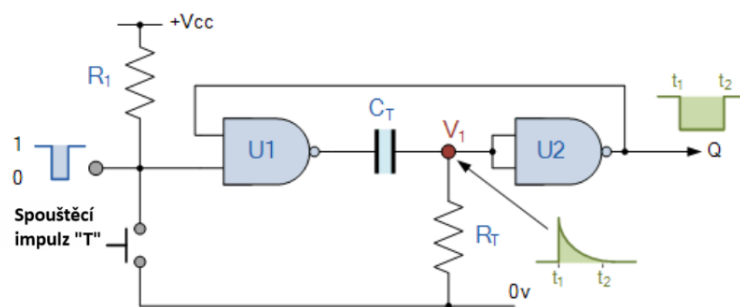


Obr. 5.1: Vysokonapěťový pulzní zdroj stejnosměrného napětí

Problémem nastává samotná délka impulzu, která je pro naše potřeby příliš velká, a proto se ji pokusíme upravit. Rozhodli jsme se pro upravenou délku  $10 \mu s$ .

Bylo navrženo řešení pomocí monostabilního klopného obvodu (MKO). Tento klopný obvod má jednu stabilní polohu, ze které může obvod vyvést vnější vstup (v našem případě zmáčknutí tlačítka, které přivede na vstup obvodu proudový impulz). Po překlopení do nestabilní polohy obvod setrvává v překlopeném stavu po určený čas (definován parametry součástek), po němž se opět vrátí do stabilního stavu, kde vyčkává dalšího vstupu. [24] Pro zrealizování tohoto obvodu jsme použili návrh pomocí hradel NAND, který je ukázán na obr. 5.2

Obr. 5.2: Principiální schéma MKO realizované hradly NAND [25]



Princip výše uvedeného obvodu je následující. Předpokládejme, že spouštěcí impuls je udržován pomocí rezistoru  $R_1$  na logické 1 a tím výstup prvního hradla U1 bude logická 0. Časovací rezistor je připojen k zemi, která se rovná logické 0, a tím se kondenzátor zcela vybije. To má za následek, že výstup U1 a spojovací bod V1 se rovnají logické 0, která je přivedena na vstup hradla U2, jenž je zapojen jako invertor. Výstupem je logická 1, jež je připojena na jeden vstup hradla U1, aby poskytla kladnou zpětnou vazbu. Časovacím kondenzátorem neprotéká žádný proud a dochází ke stabilnímu stavu obvodu, dokud není přiveden spouštěcí impuls pomocí tlačítka.

Pokud tlačítko zmáčkeme, přivedeme na vstup záporný impuls. Výstup z prvního hradla bude logická 1 a protože napětí kondenzátoru nemůže okamžitě změnit svůj stav, způsobí to, že spojovací bod V1 a vstup hradla U2 přejdou do logické 1, která zapříčiní změnu výstupu hradla U2 v logickou 0.

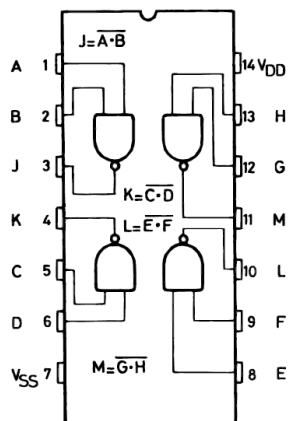
Kondenzátor se začne díky výstupu z hradla U1 nabíjet s časovou konstantou  $\tau$  danou kombinací rezistoru a kondenzátoru. Proces nabíjení trvá, dokud nabíjecí proud není schopen udržet vstup U2 a V1 na logické 1. Ve chvíli, kdy toto nastane, výstup U2 se přepne zpět do logické 1, což způsobí, že výstup U1 přejde v logickou 0 a kondenzátor se vybije díky vlivu rezistoru  $R_T$  a obvod se dostane zpět do stabilního stavu.[25]

Časová konstanta  $\tau$  nám udává naši délku impulsu, kterou chceme. Ta se počítá podle rovnice 5.1, a použijeme ji dále v realizaci.

$$\tau = \ln(2) \cdot RC \text{ [s]} \quad (5.1)$$

Pro naši realizaci MKO použijeme dostupný integrovaný obvod HCF4011B obsahující 4 hradla NAND.

Obr. 5.3: Integrovaný obvod HCF4011B [26]



Výstupem z MKO je tedy náš upravený impuls napětí, který chceme zobrazit. Pro jeho korektní zobrazení jsme se rozhodli pro spojení dvou tranzistorů. Z dostupných tranzistorů jsme použili BC 327 (PNP) a BC 337 (NPN). Při kladné polaritě vstupního napětí se nám otevře tranzistor NPN a na výstup nám přivede napájecí napětí snížené o rozdíl mezi báze-emitor. Pokud bychom na vstupu měli záporné nebo nulové napětí, otevře se tranzistor PNP, který nám svede veškerý proud na výstupu na zem a tím bude napětí na výstupu rovno přechodu emitor-báze. Toto napětí na přechodu je důležité pro jejich otevření.

Toto zapojení slouží k úpravě výstupní impedance hradla NAND. Samotné hradlo má totiž vysoký výstupní odpor a kdybychom ho připojili přímo k MOSFETu, jeho vstupní kapacita by se nabíjela přes daný odpor a samozřejmě deformovala výsledný impuls (dlouhá náběžná a sestupná hrana).

## 5.2 Fyzická realizace měřicího pracoviště

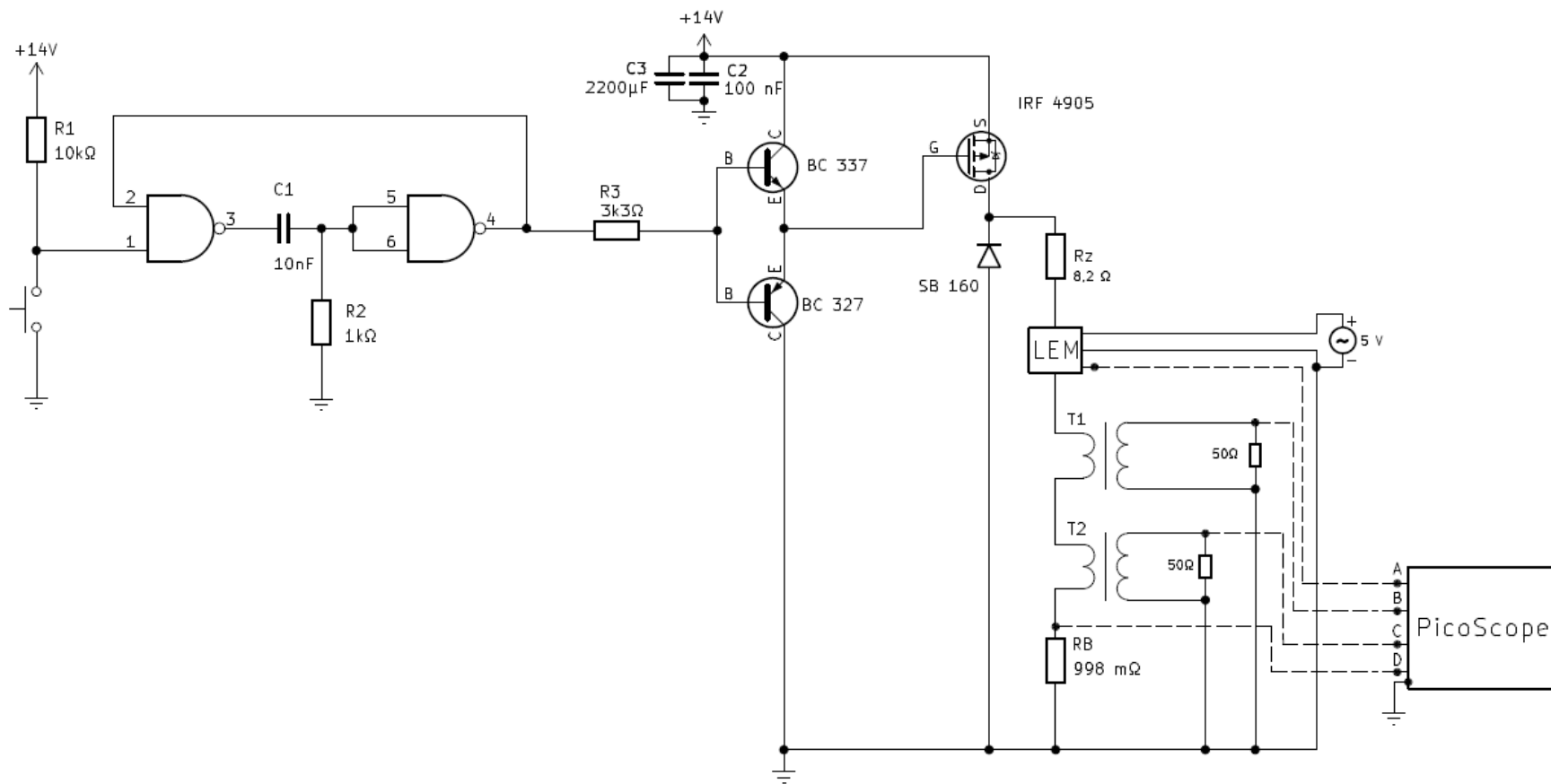
Před samotnou realizací musíme ještě určit dobu trvání impulzu. Jak bylo již popsáno výše, zvolili jsme délku  $10 \mu s$ , kterou by bylo ovšem obtížné s dostupnými součástkami přesně docílit. Parametry součástek pro určení nové délky impulzu jsme tedy zvolili  $R = 1 k\Omega$  a  $C = 10 nF$  a dosadili do rovnice 5.1:

$$\tau = \ln(2) \cdot 1000 \cdot 10 \cdot 10^{-9} = 6,93 \mu s \quad (5.2)$$

Tato délka impulzu je pro naše potřeby dostatečná a můžeme tedy fyzicky zrealizovat měřicí pracoviště, podle schématu na obr. 5.4. Seznam všech použitých součástek je popsán v tabulce 5.1.

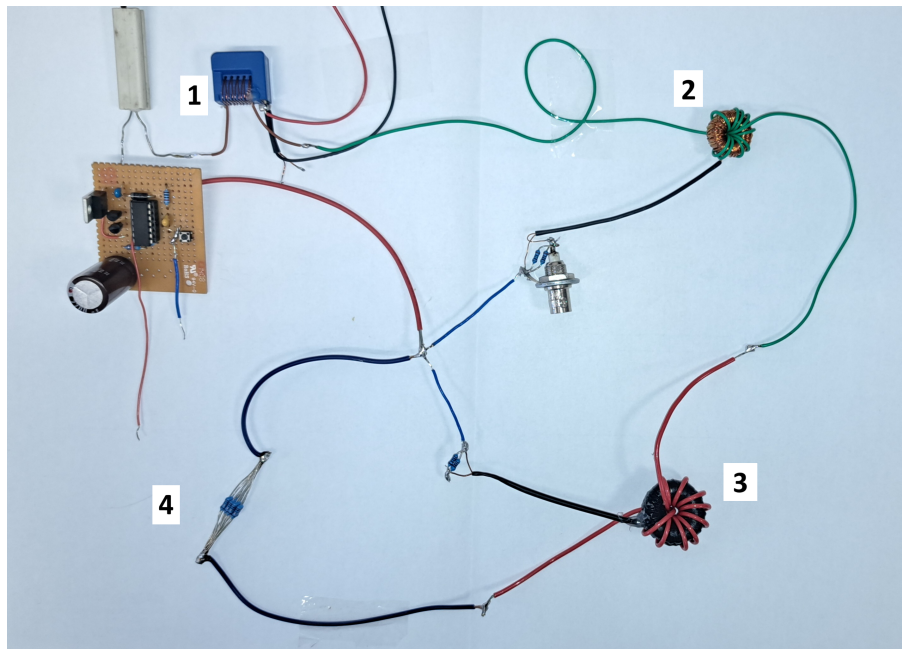
	Název součástky	Množství
1	HCF4011B	1
2	Tranzistor BC327	1
3	Tranzistor BC337	1
4	Tranzistor MOSFET IRF 4905	1
5	Schottkyho dioda SB160	1
6	KLS TS4501-3.8-180 mikrospínač	1
7	Kondenzátor 10nF	1
8	Kondenzátor 100nF	1
9	Kondenzátor $2200\mu F$	1
10	Rezistor $1k\Omega$	1
11	Rezistor $3k3\Omega$	1
12	Rezistor $10k\Omega$	1

Tab. 5.1: Součástky použité na fyzickou realizaci

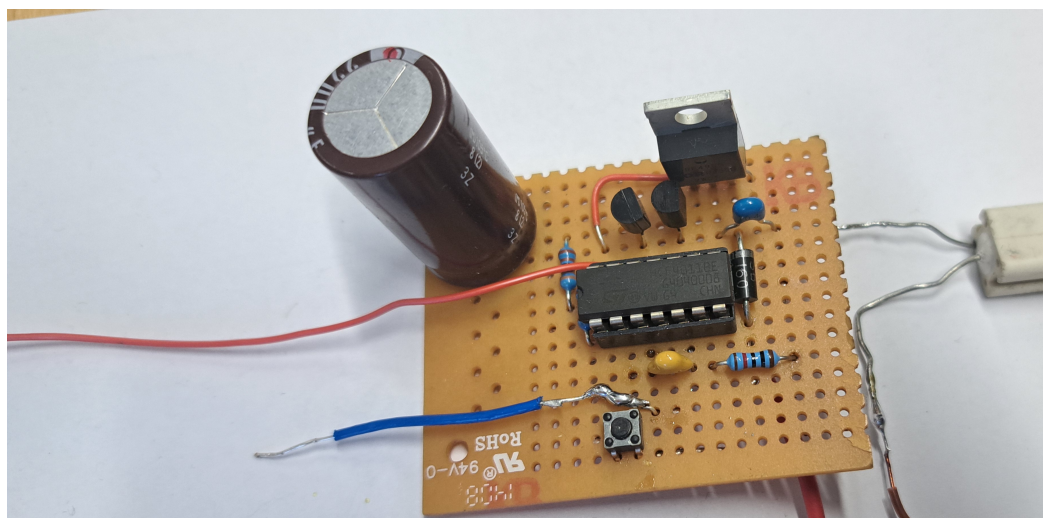


Obr. 5.4: Schéma přípravku pro testování

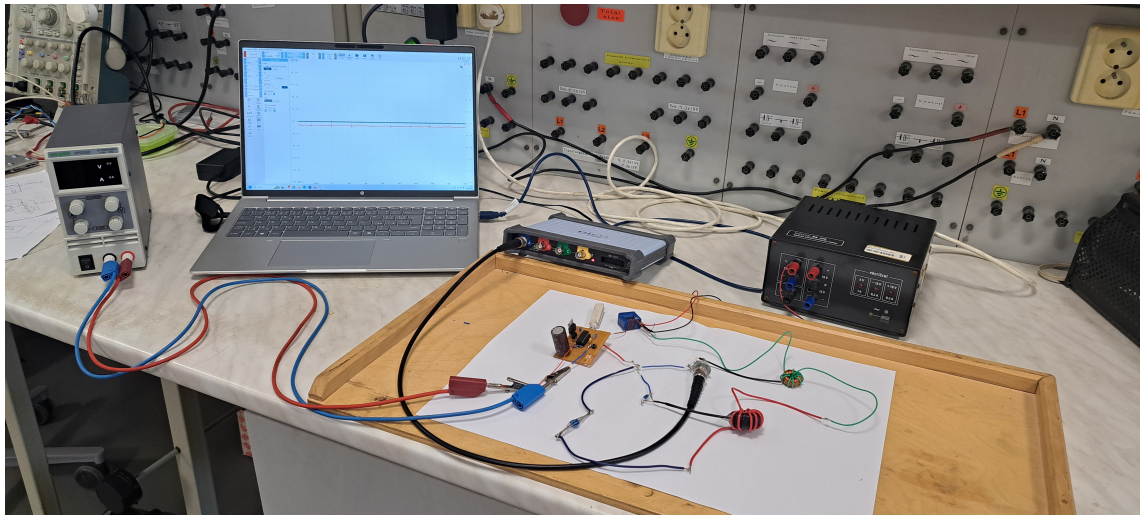
Finální realizace měřicího přípravku je ukázána na obrázku níže, přičemž 1) Proudové čidlo na principu Hallovy sondy LEM, 2) Měřicí transformátor proudu s jádrem NanoPerm, 3) Měřicí transformátor proudu s feritovým jádrem, 4) Bočník s celkovým odporem  $998\text{ m}\Omega$ . Dále lze vidět na obr. 5.7 kompletní měřicí pracoviště.



Obr. 5.5: Zkompletovaný měřicí přípravek



Obr. 5.6: Detailní pohled na osazenou desku



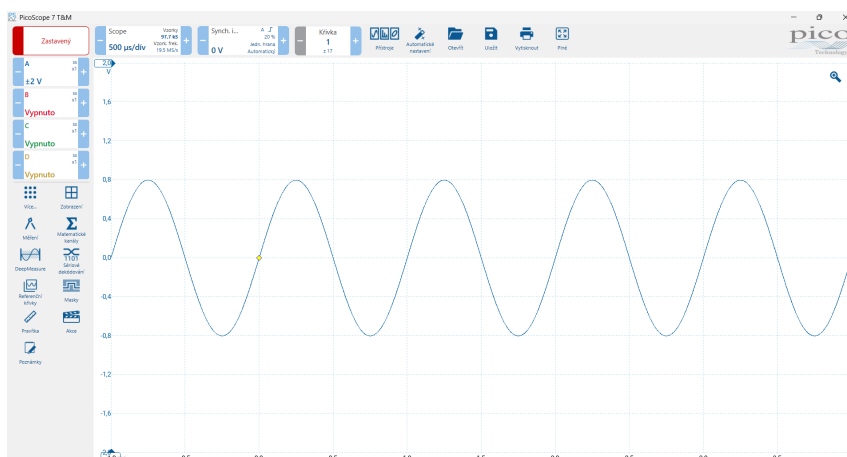
Obr. 5.7: Zkompletizované měřicí pracoviště

## 6 Ověření funkce snímačů

Pro testovací měření a ověření správnosti našich upravených proudových čidel jsme použili měřicí kartu PicoScope 5000 Series (SAP:001000334053), která slouží jako čtyřkanálový osciloskop. Zobrazení průběhů dále probíhalo pomocí speciálního programu PicoScope 7 T&M. Toto rozhraní lze vidět na obr. 6.1 a program nám taktéž umožňuje export dat. Pro vykreslení grafu jsme tedy data exportovali do Microsoft Excel, který jsme zároveň použili i pro jejich vykreslení.

Pro napájení obvodu byl zvolen zdroj stejnosměrného napětí wanptek KPS305D. Jak bylo popsáno výše, snímač LEM potřebuje své vlastní napájení, a proto jsme použili školní stabilizovaný zdroj TESLA BK 125 (SAP:001000003562), který nám bude do snímače dodávat 5 V.

Na obr. 5.4 lze vidět, že námi vytvořené snímače jsou zapojeny do série s odporem  $R_Z$  o hodnotě  $8,2 \Omega$ , který reprezentuje budoucí vzorek tkáně. Podle zadání vedoucího bylo rozhodnuto provést celkem tři měření pro odlišné délky impulsu a to sice pro  $7 \mu s$ ,  $47 \mu s$  a  $70 \mu s$ . Napětí dodávané stejnosměrným zdrojem bylo při všech měřeních stejné a to sice 14 V.



Obr. 6.1: Ukázka zobrazovacího rozhraní PicoScope 7

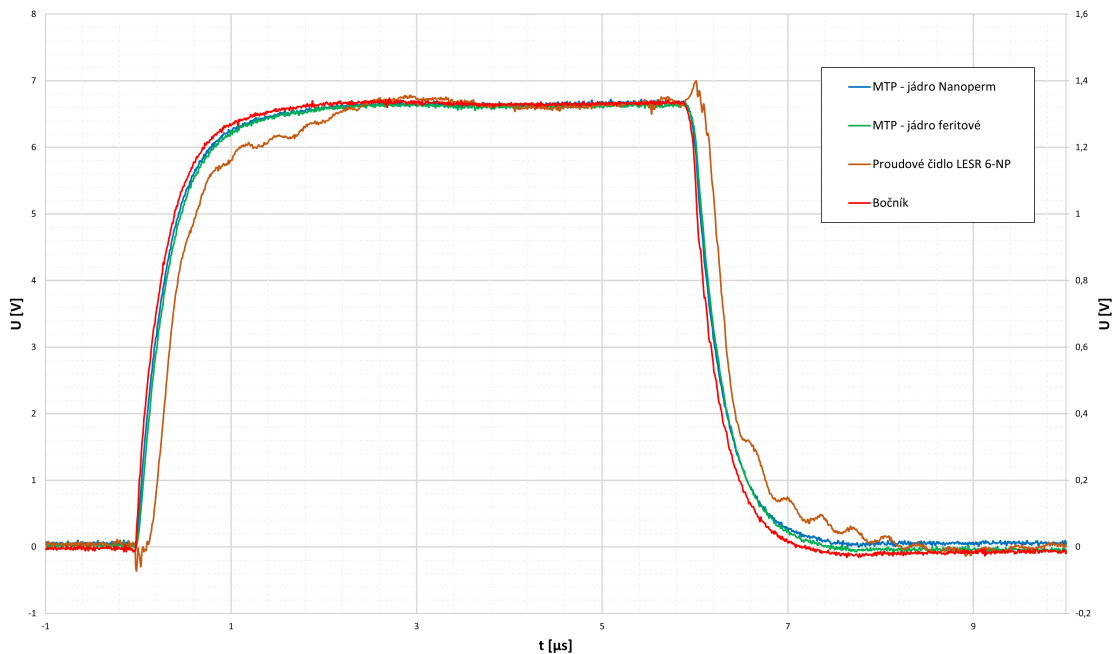
## 6.1 Testovací měření funkce snímačů

Naše první měření mělo za cíl ověřit správnou funkčnost celého pracoviště, správné zobrazení délky impulzu a rovněž i porovnat vypočtené chyby měření se skutečnou chybou.

Měření probíhalo se všemi připojenými sondami k daným prvkům obvodu, jak je naznačeno na obr. 5.4. Ve schématu i ve skutečné realizaci je taktéž zahrnut měřicí prvek bočník, jehož účel je vytvořit přesnou referenci napětí, od které se budou porovnávat průběhy z našich proudových snímačů.

Průběh prvního měření je zobrazen na obr. 6.2, ze kterého můžeme vidět správnou funkci monostabilního klopného obvodu, jenž nám upravil impulz podle očekávání dle rovnice 5.2. Rovněž můžeme vidět, že měřicí transformátory proudu při takto krátkém impulzu měří přibližně stejně, avšak je zde patrný rozdíl mezi nimi a bočníkem, který se ke konci impulzu ztrácí. Po bližším zkoumání grafu lze vidět, že MTP s jádrem NanoPerm měří lépe než transformátor s jádrem feritovým. Proudové čidlo na principu Hallovy sondy ovšem neměří zcela přesně, a tuto chybu si popíšeme podrobněji u dalšího měření.

Chybu měření zde porovnávat nebudeme, jelikož se jedná o velmi krátký impulz, ve kterém není rozdíl natolik patrný a došlo by ke zkreslení výsledků.



Obr. 6.2: Změřený napěťový impulz o délce 7  $\mu$ s

Pro druhé měření musela nastat změna parametrů součástek. Abychom docílili delšího impulzu, byl rezistor  $R_2$  ( $1k\Omega$ ) nahrazen rezistorem s celkovým odporem  $6800\ \Omega$ . Délka impulzu se náležitě změní podle rovnice 5.1 na  $47\ \mu s$ , která je pro následné měření ideální.

Měření dále probíhalo stejně jako první, akorát tedy pro delší impulz, který je zobrazen na obr. 6.4, ze kterého lze vidět dané chyby měřicích prvků.

Z grafu lze vidět, že MTP s jádrem NanoPerm téměř kopíruje průběh na bočnicku, ale samozřejmě není naprosto přesný. MTP s feritovým jádrem se při delším impulzu už začíná jevit poměrně nepřesným prvkem dle očekávání, které je způsobeno přesyčováním jádra. U proudového snímače LESR 6-NP lze oproti obr. 6.2 pozorovat větší nepřesnosti. Na začátku totiž poměrně nepřesně zobrazuje hranu pulzu, jehož průběh se s delším časem zpřesní a následně čidlo začne selhávat v podobě narůstajícího napětí. Tato chyba je způsobena samotným čidlem. V datasheetu snímače LESR 6-NP lze totiž nalézt průběh, který udává jeho nepřesné měření při takto malé délce impulzu, viz obr. 6.3.

Dále jsme díky delšímu impulzu nyní schopni odečíst chyby měření a porovnat je s našimi teoretickými. Do vztahů 4.8, 4.10 pro MTP dosadíme pouze upravenou délku impulzu a napětí na primárním vinutí, které činí  $8,5\ V$ .

### Chyba MTP s feritovým jádrem

$$\Delta I = \frac{1}{L} \int u dt = \frac{1}{51 \cdot 10^{-3}} \cdot 8,5 \cdot 47 \cdot 10^{-6} = 7,8\ mA \quad (6.1)$$

Vypočtená chyba na sekundárním vinutí je tedy  $7,8\ mA$ , která odpovídá podle transformačního poměru chybě na primárním vinutí  $78\ mA$ .

Z grafu jsme schopni odečíst rozdíl mezi bočnickem a MTP s feritovým jádrem, který se rovná dvěma dílkům, které představují  $0,4\ V$ . Toto napětí podělíme odporem na sekundárním vinutí a vyjde nám chyba magnetizačního proudu z měření.

$$\Delta I_{změř} = \frac{\Delta U}{R} = \frac{0,4}{50} = 8\ mA \quad (6.2)$$

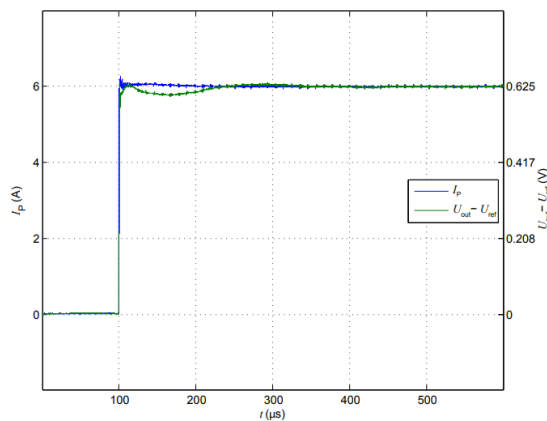
Vypočtená teoretická chyba měření tedy činí  $78\ mA$  a vypočtená skutečná chyba měření činí  $80\ mA$  na primárním vinutí transformátoru.

## Chyba MTP s jádrem Nanoperm

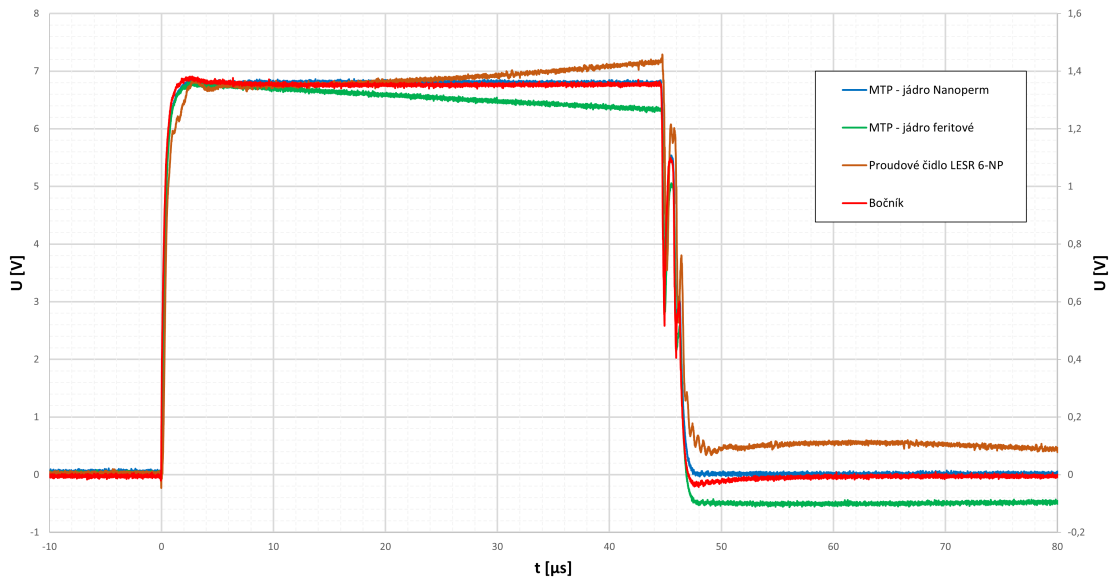
$$\Delta I = \frac{1}{L} \int u dt = \frac{1}{0,45} \cdot 8,5 \cdot 47 \cdot 10^{-6} = 0,8 \text{ mA} \quad (6.3)$$

$$\Delta I_{zm\check{e}r} = \frac{\Delta U}{R} = \frac{0,05}{50} = 1 \text{ mA} \quad (6.4)$$

U jádra Nanoperm nastává mírná odchylka, stejně jako je tomu u jádra s feritovým jádrem. Na primárním vinutí je opět chyba 10x větší a tudíž vypočtená chyba činí 8 mA a změřená 10 mA.



Obr. 6.3: Graf znázorňující zpoždění měřicího kroku čidla LESR 6-NP[22]



Obr. 6.4: Změřený napěťový impulz o délce 47  $\mu s$

Třetí měření probíhalo stejně jako druhé včetně úpravy délky impulzu. Byla zvolena délka  $70 \mu s$ , které dosáhneme opětovnou výměnou rezistoru  $R_2$ , jenž bude mít tentokrát hodnotu  $10 k\Omega$ .

Změřený impulz lze vidět na obr. 6.5, ze kterého je vidět prakticky stejný průběh jako v předchozím měření. MTP s jádrem Nanoperm opět téměř kopíruje průběh bočníku i při takovéto délce pulzu, a u MTP s feritovým jádrem je ještě více znatelnější přesycování jádra. Chyba měřicího snímače LESR 6-NP je zde ještě výraznější než v předchozím měření. Ve výše uvedeném obr. 6.3 lze vidět přesnou funkci daného čidla, která se principiálně shoduje s námi naměřeným průběhem. Abychom tedy dosáhli přesného měření, musel by být impulz výrazně delší, což je pro naše potřeby nevyhovující. Rovněž zde lze vyzorovat nežádoucí překmity na konci impulzu, jež se objevily i na obr. 6.4. Na naši práci nemají vliv, avšak pro budoucí měření je vhodné odstranit.

#### **Chyba MTP s feritovým jádrem**

$$\Delta I = \frac{1}{L} \int u dt = \frac{1}{51 \cdot 10^{-3}} \cdot 8,5 \cdot 70 \cdot 10^{-6} = 11,6 \text{ mA} \quad (6.5)$$

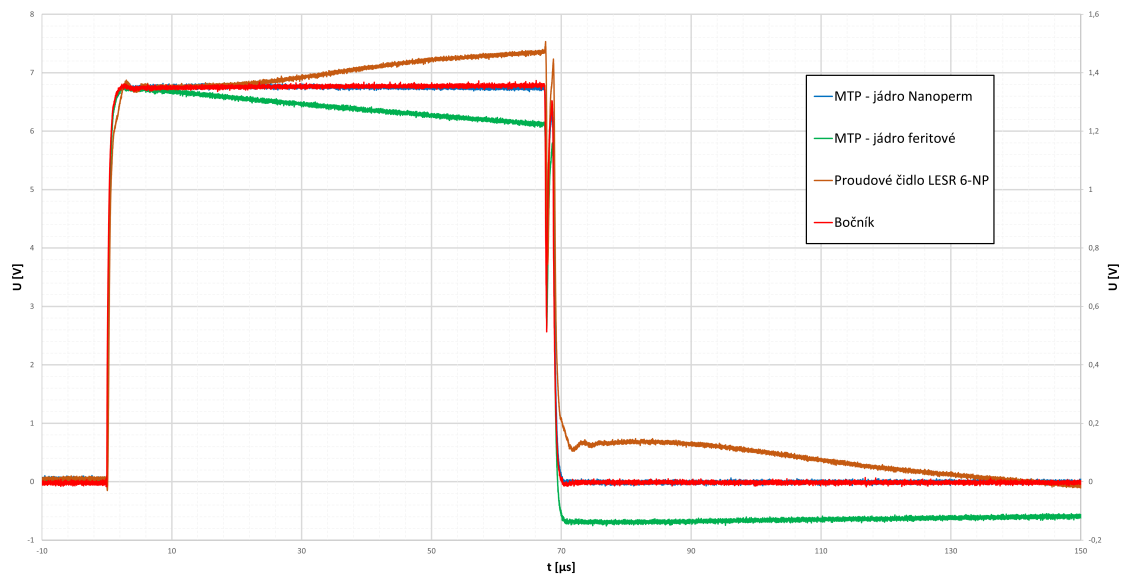
$$\Delta I_{změř} = \frac{\Delta U}{R} = \frac{0,6}{50} = 12 \text{ mA} \quad (6.6)$$

#### **Chyba MTP s jádrem Nanoperm**

$$\Delta I = \frac{1}{L} \int u dt = \frac{1}{0,45} \cdot 8,5 \cdot 70 \cdot 10^{-6} = 1,3 \text{ mA} \quad (6.7)$$

$$\Delta I_{změř} = \frac{\Delta U}{R} = \frac{0,08}{50} = 1,6 \text{ mA} \quad (6.8)$$

Námi vypočtené hodnoty v rovnicích 6.5 - 6.8, upravíme opět dle transformačního poměru, a tedy pro primární vinutí transformátoru proudu s feritovým jádrem bude vypočtená chyba  $116 \text{ mA}$  a změřená  $120 \text{ mA}$ . Pro MTP s jádrem Nanoperm bude vypočtená chyba činit  $13 \text{ mA}$  a změřená  $16 \text{ mA}$ . Chyby měřicích transformátorů proudů tedy potvrdily námi vypočtené teoretické hodnoty, které se lišily v řádech mA, a tím byla jejich správná funkčnost ověřena.



Obr. 6.5: Změřený napěťový impulz o délce  $70 \mu s$

# Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo vylepšení metody vyvinuté na UVEE a její následné zdokonalení v podobě realizace a následné implementace měřicího snímače malých proudů. Byly vytvořeny celkem 3 galvanicky oddělené snímače, a to měřicí transformátor proudu s feritovým jádrem, s jádrem Nanoperm a snímač založený na principu Hallovy sondy LESR 6-NP. Dále bylo vytvořeno schéma pracoviště pro měření a testování námi navržených čidel, které obsahuje univerzální desku plošných spojů s monostabilním klopným obvodem pro úpravu délky impulsu a jeho následné zpracování.

Dále proběhla 3 testovací měření pro tři délky impulsu a to 7, 47 a 70  $\mu s$ , která obsahovala ještě čtvrtý měřicí prvek bočník, který funguje jako reference pro přesné měření. Z vykreslených grafů a následných výpočtů lze následně vidět, že jádro s feritovým jádrem dosahuje chyby měření přibližně 5%. Při delším impulsu taktéž dochází k přesycení jádra. Tato chyba je pro přesné měření zcela nepřijatelná, a proto daný transformátor nebude dále použit.

Dalším problémovým čidlem se ukázal být snímač malých proudů LESR 6-NP, který díky své konstrukci nedokázal docílit přesného měření takto krátkých pulzů, což mimo jiné taktéž uvádí výrobce v datasheetu. Tato chyba je způsobena tím, že čidlo má špatnou impulzní odezvu, což ovlivňuje jeho schopnost přesně sledovat rychlé změny proudu. Při krátkých pulzech není tedy schopen dosáhnout požadované přesnosti, a proto ho nelze použít pro naše budoucí měření.

Posledním čidlem je měřicí transformátor proudu s jádrem Nanoperm, který díky své velké hodnotě  $A_1$  dosahuje chyby přibližně 0,5%. Z grafů je taktéž patrné, že čidlo prakticky kopíruje referenční prvek bočník, který dosahuje nejvyšší možné přesnosti, avšak není schopen zajistit galvanické oddělení. Z těchto výsledků je tedy jasné, že nejvhodnější a zároveň nejpřesnější snímač malých proudů pro naše využití v měření odporu biologických vzorků bude použit v dalších aplikacích MTP s jádrem Nanoperm.

Závěrem lze prohlásit, že problematika vysokonapětově galvanicky odděleného snímače malých proudů s dostatečnou přesností byla úspěšně vyřešena a už nic nebrání realizaci finálního pracoviště pro výše uvedenou metodu měření vodivosti vzorků tkáně.

# Literatura

- [1] PAVELKOVÁ, Kateřina. Měření impedance srdeční tkáně. Online, bakalářská práce. Liberec: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií, 2022-12-19T04:47:48Z. Dostupné z: <https://dspace.tul.cz/handle/15240/166781>[cit. 2025-04-14]
- [2] YARMUSH, Martin L., Alexander GOLDBERG, Gregor SERŠA, Tadej KOTNIK a Damijan MIKALVČIČ. Electroporation-Based Technologies for Medicine: Principles, Applications, and Challenges. 2014.[cit. 2025-04-14]
- [3] RUBINSKY, Boris, ed. Irreversible electroporation. Berlin: Springer, c2010. Series in biomedical engineering, 320.[cit. 2025-04-14]
- [4] UHER, Jakub. Měření vodivosti živé tkáně při vysoké intenzitě elektrického pole. Online, Diplomová práce, vedoucí Dalibor Červinka. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav výkonové elektrotechniky a elektroniky, 2022. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/204870> [cit. 2025-04-14].
- [5] Wikiskripta. Online. Wikiskripta. 2022, 12. 5. 2025. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Elektrick%C3%A1\\_impedance\\_tk%C3%A1n%C3%AD](https://www.wikiskripta.eu/w/Elektrick%C3%A1_impedance_tk%C3%A1n%C3%AD)[cit. 2025-04-14].
- [6] CALLEGARO, Luca. 2012. Electrical Impedance: Principles, Measurement, and Applications. New York: CRC Press. ISBN 978-1-4398-4911-8[cit. 2025-04-17]
- [7] KANOUN, Olfa ed. et al. 2018. Impedance spectroscopy: advanced applications: battery research, bioimpedance, system design. Berlin: De Gruyter. ISBN 978-3-11-055892-0[cit. 2025-04-17]
- [8] NOSKOVÁ, Andrea. Bioimpedanční spektroskopická analýza kompozice těla v době gravidity. Diplomová práce, vedoucí Hronek, Miloslav. Univerzita Karlova, Farmaceutická fakulta v Hradci Králové, Katedra biologických a lékařských věd, 2019.[cit. 2025-04-18]
- [9] LOF, Marie a FORSUM, Elisabet. Evaluation of bioimpedance spectroscopy for measurements of body water distribution in healthy women before, during, and after pregnancy. Online. Journal of Applied Physiology. 2004, roč. 96, č. 3, s. 967-973. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00900.2003>. [cit. 2025-04-18].

- [10] HROZNEK, Miroslav. Bioimpedanční analýza tělesné kompozice. Dostupné z: <https://portal.faf.cuni.cz/getattachment/Groups/Clinical-physiology-of-nutrition-and-metabolism/News/Bioimpedančni-spektroskopie-a-predikce-hodnot-telesne-kompozice.pdf.aspx>[cit. 2025-04-19]
- [11] [Placement of electrodes]. In *Clinicalnutritionjournal.com*. 4.května 2004. Dostupné z: [https://www.clinicalnutritionjournal.com/article/S0261-5614\(04\)00093-7/fulltext](https://www.clinicalnutritionjournal.com/article/S0261-5614(04)00093-7/fulltext)[cit. 2025-04-19]
- [12] KŮTKOVÁ, Kristýna. Aplikace elektrické impedanční tomografie v medicíně. Online, bakalářská práce. Liberec: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií, 2019-06-16T03:46:27Z. Dostupné z: <https://dspace.tul.cz/handle/15240/152632>[cit. 2025-04-19].
- [13] SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. 2014. Zobrazovací metody využívající neionizující záření. Praha: Masarykova univerzita – biofyzikální ústav LF MU, ISBN 978-80-210-7156-8.[cit. 2025-04-20]
- [14] Projekt FRVŠ 911/2013, Elektrická impedanční tomografie. Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně [online]. Dostupné z: <https://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/EIT.pdf>[cit. 2025-04-20]
- [15] KREJČOVÁ, Marie. Elektrody a jejich obaly, způsoby aplikace, kontaktní a bezkontaktní elektroterapie obecně. MUNI [online] 2021. Dostupné z: [https://is.muni.cz/el/fsp/s/jaro2021/bp1264/Elektrody\\_kontaktni\\_a\\_bezkontaktni\\_ET.pdf?lang=en](https://is.muni.cz/el/fsp/s/jaro2021/bp1264/Elektrody_kontaktni_a_bezkontaktni_ET.pdf?lang=en)[cit. 2025-05-01]
- [16] Moduly pro úpravu signálu. Online, Bakalářská práce. VUT Brno: VUT Brno, 2008. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/3219>[cit. 2025-05-01].
- [17] BÁLINT, Zoltán. Průvlekový transformátor proudu 25 kV, 400/5/5 A. Online, Diplomová práce, vedoucí Jaromír Vaněk. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav výkonové elektrotechniky a elektroniky, 2009. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/8880> [cit. 2025-05-01].
- [18] KOPEČEK, Jan a Miloš DVOŘÁK. Přístrojové transformátory (měřicí a jistící). Praha: Academia, 1966, s. 40. Dostupné také z: <https://ndk.cz/uuid/uuid:2762b730-da5e-11e5-a3e0-005056827e51> [cit. 2025-05-03]
- [19] Rkeltech. Online. Rkeltech.sk. 2019. Dostupné z: <https://rkeltech.sk/2019/10/11/lem-prudove-transformatory/>. [cit. 2025-05-04].

- [20] What is hall effect current sensor? Online. In: Hangzhiprecision. C2025. Dostupné z: <https://www.hangzhiprecision.com/knowledge-center/hall-effect-current-sensor/>[cit. 2025-05-17].
- [21] LEM - Hall Effect Current Sensors. Online. [21.století]. Dostupné z: <https://www.lem.com/en/hall-effect-current-sensors>. [cit. 2025-05-17].
- [22] LESR 6-NP – Current Transducer (Datasheet). Online. 7th. 2023. Dostupné z: [https://www.lem.com/sites/default/files/products\\_datasheets/lesr\\_series.pdf](https://www.lem.com/sites/default/files/products_datasheets/lesr_series.pdf). [cit. 2025-05-17].
- [23] Nanoperm M-060. Online. 2014. Dostupné z: <https://www.magnetec.de/wp-content/uploads/2022/06/M-060.pdf>. [cit. 2025-05-17].
- [24] Stavitelova příručka. Online. 2015. Dostupné z: [http://jcmf.upol.cz/soutez2015/pdf/dp/hnyk\\_michal\\_priloha\\_seek\\_stavitelova\\_prirucka.pdf](http://jcmf.upol.cz/soutez2015/pdf/dp/hnyk_michal_priloha_seek_stavitelova_prirucka.pdf). [cit. 2025-05-18].
- [25] ElectronicsTutorials. Online. C2025. Dostupné z: [https://www.electronics-tutorials.ws/sequential/seq\\_3.html](https://www.electronics-tutorials.ws/sequential/seq_3.html). [cit. 2025-05-19].
- [26] DataSheet - HCF4011B. 2001. Dostupné z: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/243167/STMICROELECTRONICS/HCF4011BE.html>. [cit. 2025-05-19].

# Seznam symbolů a zkratek

Zkratky:

<b>VUT</b>	Vysoké učení technické v Brně
<b>FEKT</b>	Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
<b>UVEE</b>	Ústav výkonové elektrotechniky a elektroniky
<b>BIS</b>	Bioimpedanční spektroskopie
<b>EIT</b>	Elektrická impedanční tomografie
<b>MTP</b>	Měřicí transformátor proudu
<b>MKO</b>	Monostabilní klopný obvod
<b>MOSFET</b>	polem řízený tranzistor - Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor

Symboly:

<b>R</b>	elektrický odpor
<b><math>R_{TBW}</math></b>	odpor při nekonečné frekvenci
<b><math>R_{cew}</math></b>	odpor při nulové frekvenci
<b><math>S_1</math></b>	plocha vnitřní elektrody
<b><math>S_{23}</math></b>	plocha vnější elektrody
<b><math>I_1</math></b>	proud primárním vinutím
<b><math>I_{1e}</math></b>	proud vnitřní elektrodou
<b><math>I_{23}</math></b>	proud vnější elektrodou
<b><math>I_{12}</math></b>	celkový proud elektrodami
<b>K</b>	transformační poměr
<b><math>N_1</math></b>	počet závitů primárního vinutí
<b><math>N_2</math></b>	počet závitů sekundárního vinutí

$U, u$	elektrické napětí
$L$	indukčnost
$Al$	hodnota $Al$ indukčnosti na závit na druhou
$S$	průřez vodiče
$t$	délka pulzu
$\Delta I$	magnetizační proud
$\Delta I_{změr}$	změřený magnetizační proud
$\tau$	časová konstanta
$\Delta U$	úbytek napětí