



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Prototyp laboratorní soupravy pro lokální
povrchovou mikrovlnnou hypertermii**

**Prototype of laboratory superficial microwave
hyperthermia system**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.

Jakub Kostinec

Kladno 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kostinec** Jméno: **Jakub** Osobní číslo: **465282**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Prototyp laboratorní soupravy pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii

Název bakalářské práce anglicky:

Prototype of laboratory superficial microwave hyperthermia system

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte uspořádání prototypu laboratorní soupravy pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii pracující na frekvenci 2,45 GHz. Použijte dostupný aplikátor, mikrovlnný generátor, čtyřkanálový teploměr se senzory na bázi optických vláken, peristaltickou pumpu a vodní lázeň. V SW prostředí LabVIEW navrhněte program pro řízení mikrovlnného generátoru a peristaltické pumpy napájející vodní bolus a vyčítání hodnot teploty ze čtyřkanálového teploměru. Program by měl kromě řízení komponent umožnit také testování amplitudy koeficientu odrazu a export záznamu o provedené léčbě z hlediska časového průběhu aplikovaného výkonu a teplot.

Seznam doporučené literatury:

[1] J. Vrba, Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, ed. 1st, ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Tomáš Dříždál, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

Peter Kneppo

Digitálně podepsal Peter Kneppo
Datum: 2020.04.20 15:03:43
+02:00

prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc., dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry

prof. MUDr. Ivan
Dylevský, DrSc.

Digitálně podepsal prof.
MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
Datum: 2020.04.23
11:30:00 +02'00'

prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Prototyp laboratorní soupravy pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 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.

V Kladně dne

.....

Jakub Kostinec

Poděkování

Rád bych velmi poděkoval mému vedoucímu práce doc. Dr.Ing. Janu Vrbovi, M.Sc. za jeho ochotný přístup a odborné vedení po celou dobu tvorby bakalářské práce. Dále patří poděkování Ing. Tomášovi Dřížd'alovi, Ph.D. za jeho cenné rady, během vypracování této bakalářské práce. Nakonec bych rád poděkoval rodině, která se mnou po celou dobu přípravy bakalářské práce měla hodně trpělivosti.

ABSTRAKT

Prototyp laboratorní soupravy pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii:

Bakalářská práce se zabývá návrhem a implementací řídicího softwaru k ovládní prototypu laboratorní soupravy pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii.

Pro implementaci byl využit vizuální programovací jazyk LabVIEW s doplňkovou knihovnou Sairem Easy Modbus poskytnutou výrobcem mikrovlnného generátoru. Použité laboratorní přístroje poskytla Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT v Praze.

Byl vytvořen instalační program se softwarovou aplikací ve formátu .exe. Softwarová aplikace obsahuje řídicí program pro dálkové ovládní laboratorní soupravy. Dále byly implementovány bezpečnostní funkce, zobrazení a uložení změn teplot, dopředného a odraženého výkonu v čase.

Před záměrem využívání prototypu laboratorní soupravy pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii, je důležité nejdříve praktickým testováním ověřit správnou funkci laboratorní soupravy a programu na fantomu. Přitom je nezbytné postupně vyřešit zjištěné nežádoucí odezvy, funkce a reakce programu.

Klíčová slova

LabVIEW, mikrovlnná hypertermie, souprava pro lokální mikrovlnnou hypertermii

ABSTRACT

Prototype of laboratory superficial microwave hyperthermia system:

Bachelor thesis deals with design and implementation of control software for prototype of local surface microwave hyperthermia system.

For the implementation was used visual programming language LabVIEW with additional library Sairem Easy Modbus provided by the manufacturer of microwave generator. Used laboratory instruments were provided by the Faculty of Biomedical Engineering, Czech Technical University in Prague.

An installer was created with an .exe software application. The software application contains a control program for remote control of the prototype. In addition, safety functions, display and storage of temperature changes, forward and reflected power over time were implemented.

Before intent to use the prototype for local surface microwave hyperthermia, it is important to first verify the proper functioning of the prototype and program by practical testing on a phantom. In doing so, it is necessary to gradually resolve the detected unwanted responses, functions and reactions of the program.

Key words

LabVIEW. microwave hyperthermia, local microwave hypertheria kit

Obsah

Seznam symbolů zkratek	7
Seznam obrázků	8
1 Úvod	10
2 Přehled současného stavu	11
2.1 Mikrovlnná hypertermie	11
2.2 Souprava pro mikrovlnnou hypertermii	14
3 Cíle práce	17
4 Metody	18
4.1 Požadavky na program	18
4.2 LabVIEW	18
4.3 Koeficient odrazu	19
4.4 Recommended standard 232	21
4.5 Souprava pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii	21
5 Výsledky	26
5.1 Prvotní spuštění a ovládání	26
5.2 Uživatelské rozhraní	27
5.3 Celkový kód pro ovládání soupravy	31
5.4 Komunikace mezi generátorem a řídicím počítačem	33
5.5 Komunikace mezi teploměrem a řídicím počítačem	35
5.6 Komunikace mezi pumpou a řídicím počítačem	36
5.7 Testování amplitudy koeficientu odrazu	37
5.8 Ukládání naměřených dat	38
5.9 Komunikace mezi vodní lázní a řídicím počítačem	40
6 Diskuse	41
7 Závěr	43
Seznam použité literatury	44
Příloha A: Obsah příloženého D	47

Seznam symbolů a zkratek

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
VI	virtuální nástroj (virtual instrument)
SW	software
RS-232	doporučený standard 232 (recommended standard 232)
myDAQ	označení měřicí karty firmy National Instruments
RP	odražený výkon (reflected power)
CW	po směru hodinových ručiček (clockwise)
CCW	proti směru hodinových ručiček (counter clockwise)
xls	excelové tabulky (excel Spreadsheet)
PID	Proporcionálně-integračně-derivační
HT	hypertermie (hyperthermia)
RT	radioterapie (radiotherapy)
CT	chemoterapie (chemotherapy)

Seznam obrázků

2.1	Ukázka účinnosti léčby nádorových onemocnění z různých studií. Ve sloupcích jsou postupně uvedeny studie, typ nádoru, způsob léčby (RT,HT,CT), počet pacientů(léží), Endpoint, efekt s HT, efekt bez HT [9].	13
2.2	Blokové schéma termoterapeutické soupravy [11]	14
2.3	Hypetermická souprava ALBA ON 4000 pro povrchovou hypertermickou léčbu od firmy ALBA Hyperthermia System [12].	15
2.4	Hypetermická souprava ALBA 4D pro regionální hypertermickou léčbu od firmy ALBA Hyperthermia System [12].	15
2.5	Hypetermická souprava BSD 500 pro povrchovou hypertermickou léčbu od firmy Pyrexar Medical [12].	16
2.6	Hypetermická souprava BSD 2000 s aplikátorem Sigma 60 pro regionální hypertermickou léčbu od firmy Pyrexar Medical [12].	16
4.1	Vztah pro výpočet koeficientu odrazu [16]	19
4.2	Vztah pro výpočet koeficientu odrazu v dB [16]	20
4.3	Vztah pro výpočet koeficientu odrazu použitím hodnot odraženého a dopředného výkonu [16].	20
4.4	Proces šíření vln [15].	20
4.5	Převodník RS-232 do USB [18].	21
4.6	Mikrovlnný generátor [19].	22
4.7	Modulární teploměr [20].	22
4.8	Optické teplotní senzory [21].	23
4.9	Vodní lázeň [22].	23
4.10	Peristaltická pumpa [23].	24
4.11	Karta myDAQ [24].	25
4.12	Přenos informace pomocí jednotlivých pinů [23].	25
5.1	Přehled zapojení jednotlivých pinů konektoru použitého rozhraní. . .	26
5.2	Úvodní okno aplikace se zvýrazněnou ikonou pro zahájení funkce programu.	27
5.3	Záložka connection v uživatelském rozhraní.	27
5.4	Záložka MW (microwave) v uživatelském rozhraní.	28
5.5	Záložka Initial power Graph v uživatelském rozhraní.	29
5.6	Záložka Reflected power Graph v uživatelském rozhraní.	29
5.7	Záložka Temperature Graph v uživatelském rozhraní.	30
5.8	Záložka Faults v uživatelském rozhraní.	30
5.9	Kód pro ovládání mikrovlnné soupravy.	31
5.10	Potvrzení zadané hodnoty.	32
5.11	Kontrola maximální povolené hodnoty odraženého výkonu.	33
5.12	Algoritmus pro dálkové ovládání generátoru.	34

5.13	Algoritmus pro dálkové ovládání teploměru.	35
5.14	Algoritmus pro dálkové ovládání peristaltické pumpy.	36
5.15	Zapojení jednotlivých pinů do karty myDAQ.	37
5.16	Algoritmus pro testování amplitudy koeficientu odrazu	38
5.17	Algoritmus pro ukládání naměřených dat.	39
5.18	Pojmenování a uložení souboru s naměřenými daty.	39
5.19	Zvýrazněné ikony pro ukončení funkce programu.	40

1 Úvod

Nejčastější příčinou úmrtí ve světě a České republice jsou nádorová onemocnění. V České republice se nejvíce vyskytuje rakovina tlustého střeva a konečníku (kolo-
rektální karcinom) a ČR patří mezi země s největším výskytem tohoto onemocnění. Mezi další nejčastější nádory u mužů patří karcinom plic, nádory prostaty a kůže. U žen se nejčastěji vyskytuje karcinomu prsu a také karcinom plic. Z důvodu pre-
ventivních prohlídek a očkování naopak klesá výskyt karcinomu děložního čípku [1]. V onkologii při léčbě zhoubných nádorů se využívá chemoterapie, chirurgická, hor-
monální a radiační léčba. Tyto léčebné postupy jsou obecně známé, ale bohužel jejich další zdokonalování je finančně a časově velmi náročné. V současné době se hledají nové metody, které by se mohly uplatnit při onkologické léčbě. Značný potenciál v tomto směru vykazuje mikrovlnná hypertermie.

Dnes se v onkologii při léčbě nádorových onemocnění používá kombinace mi-
krovlnné hypertermie s chemoterapií a radiační léčbou [2]. Použitím mikrovlnné hypertermie současně s radioterapií se snižuje dávka ionizujícího záření o polovinu, která by byla potřeba při samotné radioterapii a také použitím této kombinace zvyšujeme úspěšnost celkové léčby [2]. Zvýšení úspěšnosti je způsobeno tím, že se tyto metody navzájem doplňují, jak na tkáňové úrovni, tak na úrovni buněčné [3, 4]. Hlavní výhodou mikrovlnné hypertermie je to, že nevykazuje nežádoucí sekundární karcinogenní účinky a proto se nabízí její využití také v dětské onkologii [3, 4].

Bakalářská práce se zabývá tvorbou algoritmu pro řízení prototypu systému lokální mikrovlnné hypertermie, konkrétně bude ovládat mikrovlnný generátor, peri-
staltickou pumpu a vodní lázeň. Vytvořený program bude schopný vyčítat naměřené hodnoty ze čtyř-kanálového optického teploměru, testovat amplitudu koeficientu od-
razu a také bude ukládat dopředný výkon, odražený výkon a teploty snímané v čase.

2 Přehled současného stavu

2.1 Mikrovlnná hypertermie

Hypertermické metody jsou využívány k léčbě jak povrchových tak i hluboko uložených nádorů v lidském těle. Funguje na principu zahřívání tkáně v oblast nádoru a jeho přímého okolí na teplotu 43 – 45 °C [5]. Výsledkem je zpomalené dělení nádorových buněk a současně dochází k žádoucímu snížení prokrvení nádoru. Jako zdroj tepelné energie se využívá mikrovlnný výkon, ale je možné použít ultrazvukové vlnění, laser nebo i infračervené záření. Podle objemu zahřívané tkáně je možné rozdělit hypertermickou léčbu na tyto oblasti [2]:

- povrchovou
- regionální
- intrakavitární
- intersticiální
- celotělová

Léčba pomocí povrchové hypertermie se využívá k ohřevu tkání, která se nachází do 4 cm pod povrchem těla. Pro přenos potřebné tepelné energie se při aplikaci této léčby nejčastěji využíván mikrovlnný ohřev, případně ohřev pomocí ultrazvuku. Nejvíce rozšířené oblasti léčby jsou karcinom prsu, nádory hlavy a krku a maligní melanom [5, 6].

Regionální hypertermie označuje metodu, kdy je potřeba pro zahřívání hluboko uložených tkání (pánev, retroperitoneum), použití kapacitního ohřevu, případně pomocí sestav mikrovlnných aplikátorů. V klinické praxi je využívána pro léčbu zhoubných nádorů děložního čípku, konečnicku a sarkomů retroperitonea [5, 6].

Při použití intrakavitární hypertermie se aplikátor zavádí do dutého orgánu. Metoda používá mikrovlnných aplikátorů a jedinou popsanou indikací jsou nádory močového měchýře [5, 6].

Intersticiální hypertermie je metoda, při které jsou mikrovlnné aplikátory zavedeny přímo do tkáně. Jedná se například o mozkové tkáně při léčbě zhoubných nádorů mozku [5, 6].

Celotělová hypertermie je momentálně experimentálním přístupem, který je zkoušený v léčbě diseminovaných maligních onemocnění. Je využito dvou technik přenosu tepelné energie do tkáně pomocí: infra-červeného záření a vysokofrekvenčního elektromagnetického pole [5, 6].

Mikrovlnná hypertermie je založena na tepelných účincích mikrovlnného výkonu. Využívá se mikrovlnný výkon o vlnové délce od 433 MHz do 2 450 MHz [2]. Zvolení hodnoty frekvence je přitom velmi důležitá část této léčebné metody, protože

umožňuje regulaci cílové hloubky ohřevu, a díky tomu je možné předejít poškození zdravé tkáně okolo nádoru. Použitím nižších kmitočtů se hloubka ohřevu nachází v intervalu mezi 3,5 – 4 cm, a při 2,45 GHz už jen 2,5 – 3 cm od povrchu tkáně [7]. Tato metoda se začíná více používat, protože nevykazuje nežádoucí sekundární karcinogenní účinky a platí pro ni, čím vyšší teplotou zahříváme, tím je léčebný účinek vyšší [5].

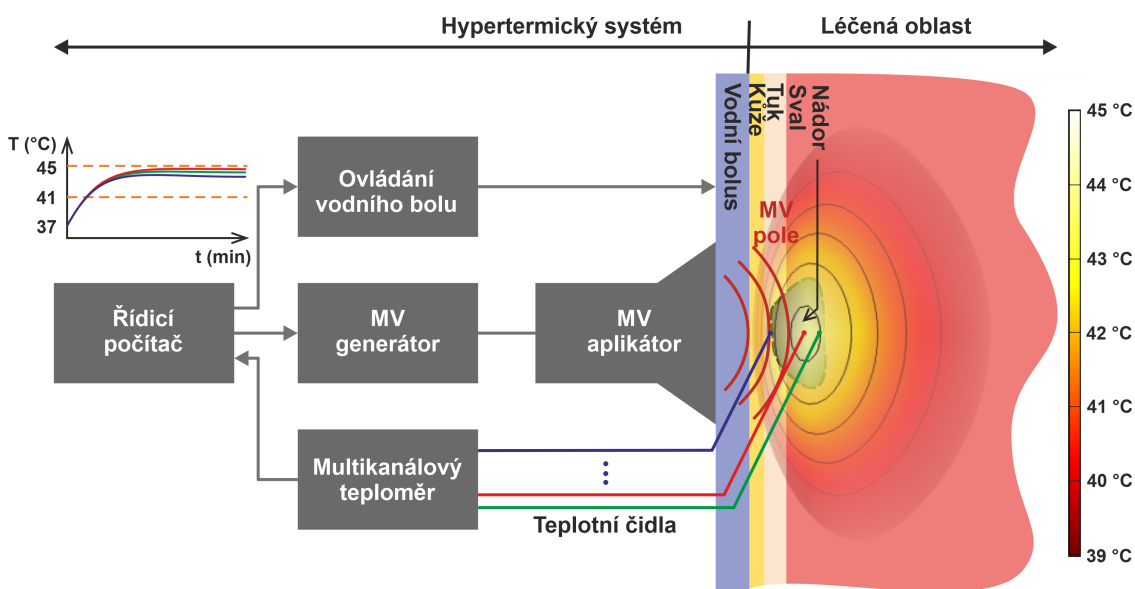
Zahřátím napadené tkáně na teplotu od 43 °C do 45 °C se zničí nádorové buňky. Zdravé buňky by měly přežít krátkodobou změnu teplot do 45 °C. Kdyby byla použita teplota nad 45 °C, docházelo by k nezvratnému poškození buněk i u zdravé tkáně. Hypertermie se převážně využívá v kombinaci s chemoterapií nebo radioterapií [2, 8]. U větších nádorových buněk bývá zpravidla nižší okysličení než u zdravých buněk (hypoxie). To je způsobeno velmi rychlým růstem, kvůli kterému cévy nestíhají zásobovat tkáň okysličenou krví. Nedokonalé krevní řečiště uvnitř nádoru nemá dostatečnou kapacitu pro rychlé vyrovnání teplotních změn a proto bude oblast nádoru snadněji ohřívána. Hypoxické nádory mají větší rezistenci vůči radioterapii, proto je omezena její účinnost. V klinické praxi se nejčastěji odstraňují metastáze na kůži, v podkoží při zhoubných onemocnění hlavy, maligní melanomy, krku a karcinom prsu [5, 4].

Referencies	Tumour type	Treatment modality	Patients (lesions)	Endpoint	Effect with HT	Effect without HT
Valdagni et al., 1993	Lymphnodes of head & neck tumours	RT+/-HT	41 (44)	CR 5-yr local control 5-yr survival	83% 69% 53%	41% 24% 0%
Overgaard et al., 1995	Melanoma	RT+/-HT	70 (138)	CR rate 2-yr local control	62% 46%	35% 28%
Vernon et al., 1996	Breast	RT+/-HT	306	CR	59%	41%
EL Jones et al., 2005	Breast	RT+/-HT	108	CR Local control	66% 48%	42% 25%
Sneed et al., 1998	Glioblastoma multiforme	RT+/-HT postoperative	68	Median survival 2-yr survival	85 weeks 31%	76 weeks 15%
Van der Zee et al., 2000	Bladder, cervix and rectum	RT+/-HT	358	CR 3-yr survival	55% 30%	39% 24%
Van der Zee et al., 2000	Cervix	RT+/-HT	114	CR 3-yr survival	83% 51%	57% 27%
Frankena et al., 2008 (follow up)	Cervix	RT+/-HT	114	Local control Overall survival	56% 37%	37% 20%
Datta et al., 1997	Cervix	RT+/-HT	64	CR	55%	31%
Harima et al., 2001	Cervix	RT+/-HT	40	CR	85%	50%
Berdov et al., 1990	Rectum	RT+/-HT preoperative	115	5-yr survival	36%	7%
Kakehi et al., 1990	Rectum	RT+/-HT	14	Response	100%	20%
You Q-S et al., 1993	Rectum	RT+/-HT preoperative	122	CR	23%	5%
Strotsky et al., 1991	Bladder	RT+/-HT preoperative	102	3-yr survival	94%	67%
Wang et al., 1996	Oesophagus	RT+/-HT	125	3-yr survival	42%	24%
Egawa et al., 1989	Various superficial	RT+/-HT	92	Response	82%	63%
Colombo et al., 1996	Bladder	CT+/-HT preoperative	52	CR	66%	22%
Colombo et al., 2003	Bladder	CT+/-HT postoperative	83	2-yr relapse free survival	82%	38%
Colombo et al., 2010 (Follow up)	Bladder	CT+/-HT postoperative	83	10-yr disease-free survival	53%	15%
Issels et al., 2010	Soft tissue 1/2 sarcoma	CT+/-HT	341	Response 2-yr local progression free survival 4-yr 1/2 local progression free survival 2-yr disease free survival 4-yr disease free survival 2-yr overall survival 4-yr overall survival	28.8% 76% 66% 58% 42% 78% 59%	12.7% 61% 55% 44% 35% 72% 57%
Kitamura et al., 1995	Oesophagus	RT+CT+/-HT	66	CR	25%	6%
Sugimachi et al., 1992	Oesophagus	RT+CT+/-HT preoperative	53	Palliation	70%	8%

Obrázek 2.1: Ukázka účinnosti léčby nádorových onemocnění z různých studií. Ve sloupcích jsou postupně uvedeny studie, typ nádoru, způsob léčby (RT, HT, CT), počet pacientů (lézí), Endpoint, efekt s HT, efekt bez HT [9].

2.2 Souprava pro mikrovlnnou hypertermii

Na obrázku 2.2 je zobrazeno blokové schéma mikrovlnné soupravy, která je využívána pro lokální termoterapii. Je složena z řídicího počítače, výkonového generátoru, soupravy pro měření teploty, vodní pumpy, vodní lázně a z aplikátoru. Mezi aplikátor a léčenou tkáň se vždy musí vložit vodní bolus, který je napájen z vodní lázně. Průtok vody v tomto okruhu zajišťuje vodní pumpa. Aplikátor chrání pacienta před nežádoucím vznikem horkých míst, pomáhá upravovat požadovanou hloubku ohřevu/léčby, a taktéž slouží jako přizpůsobovací médium, které je schopno minimalizovat odrazy mikrovlnné energie od biologické tkáně (zlepšuje pronikání elektromagnetických vln do léčené oblasti). Teplotní změny ve tkáni je možné monitorovat pomocí teplotních čidel, termokamerou nebo magnetickou rezonancí. [2, 10]



Obrázek 2.2: Blokové schéma termoterapeutické soupravy [11]

V současnosti existují komerční mikrovlnné systémy, které se využívají už i v klinické praxi. Nejznámější firmy, které se na tuto oblast zaměřují jsou ALBA Hyperthermia a Pyrexar Medical. Obě zmíněné společnosti se zabývají výzkumem, vývojem a výrobou mikrovlnných hypertermických systémů, jak pro povrchovou, tak pro hloubkovou mikrovlnnou hypertermii. Jejich systémy tvoří jeden celek a ten obsahuje řídicí software, mikrovlnný generátor, aplikátory a teplotní senzory. Cena těchto systémů se pohybuje v řádech několika milionů Kč, proto se tyto systémy nevyužívají ve výzkumných laboratořích.



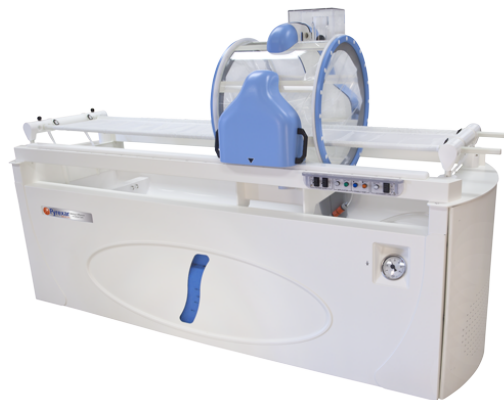
Obrázek 2.3: Hypetermická souprava ALBA ON 4000 pro povrchovou hypertermickou léčbu od firmy ALBA Hyperthermia System [12].



Obrázek 2.4: Hypetermická souprava ALBA 4D pro regionální hypertermickou léčbu od firmy ALBA Hyperthermia System [12].



Obrázek 2.5: Hypertermická souprava BSD 500 pro povrchovou hypertermickou léčbu od firmy Pyrexar Medical [12].



Obrázek 2.6: Hypertermická souprava BSD 2000 s aplikátorem Sigma 60 pro regionální hypertermickou léčbu od firmy Pyrexar Medical [12].

Cílem této práce je navrhnout řídicí systém pro lokální mikrovlnnou hypertermii v programovacím prostředí LabVIEW. Tento systém bude schopen řídit mikrovlnnou hypertermickou sestavu, která bude složena z finančně dostupnějších přístrojů a s ohledem na použitou frekvenci generovaných mikrovln bude v budoucnu využita v animálních experimentech.

3 Cíle práce

Hlavním cílem této práce je navrhnout v SW prostředí LabVIEW grafické rozhraní řídicího programu pro laboratorní mikrovlnný systém, pracující na frekvenci 2,45 GHz, za účelem možné léčby nádorem postižených tkání. Součástí řešení je návrh algoritmů pro řízení mikrovlnného generátoru, vodní lázně a peristaltické pumpy napájející vodní bolus a průběžné vyčítání hodnot teploty ze čtyřkanálového optického teploměru. Program by měl umožnit také testování amplitudy koeficientu odrazu a pořídít a uchovat záznam o provedené léčbě z hlediska časového průběhu aplikovaného výkonu a teplot.

4 Metody

4.1 Požadavky na program

Program pro lokální mikrovlnnou hypertermii by měl být schopný pro generátor nastavit tyto parametry: výkon (W), maximálně povolený odražený výkon (W), frekvenci (MHz). Je potřeba zajistit, aby řídicí program načítal informace z generátoru tzn., jaké jsou aktuální nastavené hodnoty parametrů. Před zapnutím mikrovlnného výkonu, musí proběhnout kontrola systému a hardwaru, jestli se nevyskytla nějaká chyba. Součástí musí být bezpečnostní opatření systému, které ochrání, aby uživatel při zadávání výkonu systému nepřekročil maximální možný výkon generátoru a také, aby každá změna hodnoty výkonu byla potvrzena uživatelem. Dále bylo nutno nastavit pojistku pro hodnoty odraženého výkonu, aby nedošlo k poškození generátoru. Další požadavek na funkci programu je schopnost kontinuálního vyčítání teplot ze čtyřkanálového teploměru, která je snímána pomocí optovláknových senzorů. V praxi je vyžadováno pořízení a uchování záznamu z měření a proto další požadavek na program je funkce průběžného ukládání hodnot naměřených teplot v čase, hodnot dopředného a reflektovaného výkonu v čase. Program by měl být schopný zajistit dálkové ovládání peristaltické pumpy a vodní lázně napájecí vodní bolus. Poslední funkcí programu by měla být schopnost umožnit testování amplitudy koeficientu odrazu [13].

4.2 LabVIEW

Název LabVIEW je zkrácenou formou jeho popisu: Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench. LabVIEW je vizuální programovací jazyk: je to platforma pro návrh systému a vývojové prostředí, které bylo zaměřeno na umožnění vývoje všech forem systémů. LabVIEW integruje vytváření uživatelských rozhraní (nazývané přední panely) do vývojového cyklu. Podprogramy programů LabVIEW se nazývají virtuální nástroje (VIs).

Každé VI má tři komponenty: blokové schéma, přední panel a podokno konektorů. Přední panel (uživatelské prostředí) je vytvořen z ovládacích prvků a indikátorů[14]. Ovládací prvky jsou vstupy: umožňují uživateli dodávat informace VI. Indikátory jsou výstupy: indikují nebo zobrazují výsledky na základě vstupů daných VI. Zadní panel, což je blokové schéma, obsahuje grafický zdrojový kód. Všechny objekty umístěné na předním panelu se objeví na zadním panelu jako svorky. Zadní panel také obsahuje struktury a funkce, které provádějí operace s ovládacími prvky a dodávají data indikátorům.

Programovací model použit v LabVIEW, je někdy nazývan G-code, je založen na dostupnosti dat [14]. Pokud je k dispozici dostatek dat pro subVI nebo funkci, tak se toto subVI nebo funkce provede. Prováděcí tok je určen strukturou grafického blokového diagramu (zdrojový kód LabVIEW), na kterém programátor propojuje různé funkční uzly nakreslením drátů (vodičů). Tyto dráty šíří proměnné a jakýkoli uzel lze spustit, jakmile budou k dispozici všechna jeho vstupní data. Protože to může být případ pro více uzlů současně, LabVIEW může provádět tyto úkony paralelně [14].

Grafický přístup také umožňuje neprogramátorům vytvářet programy, přetažením virtuálních reprezentací laboratorního vybavení, se kterým jsou již obeznámeni. Programovací prostředí LabVIEW, včetně příložených příkladů a dokumentace, usnadňuje vytváření malých aplikací [14].

4.3 Koeficient odrazu

Mikrovlnný výkon patří do elektromagnetického vlnění o vlnové délce od 1 mm až do 1 m, což odpovídá frekvenci od 300 MHz (0,3 GHz) až po 300 GHz. Když rovinná vlna šíří se v homogenním médiu, narazí na rozhraní s jiným médiem, tak se část vlny odrazí od rozhraní, zatímco zbytek je přenesen, jak je znázorněno na obrázku 4.4. Fyzika elektromagnetického pole definuje velikost odrazu jako koeficient odrazu. Koeficient odrazu je definován jako poměr amplitudy napěťové vlny odražené vůči amplitudě napěťové vlny dopadající obrázek 4.1. Často je uváděna jeho výkonová varianta v dB obrázek 4.2, ale lze uvádět i jako poměr výkonů obrázek 4.3. Obrázek 4.4 vysvětluje dopadající vlnu, která částečně projde a částečně se odrazí, když médium, kterým prochází, se náhle změní. Koeficient odrazu určuje poměr amplitudy odražené vlny k dopadající vlně [15].

$$\Gamma = \frac{U_{odr}}{U_{dop}}$$

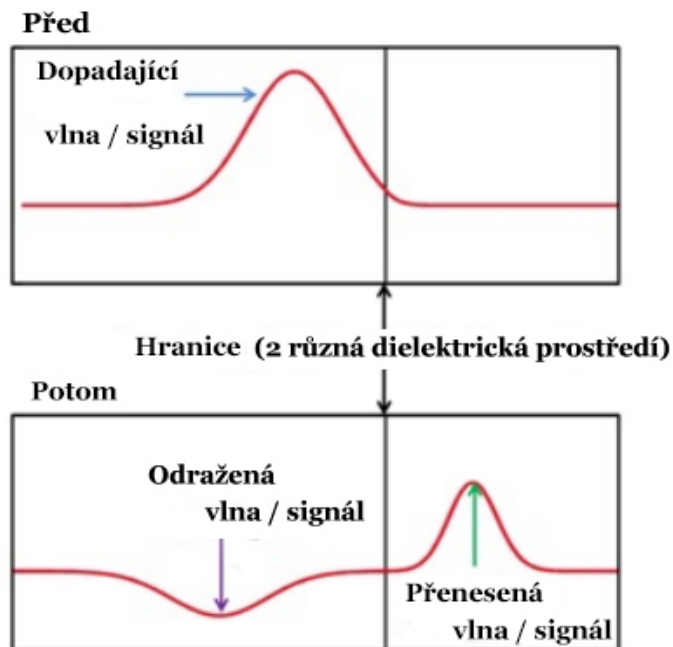
Obrázek 4.1: Vztah pro výpočet koeficientu odrazu [16]

$$\Gamma_{dB} = 20 \cdot \log \frac{|U_{odr}|}{|U_{dop}|}$$

Obrázek 4.2: Vztah pro výpočet koeficientu odrazu v dB [16]

$$\Gamma = \frac{P_{odr}}{P_{dop}}$$

Obrázek 4.3: Vztah pro výpočet koeficientu odrazu použitím hodnot odraženého a dopředného výkonu [16].



Obrázek 4.4: Proces šíření vln [15].

4.4 Recommended standard 232

Doporučený standard 232 (sériový port nebo sériová linka) je v praxi využíván jako komunikační rozhraní osobních počítačů a další elektroniky. RS-232 umožňuje uživateli vzájemnou sériovou komunikaci dvou propojených zařízení. Jednotlivé bity přenášených dat jsou postupně vysílány v sérii po jednom páru vodičů v každém směru. Standardně jsou podporovány synchronní i asynchronní přenosy. Protože vysílaná a přijímaná data jsou oddělené obvody, rozhraní podporuje souběžný tok dat v obou směrech [17].

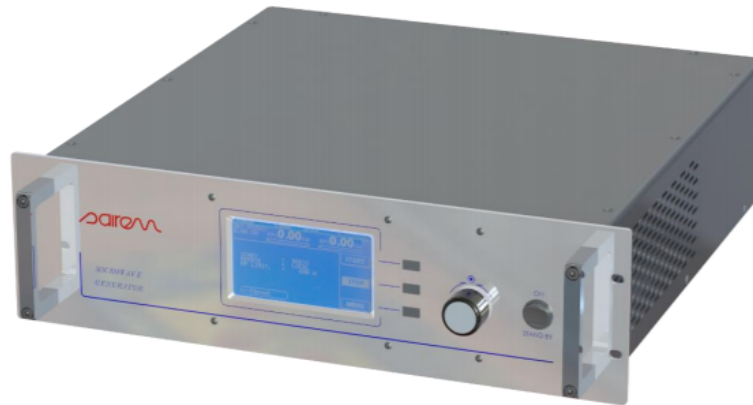
4.5 Souprava pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii

Většina přístrojů z této soupravy má datový výstup zajištěný pomocí portu RS-232, jedná se o mikrovlnný generátor, teploměr a vodní lázeň. Jelikož většina dnešních počítačů už tímto konektorem není vybavena, bylo zapotřebí použít adaptér, který bude sloužit, jako převodník mezi portem RS-232 a USB portem. K tomuto účelu byl použit adaptér od firmy ADVANTECH BB-USO9ML2-4P obrázek 4.5, který má čtyři vstupy RS-232 a jeden USB výstup.



Obrázek 4.5: Převodník RS-232 do USB [18].

Jako zdroj mikrovlnného výkonu byl použit mikrovlnný generátor GMS 200 od firmy Sairem zobrazený na obrázku 4.6. Jehož maximální výkon je 200 W s nastavitelnou frekvencí od 2400 MHz do 2500 MHz s krokem 0,1 MHz [19]. Mikrovlnný výstup je zajištěn koaxiálním konektorem typu "N" female [19]. Jako konektor k datovému výstupu je použitý RS232 [19], který umožňuje propojení a vzájemnou komunikaci s řídicím počítačem.



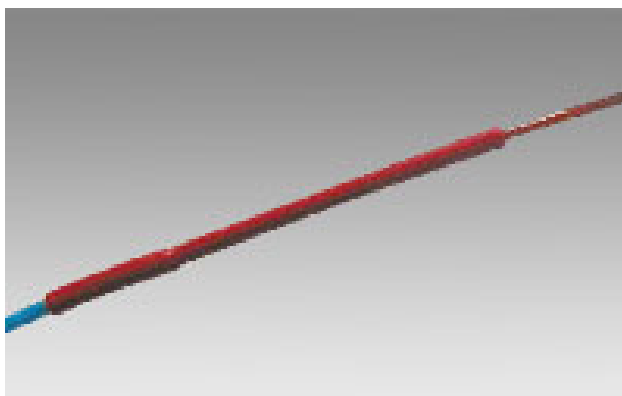
Obrázek 4.6: Mikrovlnný generátor [19].

Teplota je snímána pomocí modulárního optického teploměru FOTEMPMK-19 od firmy Optocon na obrázku 4.7. Byly použity dva moduly po dvou kanálech, tedy byly použity čtyři kanály pro snímání teploty.



Obrázek 4.7: Modulární teploměr [20].

Byly použité optické teplotní senzory TS3-The Flexible od firmy Optocon na obrázku 4.8 , které mají oddolnost vůči elektromagnetickému rušení, vysokofrekvenčnímu rušení, nukleární magnetické rezonanci a proti mikrovlnnému výkonu.



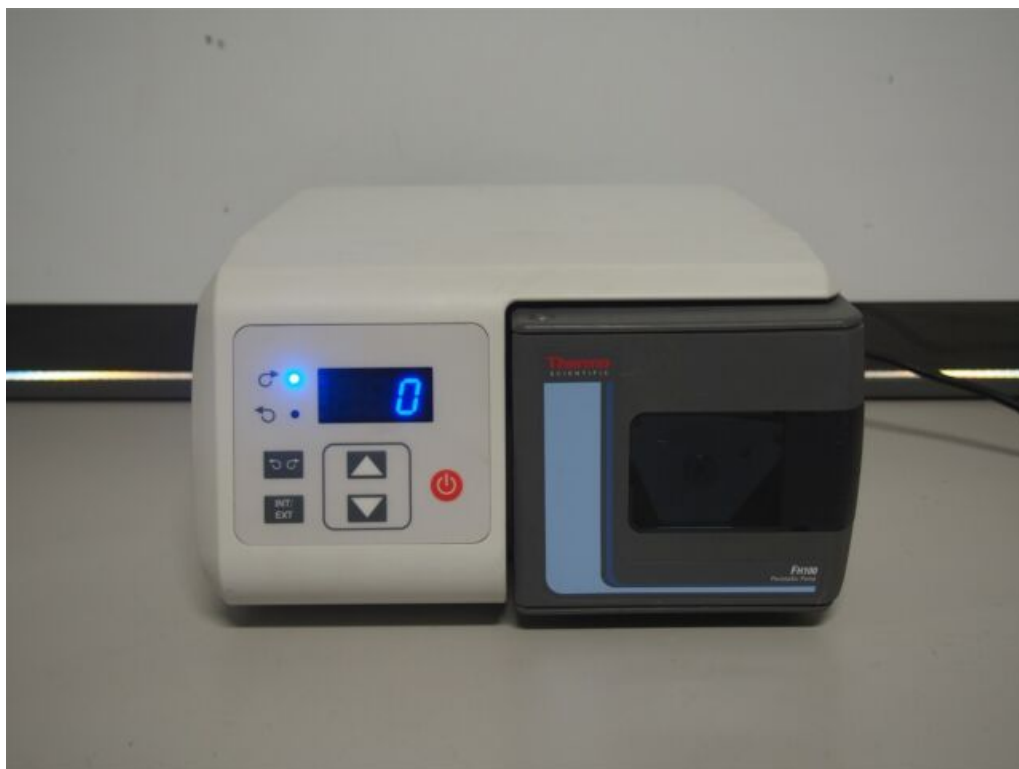
Obrázek 4.8: Optické teplotní senzory [21].

Vodní okruh je napájen z vodní lázně na obrázku 4.9. Datový výstup zajišťuje RS-232.



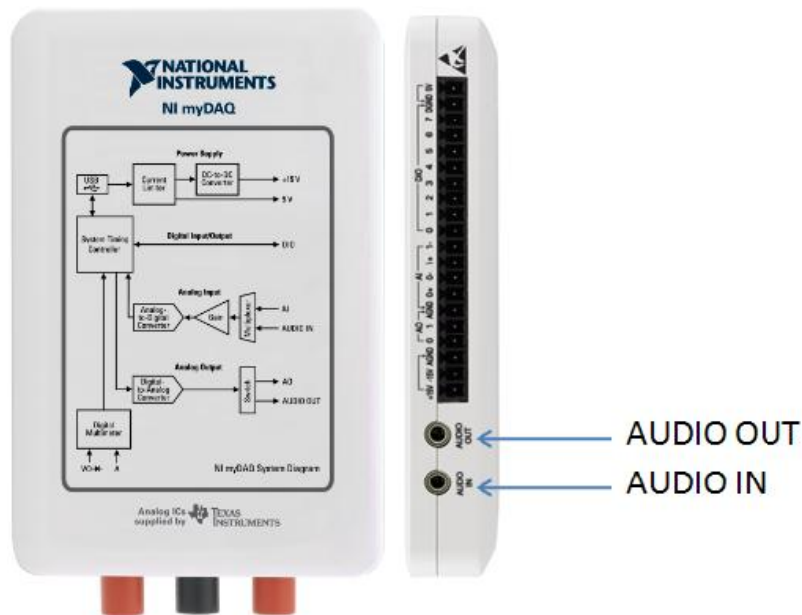
Obrázek 4.9: Vodní lázeň [22].

Průtok vody ve vodním okruhu byl zajištěn peristaltickou pumpou FH100 od firmy Thermo scientific na obrázku 4.10.



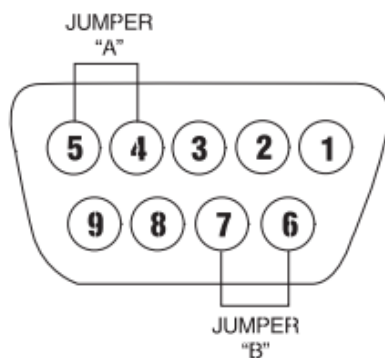
Obrázek 4.10: Peristaltická pumpa [23].

Rozhraní peristaltické pumpy je řešeno formou devítipinového konektoru (typ female). Dálkové ovládání není zajištěno digitálně, jako u zbytku přístrojů, ale analogově (změnou napětí nebo proudu). Pro zajištění ovládání pumpy bylo potřeba použít multifunkční kartu myDAQ (DAQ – Data Acquisition, sběr dat) od firmy National Instruments obrázek 4.11. Tato karta je schopná na výstupech měnit hodnoty napětí (od -10 V do +10 V). Bylo zapotřebí oddělit jeden konektor devítižilného kabelu a odstranit část izolace jednotlivých vodičích vláken. Pomocí voltmetru bylo zjištěno, která vlákna odpovídají daným pinům na konektoru. Použitím manuálu peristaltické pumpy bylo zjištěno, jaké funkce ovládají jednotlivé piny (obrázek 4.12). Karta myDAQ je připojena k řídicímu počítači pomocí konektoru USB.



Obrázek 4.11: Karta myDAQ [24].

Pin No.	Description
1	Speed Control Voltage Input (0–10V) (+) input
2	Speed Control Current Input (4–20 mA) (+) input
3	Speed Control Input Reference Common
4	Local/Remote Speed Control
5	Local/Remote Speed Control Reference
6	Start/Stop and CW/CCW Reference
7	Start/Stop (+) Control
8	CW/CCW
9	Chassis (Earth) Ground



Obrázek 4.12: Přenos informace pomocí jednotlivých pinů [23].

5 Výsledky

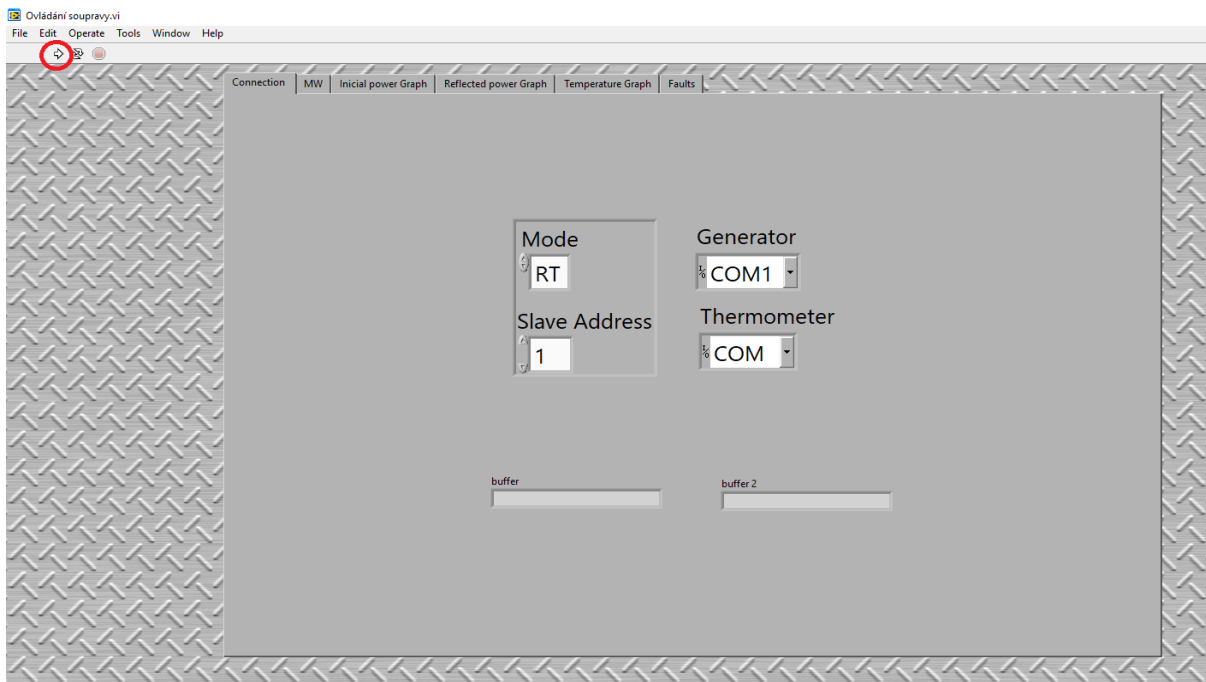
5.1 Prvotní spuštění a ovládání

Na řídicí počítač je nejprve nutné provést instalaci ovládací aplikace, která byla vytvořena v programovacím prostředí LabVIEW. Navržený program bude kompatibilní pouze s operačními systémy Windows 7 a novějšími. Po úspěšné instalaci je program připraven k použití, ale je potřeba propojit teploměr a generátor mikrovlnného výkonu s převodníkem a ten zapojit do počítače. Dále je potřeba připojit na jednotlivé porty karty myDAQ vodiče devítipinového konektoru (přehled zapojení obrázek 5.1).

Číslo pinu	Barva izolace vodiče	Port karty myDAQ
1	černá	AO0
2	hnědá	nezapojeno
3	červená	AGND
4	oranžová	nezapojeno
5	žlutá	nezapojeno
6	zelená	nezapojeno
7	modrá	DIO0
8	fialová	DIO1
9	bílá	DGND

Obrázek 5.1: Přehled zapojení jednotlivých pinů konektoru použitého rozhraní.

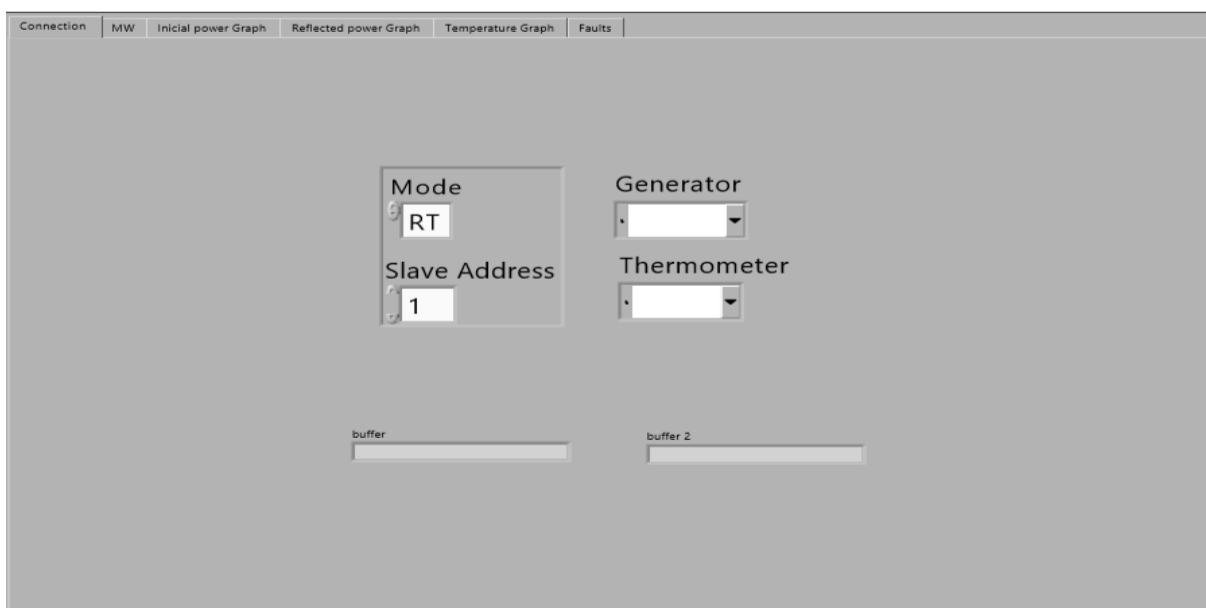
Po zapojení všech přístrojů je možné spustit aplikaci, ve které může teprve nyní být zahájena funkce ovládacího programu připravenou ikonou se symbolem šipky zvýrazněná na obrázku 5.2.



Obrázek 5.2: Úvodní okno aplikace se zvýrazněnou ikonou pro zahájení funkce programu.

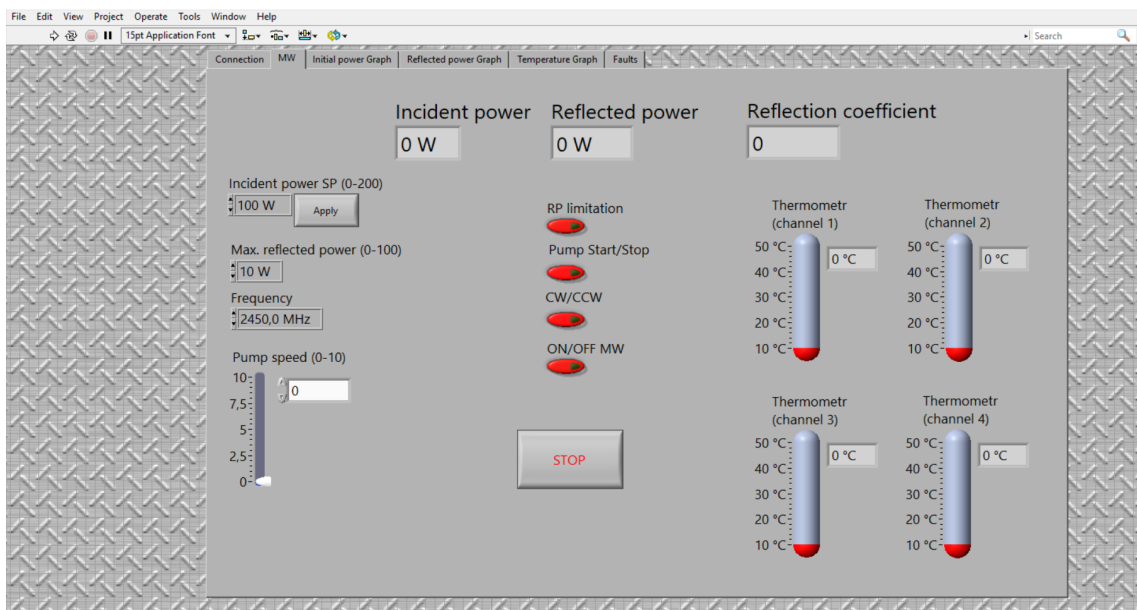
5.2 Uživatelské rozhraní

Uživatelské rozhraní je rozděleno do několika záložek. První záložka (Obrázek 5.3) slouží k tomu, aby si uživatel nastavil porty, na kterých je připojen generátor a teploměr, tyto porty odpovídají portům, které jsou uvedeny na převodníku.



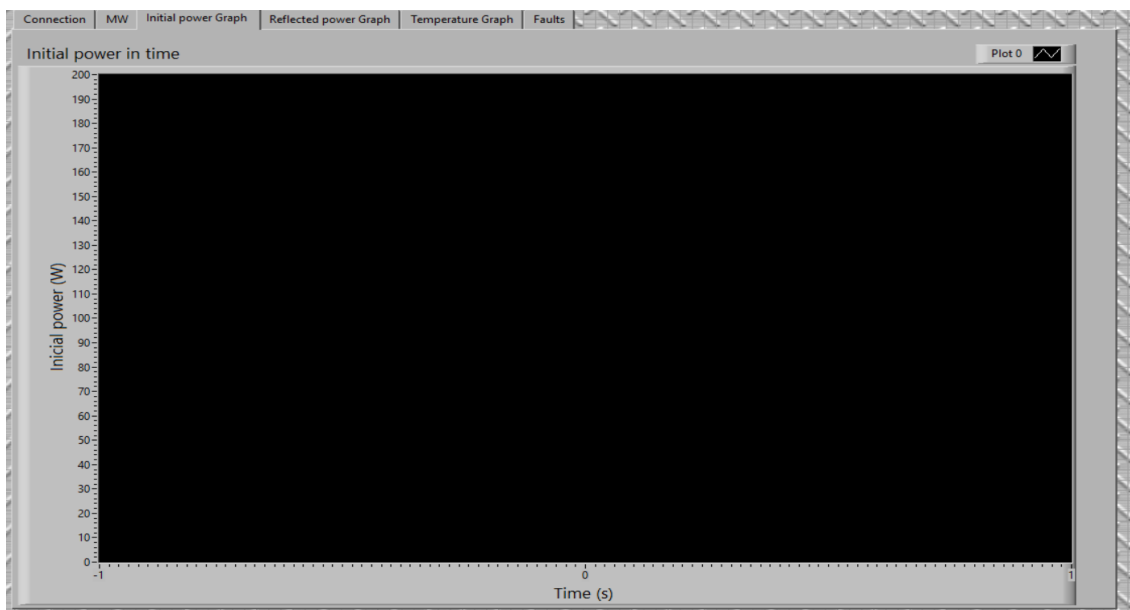
Obrázek 5.3: Záložka connection v uživatelském rozhraní.

Ve druhé záložce obrázek 5.4 si uživatel zadává hodnoty výkonu (nutno potvrdit tlačítkem apply), maximálního odraženého výkonu a frekvenci. Je zde tlačítko pro zapnutí/vypnutí zářiče mikrovln, funkci limitace odraženého výkonu (generátor sníží výkon aby nebyla překročena nastavená hodnota) a tlačítko STOP, které zastaví celý program. Nachází se zde ovládání peristaltické pumpy: start/stop, rychlost a směr otáčení elektromotoru, pokud svítí tlačítko CW/CCW zeleně je směr otáčení protisměru hodinových ručiček. Dále v této záložce jsou čtyři teploměry a každý má přiřazen vlastní snímací kanál, naměřené teploty jsou nepřetržitě zobrazovány ve stupních celsia. Je zde zobrazena hodnota útlumu v jednotkách decibel.

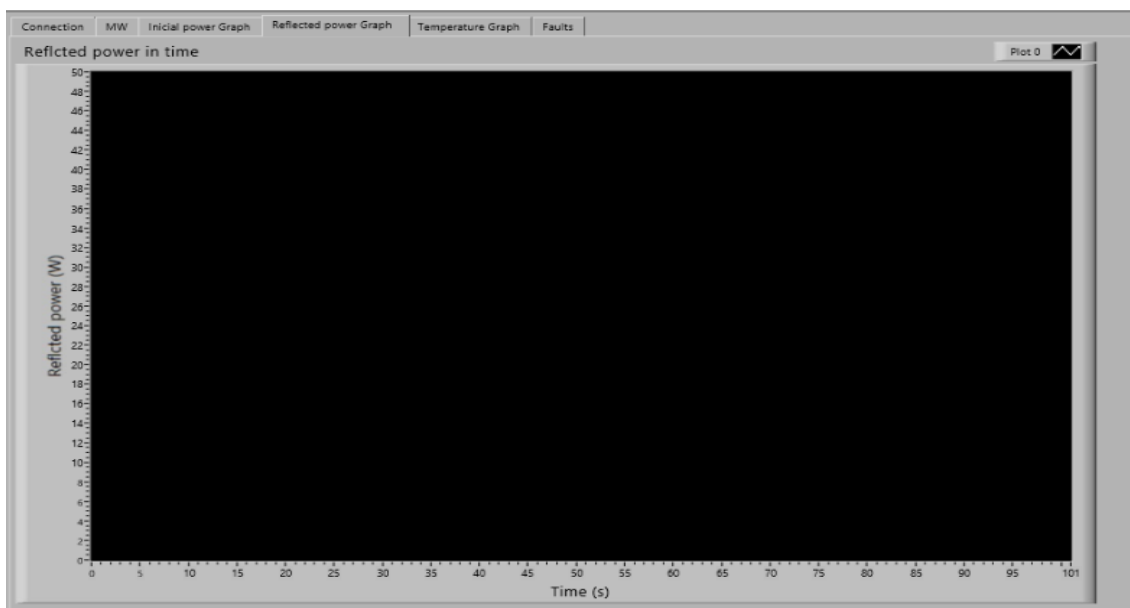


Obrázek 5.4: Záložka MW (microwave) v uživatelském rozhraní.

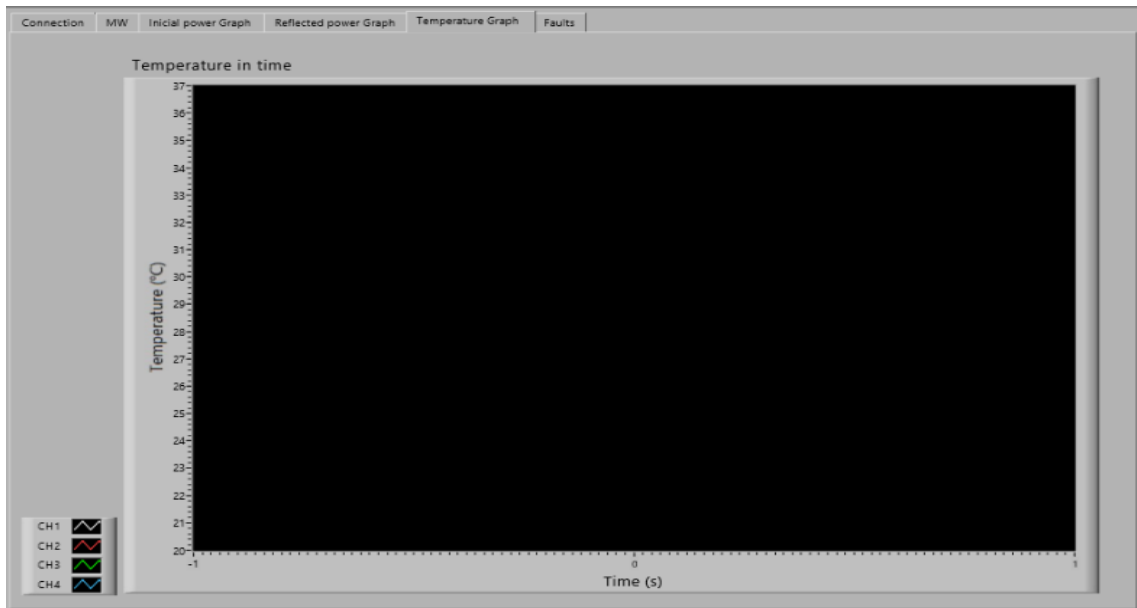
V ostatních záložkách uživatel najde grafy v čase dopředného výkonu obrázek 5.5, odraženého výkonu obrázek 5.6 a teploty snímané ze čtyřkanálového teploměru obrázek 5.7.



Obrázek 5.5: Záložka Initial power Graph v uživatlském rozhraní.

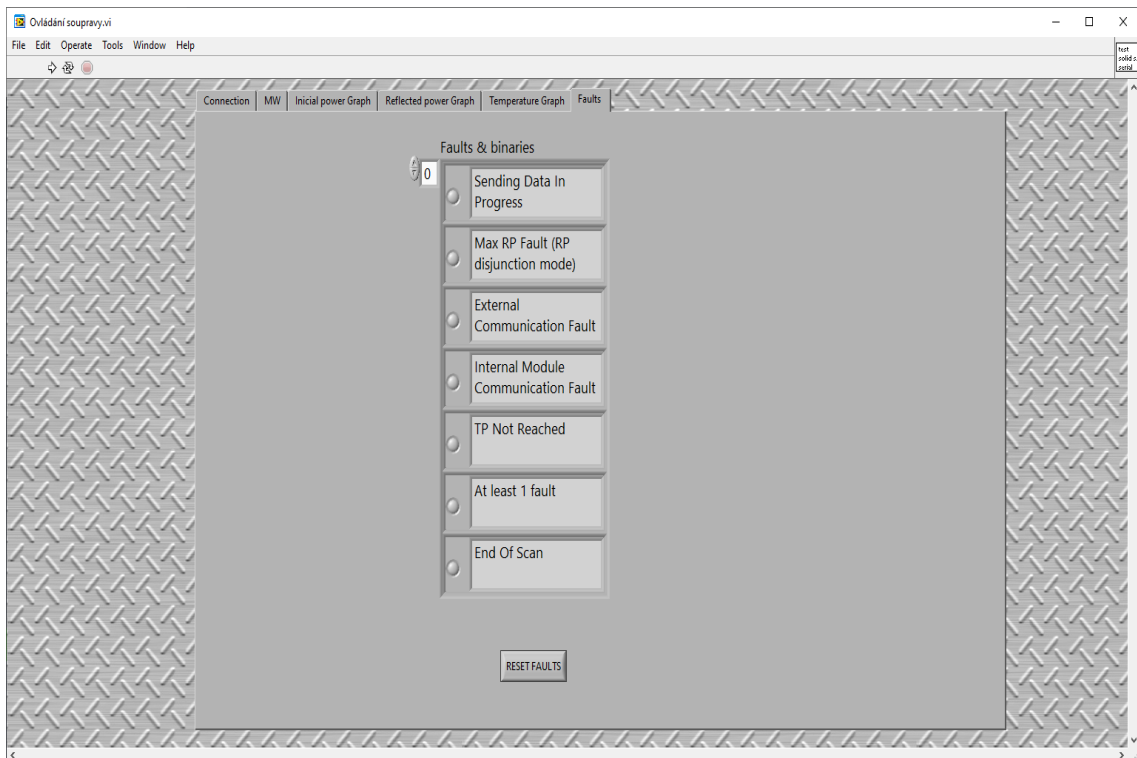


Obrázek 5.6: Záložka Reflected power Graph v uživatlském rozhraní.



Obrázek 5.7: Záložka Temperature Graph v uživatelském rozhraní.

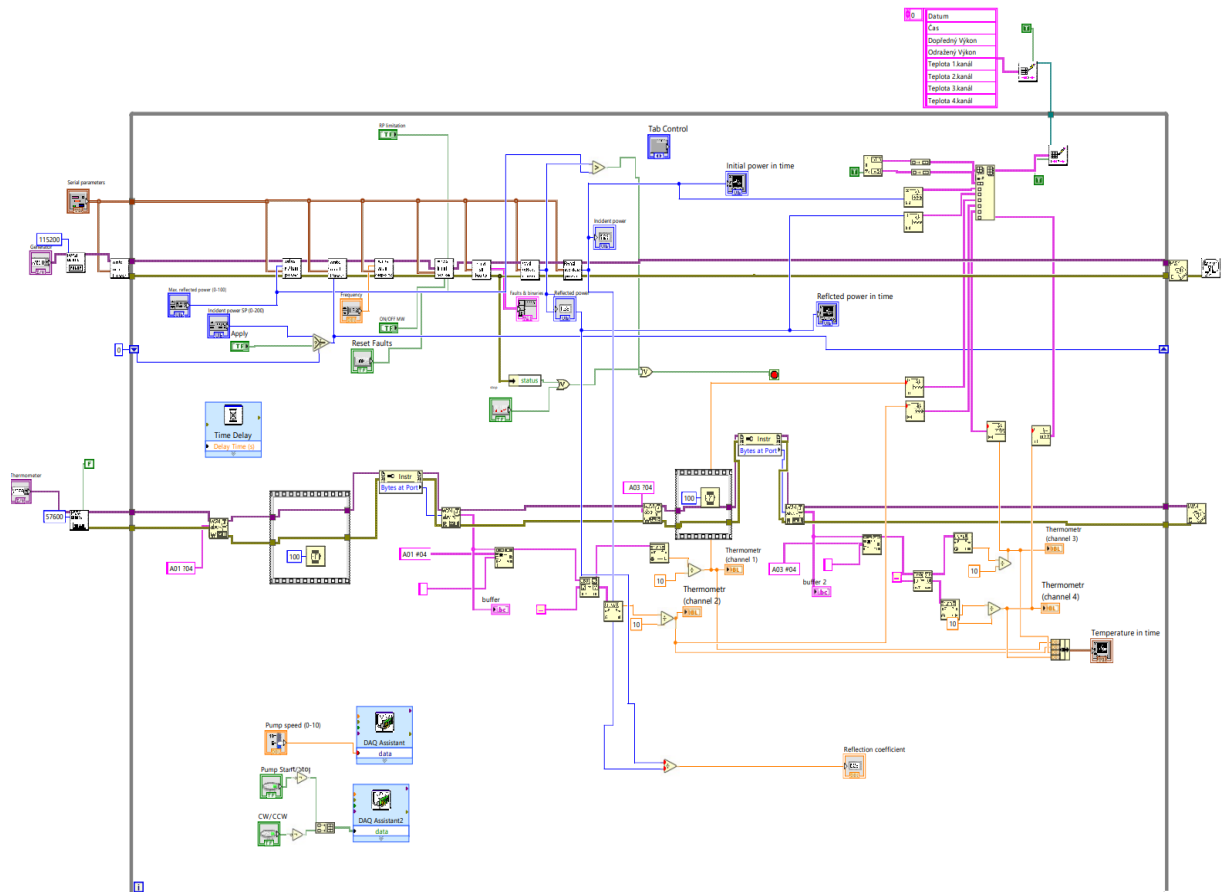
Poslední záložka Obrázek 5.8 obsahuje chyby, které hlásí generátor. Tabulka má několik stránek, které se dají měnit pomocí šipek a nebo zadáním čísla. Pokud se vyskytla nějaká chyba rozsvítí se světlo červeně v příslušném řádku. Tlačítkem reset se chyby dají vynulovat a jestliže byly odstraněny světlo zhasne.



Obrázek 5.8: Záložka Faults v uživatelském rozhraní.

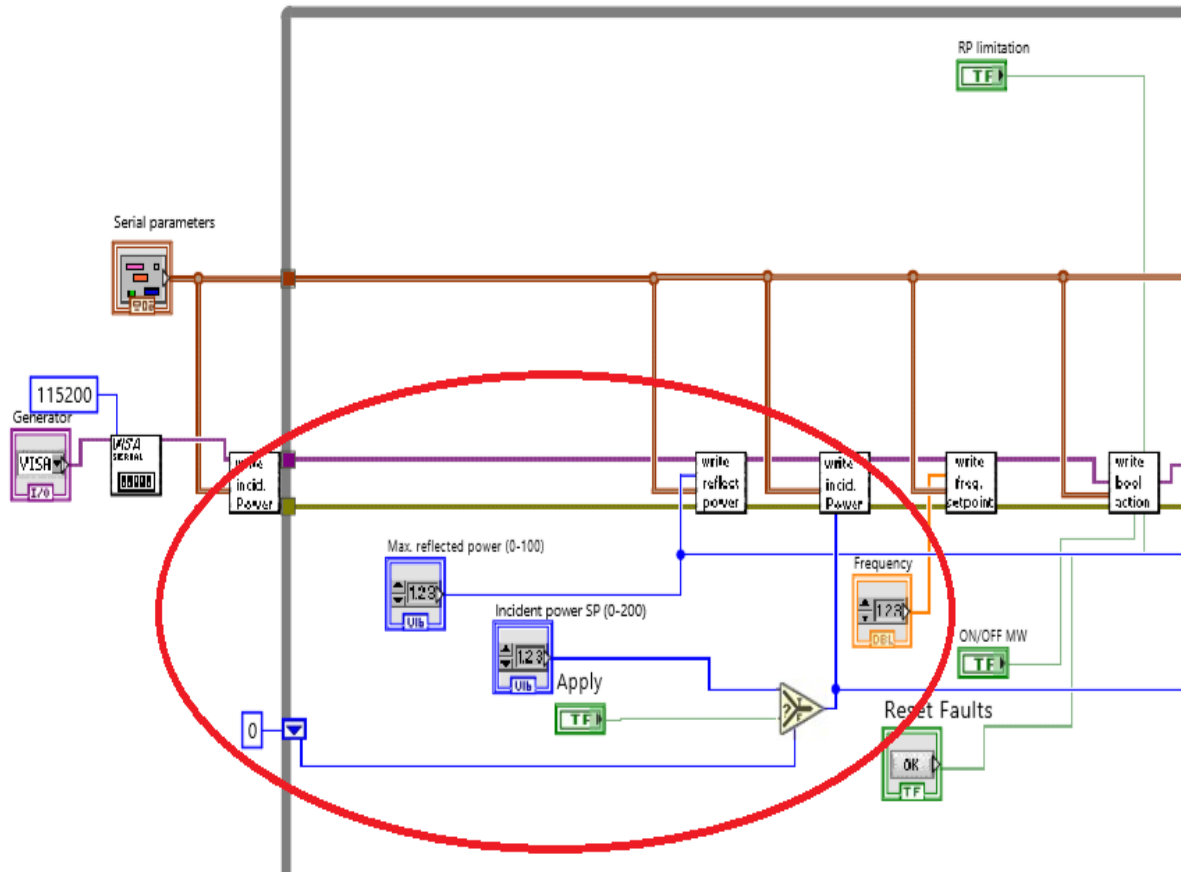
5.3 Celkový kód pro ovládání soupravy

Převážná většina algoritmu je v cyklu do-while obrázek 5.9, možnosti jak tento cyklus ukončit je přes tlačítko stop, zvýrazněnou ikonu na obrázku 5.19 a nebo když se vyskytne nějaká chyba.



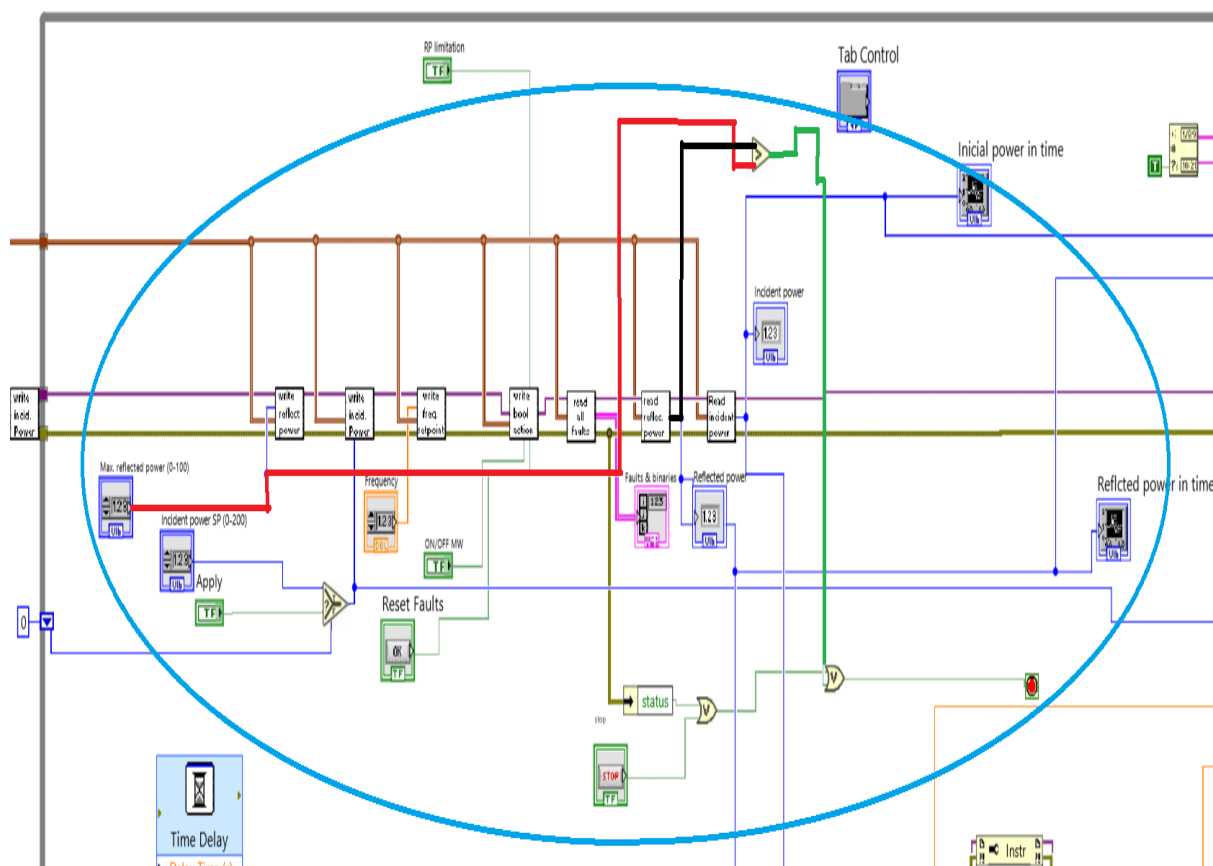
Obrázek 5.9: Kód pro ovládání mikrovlnné soupravy.

Do programu byli implementovány tři bezpečnostní opatření, které mají za úkol ochránit především pacienta i generátor. Prvním opatřením je omezení intervalu hodnot zadávaných uživatelem, jedná se o redukci u hodnot výkonu (0-200 W) a u hodnot odraženého výkonu (0-100 W), jelikož podle výrobce je generátor schopný absorbovat maximálně 100 W odraženého výkonu bez poškození. Druhým opatřením je potvrzení zadané hodnoty výkonu pomocí tlačítka Apply obrázek 5.10, zadanou hodnotu není možné potvrdit stisknutím klávesy Enter.



Obrázek 5.10: Potvrzení zadané hodnoty.

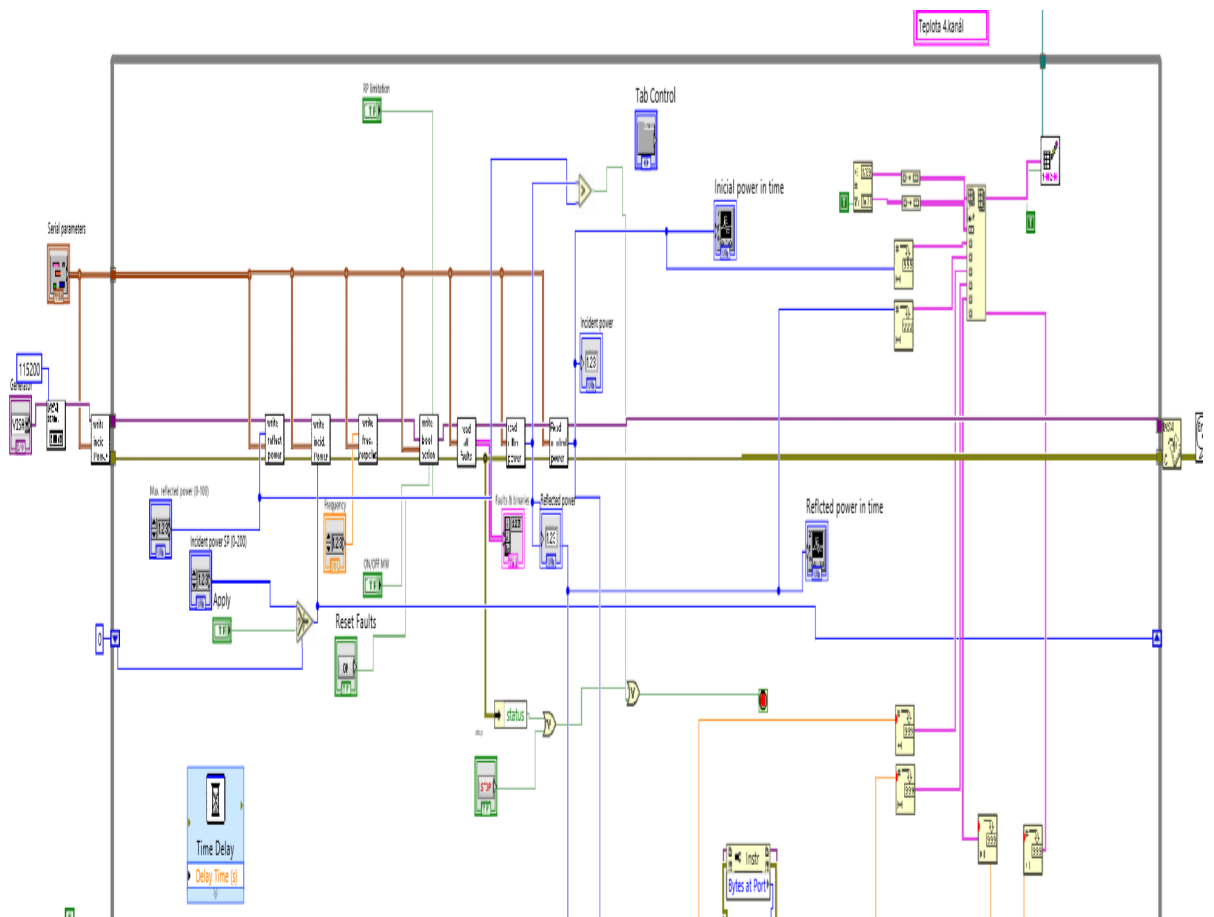
Třetí opatření kontroluje maximální povolenou hodnotu odraženého výkonu obrázek 5.11. Program porovnává zadanou maximální hodnotu odraženého výkonu (červená barva spojení) se skutečnou hodnotou odraženého výkonu (černá barva spojení). Když je větší hodnota naměřená než zadaná, vyšle se signál (zelená barva spojení), který zastaví program a vypne vysílání mikrovln. V generátoru je výrobcem nastavená funkce, která při zapnutí tlačítka RP limitation omezuje výkon, tak aby se nepřekročila nastavená hodnota povoleného odraženého výkonu. Tato pojistka nefunguje, když je tlačítko RP limitation vypnuté.



Obrázek 5.11: Kontrola maximální povolené hodnoty odraženého výkonu.

5.4 Komunikace mezi generátorem a řídicím počítačem

Dálkovou komunikaci mezi generátorem a řídicím počítačem bylo možné zajistit pouze použitím kabelu typu RS-232, který byl přiveden do převodníku viz. obrázek 4.5. Následně byl použit kabel USB, který se napojil do řídicího počítače. Bylo potřeba rozšířit prostředí LabVIEW o knihovnu Sairem Easy Modbus, která byla poskytnuta výrobcem generátoru. Na obrázku 5.12 je zobrazen algoritmus, který zajišťuje dálkovou komunikaci mezi řídicím počítačem a generátorem.

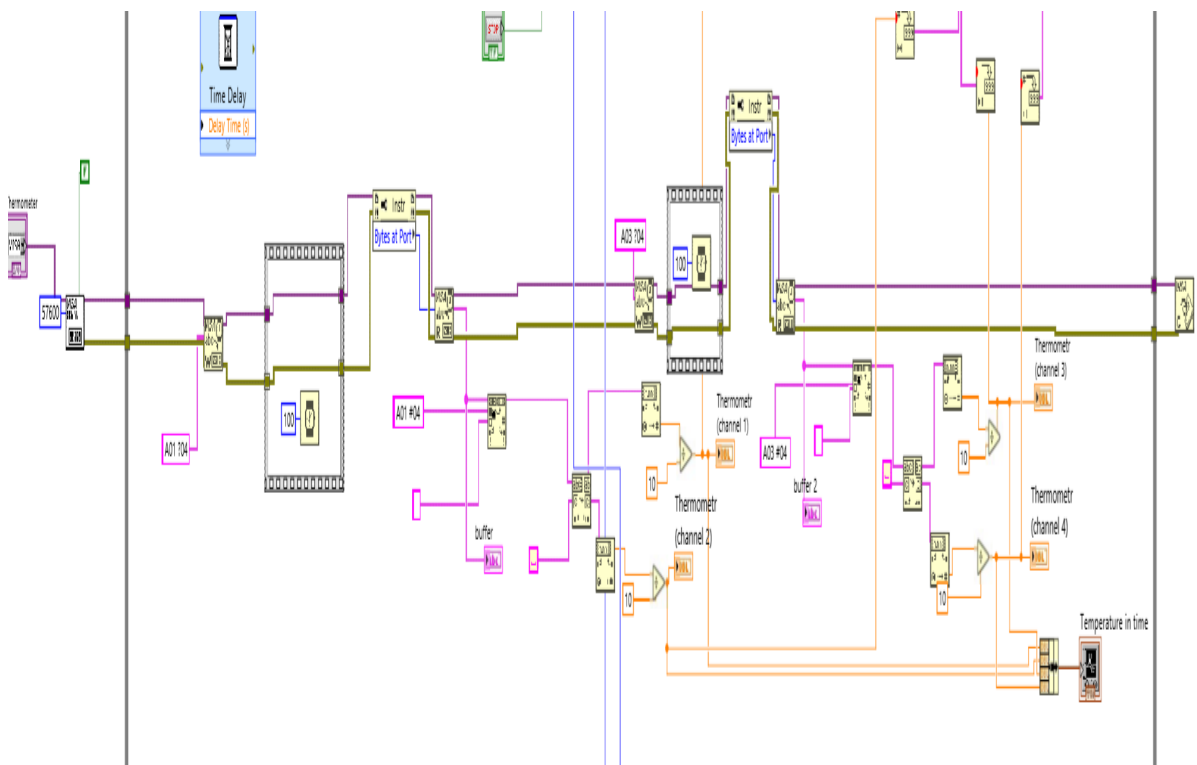


Obrázek 5.12: Algoritmus pro dálkové ovládání generátoru.

Generátor je připojen pomocí sériového portu, u kterého bylo zapotřebí nastavit přesný baud rate 115200 (udává počet změn stavu přenosového média za jednu sekundu, u RS-232 platí, že 1 baud = 1 bit/s) [19]. Nejdříve se musí v uživatelském prostředí obrázek 5.3 vybrat port na který je přiveden výstup z generátoru. Dalším krokem je, zadat hodnoty vstupních parametrů obrázek 5.4 (výkon, odražený výkon, frekvence), následuje načtení akcí z tlačítek (True or False). Poté se načtou hodnoty, které generátoru byly zadány, ty se zobrazí na displeji, uživatel si tak může ověřit jestli zadal správně hodnoty.

5.5 Komunikace mezi teploměrem a řídicím počítačem

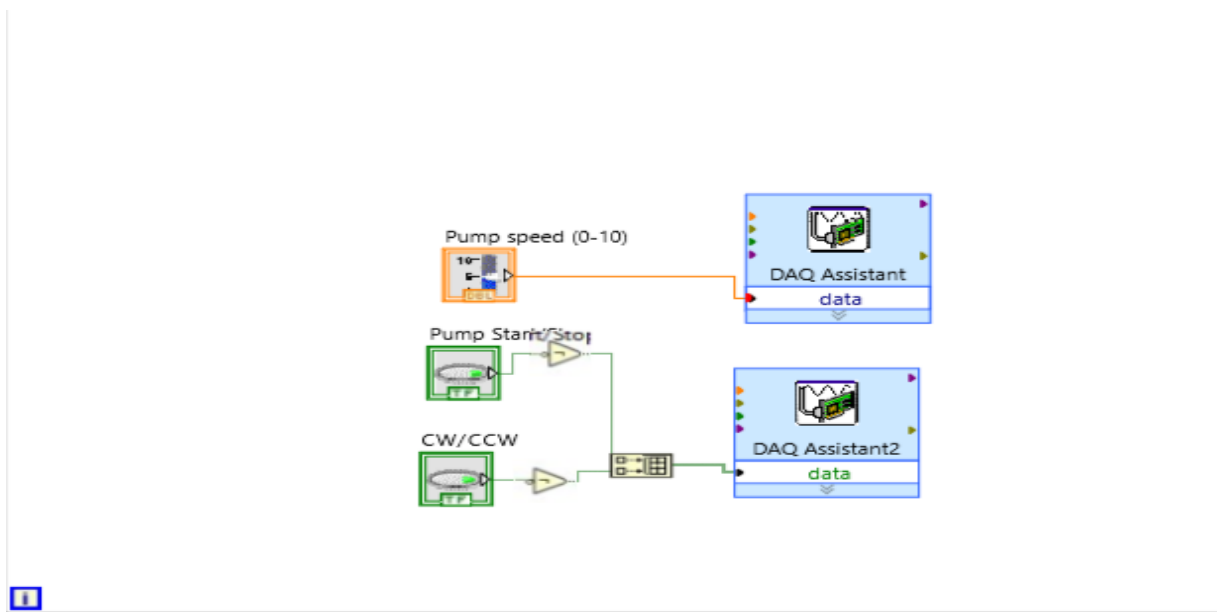
Dálková komunikace mezi teploměrem a řídicím počítačem je řešena obdobně jako u generátoru přes RS-232. I zde bylo zapotřebí nastavit hodnoty baud rate, tentokrát na 57600. Teploměr, který zde byl použit neposílá naměřené hodnoty teplot automaticky, uživatel si je musí vyžádat pomocí příkazů v ASCII formátu (American Standard Code for Information Interchange), které poskytuje výrobce[25]. Na Obrázku 5.13 je zobrazený algoritmus, který zajišťuje komunikaci mezi teploměrem a řídicím počítačem. Nejdříve se zadá teploměru příkaz, který požaduje aktuální snímanou hodnotu teplot z obou kanálů prvního modulu, teploměr odešle odpověď. Ta je také ve formátu ASCII, aby bylo možné načíst hodnoty teplot, které jsou obsažené v odpovědi, je potřeba odstranit ze stringu nadbytek informací. Zůstane pouze část stringu, která obsahuje samotné číslo. Toto číslo je potřeba vydělit deseti, aby se získal údaj o aktuální teplotě. Potom se provede druhý příkaz, který požaduje hodnotu teplot ze zbývajících dvou kanálů, úprava informace získaná z teploměru je obdobná, jako u předchozí odpovědi přístroje.



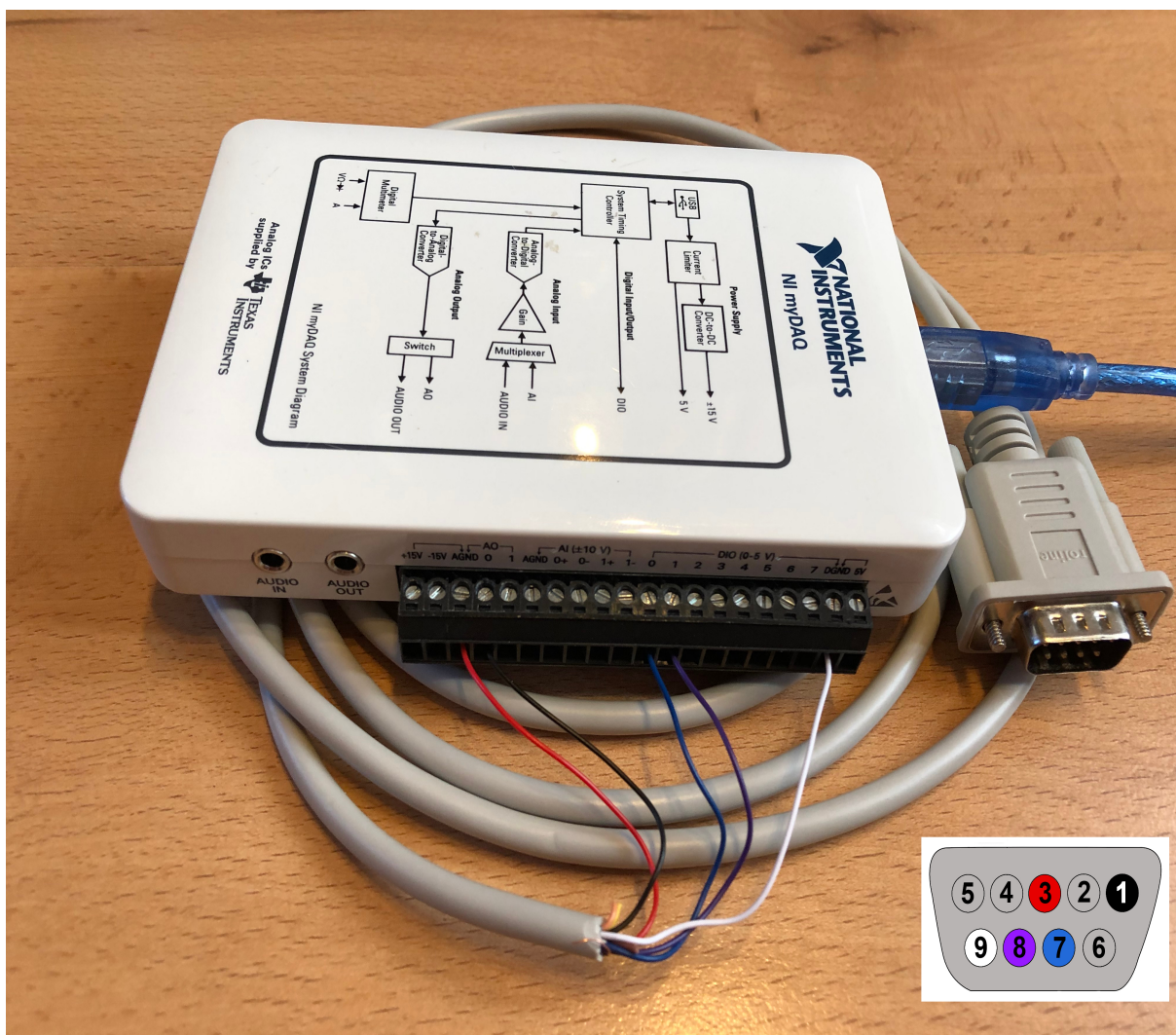
Obrázek 5.13: Algoritmus pro dálkové ovládání teploměru.

5.6 Komunikace mezi pumpou a řídicím počítačem

Dálkové ovládání u použité peristaltické pumpy nebylo zcela digitální, ovládání otáček je řízeno analogově, tedy změnou napětí nebo změnou proudu. Využitím karty myDAQ a manuálu pumpy se podařilo zprovoznit komunikaci s přístrojem. Na obrázku 5.14 jsou bloky programu, které pumpu ovládají. Blok s názvem "DAQ Assistant" generuje změny napětí na definovaném výstupu karty myDAQ obrázek 5.14 a tím se regulují otáčky pumpy. Blok "DAQ Assistant2" ovládá funkci start/stop a směr otáček motoru (po směru hodinových ručiček CW a nebo protisměru hodinových ručiček CCW) tyto dvě funkce jsou řízeny digitálně. Na obrázku 5.15 jsou zapojeny jednotlivé piny. Pro regulaci otáček byl využit vodič s černou izolací, který je zapojen do analogového výstupu karty (AO0) a vodič s červenou izolací, který je zapojený do analogového uzemnění (AGND). Funkci start/stop zajišťuje vodič s modrou izolací, který je přiveden do digitálního výstupu karty na slot 0 (DIO0), na další digitální výstup (DIO1) je připojen vodič s fialovou izolací a ten zajišťuje směr otáčení motoru. K digitálnímu uzemnění(DGND) je zapojen vodič s bílou izolací.



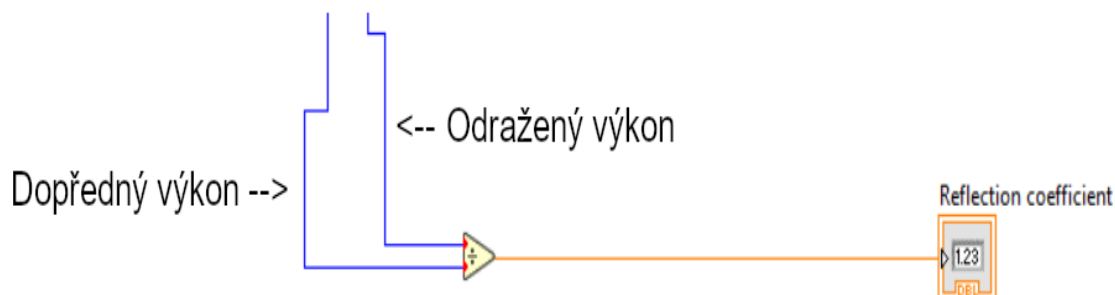
Obrázek 5.14: Algoritmus pro dálkové ovládání peristaltické pumpy.



Obrázek 5.15: Zapojení jednotlivých pinů do karty myDAQ.

5.7 Testování amplitudy koeficientu odrazu

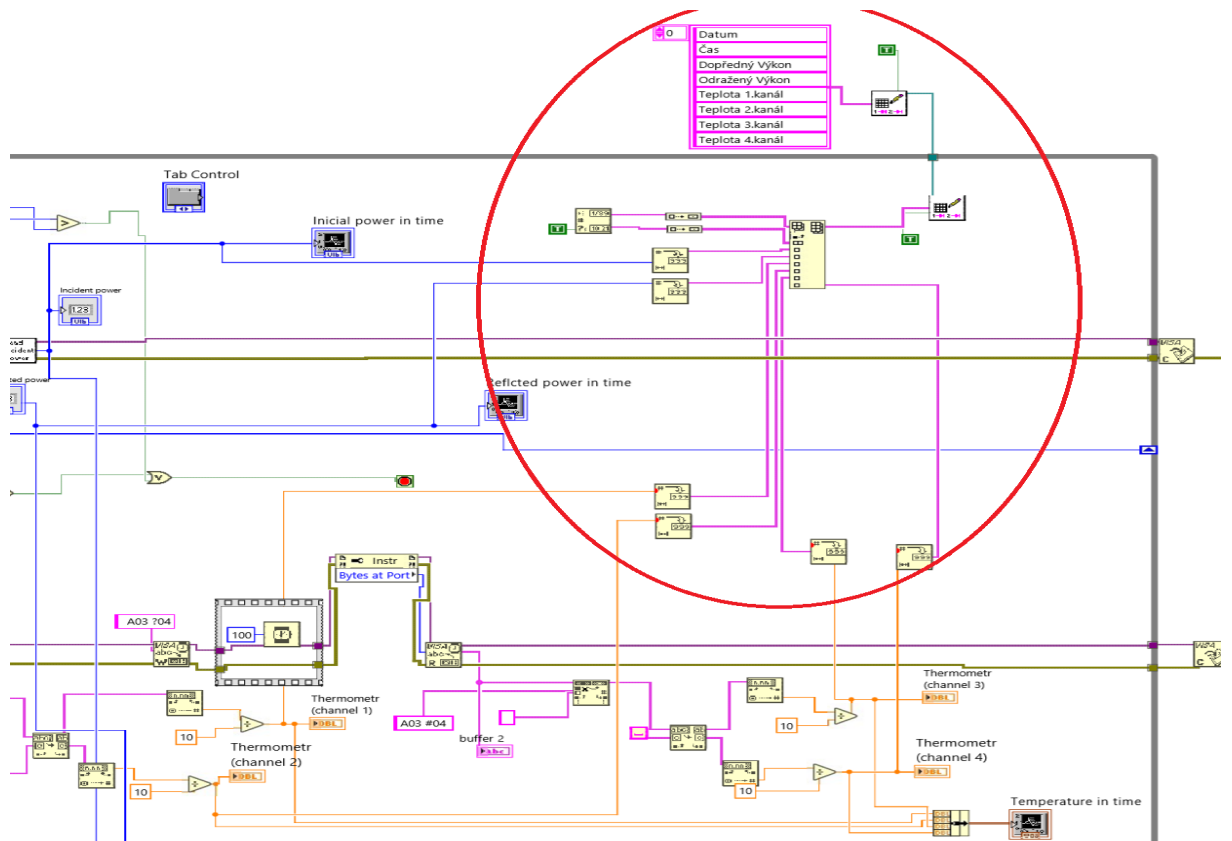
Použitím vztahu z obrázku 4.3 se získá koeficient odrazu. Na obrázku 5.16 je výpočet rovnice v programovacím prostředí. Výsledek je poté zobrazen v uživatelském prostředí v záložce MW.



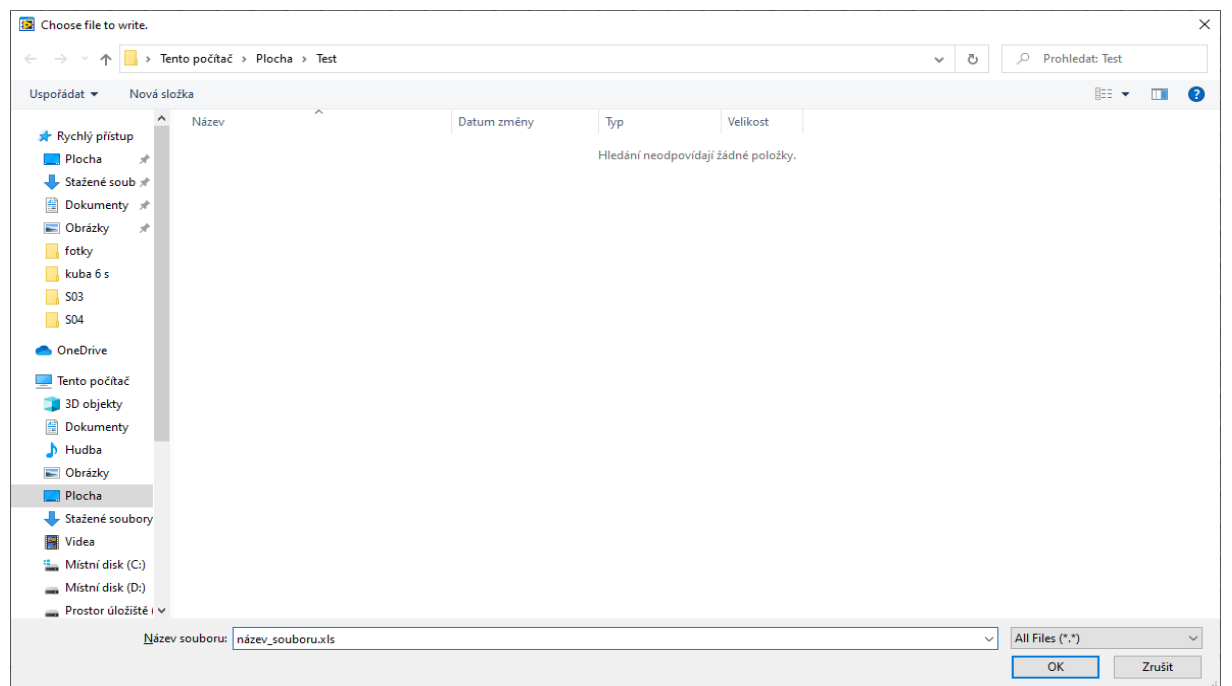
Obrázek 5.16: Algoritmus pro testování amplitudy koeficientu odrazu

5.8 Ukládání naměřených dat

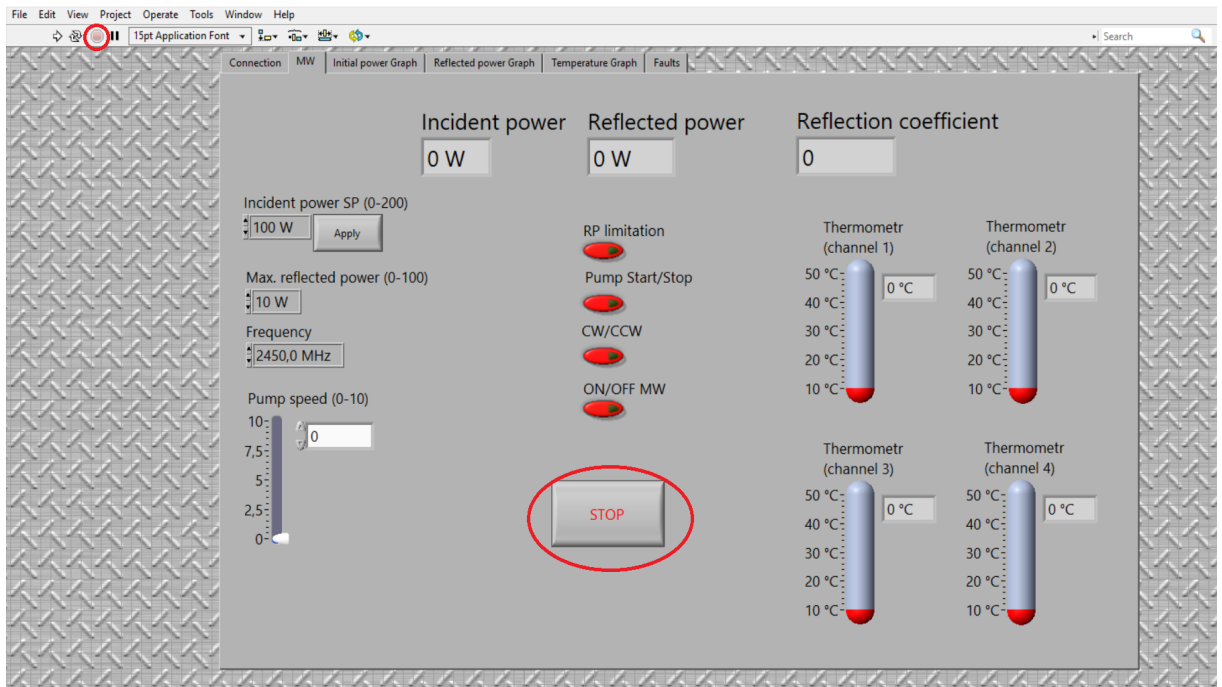
Při spuštění funkce programu se uživateli zobrazí pracovní okno obrázek 5.18, ve kterém si zvolí název souboru a jeho cílové umístění v adresáři počítače, soubor se musí uložit s příponou .xls jako je uvedeno na obrázku 5.18. Do vzniklého souboru se ukládají naměřené teploty v čase ze čtyřkanálového teploměru, dopředný a odražený výkon v čase a také se ukládá datum kdy bylo měření provedeno obrázek 5.17. Měřená číselná data jsou transformována do datového typu string pomocí funkčního bloku number/string. Musela být vytvořena hlavička s měřenými veličinami a poté bylo zapotřebí přiřadit jednotlivým sloupcům správné výstupy. Soubor bude možné otevřít až po ukončení funkce programu pomocí zvýrazněných ikon na obrázku 5.19. Pro zahájení dalšího měření stačí kliknout na zvýrazněnou ikonu na obrázku 5.2, opět se uživateli ukáže okno 5.18.



Obrázek 5.17: Algoritmus pro ukládání naměřených dat.



Obrázek 5.18: Pojmenování a uložení souboru s naměřenými daty.



Obrázek 5.19: Zvýrazněné ikony pro ukončení funkce programu.

5.9 Komunikace mezi vodní lázní a řídicím počítačem

Vzdálené ovládání přístroje "vodní lázeň" pomocí řídicího počítače nebylo možné implementovat.

6 Diskuse

Hlavním výstupem bakalářské práce je prototyp laboratorní soupravy pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii a program, který bude schopný ovládat tuto soustavu. Bylo využito vizuálního programovacího jazyka LabVIEW. Zahrnuto bylo implementování komunikace řídicího počítače s generátorem mikrovlnného výkonu, zobrazení teplot ze čtyřkanálového teploměru, ovládání peristaltické pumpy a vodní lázně, testování amplitudy koeficientu odrazu a uložení naměřených dat v čase. Metodika řešení byla navržena s ohledem na dostupné přístroje. Výsledný prototyp by měl být v budoucnu využit při animálních experimentech.

První část této práce je zaměřena na současný přehled o laboratorní soupravě pro lokální mikrovlnnou hypertermii. V této části jsou uvedeny informace o využívání elektromagnetického pole v lékařství a jeho vlivy na lidskou tkáň včetně biologických a fyziologických změn v organismu. Druhá část obsahuje požadavky na řídicí software pro laboratorní soupravu lokální mikrovlnné hypertermie. Řídicí software byl navržen v grafickém programovacím jazyku LabVIEW. Nejdříve bylo nutné zajistit komunikaci mezi řídicím počítačem a generátorem mikrovln. Dále bylo nutné zajistit komunikaci mezi řídicím počítačem a teploměrem. V závěrečné části je popsán navržený algoritmus v programovacím jazyku LabVIEW.

Podářilo se vytvořit řídicí program v LabVIEW obrázek 5.9, který je schopný ovládat mikrovlnný generátor, načítat hodnoty teplot z teploměru, testovat amplitudu koeficientu odrazu a ukládat naměřená data. Komunikaci mezi laboratorními přístroji nebylo možné zajistit přímo linkou RS-232, protože řídicí počítač je vybaven pouze USB konektory a nemá konektor D-Sub typu DE-9 M. Proto byl využit převodník, který umožnil tento problém odstranit. Aby přístroje bylo možné ovládat pomocí tohoto programu, musí uživatel v nastavení jednotlivých přístrojů, manuálně nastavit funkci vzdáleného ovládání.

Aby bylo možné zprovoznit komunikaci, bylo zapotřebí rozšířit knihovnu LabVIEW o speciální knihovnu funkcí, kterou vytvořil výrobce generátoru. Proto tento program bude fungovat pouze s generátory od výrobce Sairem. Všechny parametry generátoru jsou ovládány uživatelem v programu, který je bude upravovat podle své potřeby. Ovládání generátoru by mohlo být řešené automaticky, kde by si uživatel zadal rozmezí teplot ve kterých se chce pohybovat a program by upravoval hodnoty výkonu, což by se dalo zajistit pomocí PID regulátoru. Kvůli bezpečnosti, bylo zvoleno manuální řešení. Do celkového řešení byly implementovány ochranné funkce, které mají zabránit vzniku nežádoucích účinku na tkáni pacienta, obsluhy a nebo poškození samotné soupravy. Jedná se o potvrzení hodnoty výkonu generátoru obrázek 5.10 a také byl omezen rozsah těchto hodnot od 0 do 200 W. Další opatření

je vztaženo k odraženému výkonu obrázek 5.11, pokud by měl být větší než povolený program se automaticky vypne a tím vypne vysílání mikrovln.

Načítání teploty ze čtyřkanálového teploměru funguje na principu zadání speciálních příkazů poskytnuté výrobcem, na které přístroj odpoví. Kdyby se uživatel rozhodl použít více modulů a nebo odlišné moduly, tak snímání teploty nebude fungovat správně. Protože program je nastaven, tak aby se dotazoval na aktuálně snímané teploty ze dvou modulů, které mají po dvou kanálech. Program by se musel rozšířit o další příkazy na teploměr a v uživatelském rozhraní by se musely přidat další výstupy.

Dálkovou komunikaci mezi programem a peristaltickou pumpou nebylo možné zajistit pomocí linky RS-232, protože pumpa je převážně ovládána analogově a digitálně se ovládají pouze funkce na zapnutí/vypnutí elektromotoru a nebo při změně směru otáčení. Proto zde byla využita karta myDAQ, která dostatečně posloužila při řešení tohoto problému. Obdobně by se tento problém mohl řešit pomocí Arduino a nepájivého pole s použitím elektronických součástek a komponent.

Nepodařilo se vytvořit vzdálenou komunikaci s vodní lázní, protože výrobce nebyl ochoten bezúplatně nebo za přijatelnou částku poskytnout komunikační protokol s jeho přístrojem. I přes chybějící komunikační protokol, byl proveden pokus o ovládání přístroje pomocí nahodilých běžných příkazů, na které nevykazoval žádnou reakci. Cílem bylo zjistit jaký kód využívá pro výměnu informací.

Do programu byly přidány grafy, které budou zaznamenávat průběh vyšetření, sleduje se změna teploty v čase jednotlivých teplotních senzorů, změna dopředného a odraženého výkonu v čase. Naměřené hodnoty jsou ukládány do souboru, který si uživatel při spuštění programu pojmenuje ve formátu x.xls a vybere si cílový adresář v počítači, kam chce aby se záznam uložil. Více přívětivější pro uživatele je to, když pojmenovaný soubor by měl automaticky dodanou příponu xls. Bohužel tento problém se nepodařilo vyřešit a uživatel musí příponu dopsat ručně.

Otestovalo se vzdálené ovládání generátoru, což znamená zadání hodnot dopředného a povoleného odraženého výkonu, načítání dopředného a odraženého výkonu, aby uživatel měl přehled o funkci generátoru a zahájení mikrovlnného výkonu. Dále se vyzkoušelo ovládání peristaltické pumpy (zapnutí/vypnutí, rychlost a změna směru otáčení elektromotoru). Program je schopný vyčítat teploty ze čtyřkanálového teploměru. Nebylo možné otestovat část programu, která zajišťuje ukládání naměřených dat, z důvodu momentální nedostupnosti laboratoře, kde jsou umístěny nezbytné přístroje.

7 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo vytvořit řídicí systém pro lokální mikrovlnnou hypertermii v programovacím prostředí LabVIEW. Metodika byla vytvořena primárně pro přístroje, které je možné ovládat dálkově. Pro tuto bakalářskou práci byly využity přístroje, které poskytla Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

Byl vytvořen instalační program se softwarovou aplikací ve formátu .exe pro laboratorní mikrovlnný systém pracující na frekvenci 2,45 GHz. Softwarová aplikace obsahuje řídicí program, který umožňuje ovládání mikrovlnného generátoru, peristaltické pumpy a je schopný kontinuálně vyčítat aktuální hodnoty teplot ze čtyřkanalového teploměru. Byla implementována funkce, která vytvoří soubor se záznamem naměřených parametrů v průběhu času: dopředný a odražený výkon, včetně jednotlivých teplot z každého teploměru. Byly vloženy ochranná opatření, která mají za úkol chránit pacienta, personál a samotné přístroje. Jedná se o potvrzení zadané hodnoty dopředného výkonu tlačítkem, omezení rozsahu zadávaných hodnot dopředného výkonu od 0 W do 200 W a systémovou kontrol maximální povolené hodnoty odraženého výkonu. Nebylo možné implementovat dálkové ovládání přístroje "vodní lázně" z důvodu neposkytnutí komunikačního protokolu jeho výrobcem. Softwarová aplikace s řídicím programem nebyla komplexně otestována.

Před záměrem využívání prototypu laboratorní soupravy pro lokální povrchovou mikrovlnnou hypertermii při animálních experimentech, je důležité nejdříve praktickým testováním ověřit správnou funkci laboratorní soupravy a programu na fantomu. Přitom je nezbytné postupně vyřešit zjištěné nežádoucí odezvy, funkce a reakce programu.

Seznam použité literatury

1. ORGANIZATION, World Health. *Cancer* [[⟨https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cancer⟩](https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cancer)]. 2017. Online; cit. [2019-23-11].
2. VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2003. ISBN 8001027058.
3. ZOUL, Zdeněk. *Hypertermie v léčbě nádorových onemocnění* [[⟨https://www.tribune.cz/clanek/28524-hypertermie-v-lecbe-nadorovych-onemocneni⟩](https://www.tribune.cz/clanek/28524-hypertermie-v-lecbe-nadorovych-onemocneni)]. 2012. Online; cit. [2019-23-11].
4. STREFFER, C. Aspects of Metabolic Change After Hyperthermia. In: *Application of Hyperthermia in the Treatment of Cancer*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1988, s. 7–16. ISBN 978-3-642-83260-4.
5. KUBEŠ, Jiří. *Imunomodulační účinky hypertermie v léčbě nádorů* [[⟨https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/13527/⟩](https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/13527/)]. 2007. Online; cit. [2020-15-03].
6. COLOMBO, Renzo; DA POZZO, Luigi Filippo; SALONIA, Andrea; RIGATTI, Patrizio; LEIB, Zvi; BANIEL, Jack; CALDARERA, Emanuele; PAVONE-MACALUSO, Michele. Multicentric Study Comparing Intravesical Chemotherapy Alone and With Local Microwave Hyperthermia for Prophylaxis of Recurrence of Superficial Transitional Cell Carcinoma. *Journal of Clinical Oncology*. 2003, roč. 21, č. 23, s. 4270–4276. Dostupné z DOI: [⟨10.1200/JCO.2003.01.089⟩](https://doi.org/10.1200/JCO.2003.01.089). Online; cit. [2020-15-03].
7. CABANOVÁ, Zuzana. *BIOLOGICKÉ ÚČINKY ELEKTROMAGNETICKÉHO POĽA* [[⟨http://advances.utc.sk/index.php/AEEE/article/view/339/382⟩](http://advances.utc.sk/index.php/AEEE/article/view/339/382)]. 2004. Online; cit. [2020-15-03].
8. CHICHEŁ, Adam; SKOWRONEK, Janusz; KUBASZEWSKA, Magda; KANIKOWSKI, Marek. Hyperthermia – description of a method and a review of clinical applications. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*. 2007, roč. 12, č. 5, s. 267–275. Dostupné z DOI: [⟨https://doi.org/10.1016/S1507-1367\(10\)60065-X⟩](https://doi.org/10.1016/S1507-1367(10)60065-X).
9. SYSTEM, ALBA Hyperthermia. *THE SCIENCE BEHIND HYPERTHERMIA Introduction* [[⟨http://www.albahyperthermia.com/hyperthermia-overview.html⟩](http://www.albahyperthermia.com/hyperthermia-overview.html)]. Online; cit. [2020-15-03].
10. NILSSON, P; PERSSON, B. *Computer controlled microwave system for clinical hyperthermia* [[⟨https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/30/4/001⟩](https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/30/4/001)]. 1984. Online; cit. [2019-23-11].
11. VRBA, D. *Nové technologie pro termo-terapeutické metody založené na aplikaci mikrovlnného výkonu do léčené oblasti*. Kladno, 2017.

12. SYSTEM, ALBA Hyperthermia. *ALBA HYPERTHERMIA SYSTEM ON 4000* [<http://www.albahyperthermia.com/hyperthermia-ON4000.html>]. Online; cit. [2020-15-03].
13. ROMAN, Nicolae; DAN, V.; CIUPA, R.; POMPAS, V. Hyperthermia Control Using a Computer Microwave System in Cancer Therapy. In: 2010, s. 103–105. Dostupné z DOI: [10.1007/978-3-642-03906-5_28](https://doi.org/10.1007/978-3-642-03906-5_28). Online; cit. [2020-15-03].
14. BRESS, Thomas J. *Effective Labview Programming*. Allendale: National Technology & Science, 2013. ISBN 978-1934891087.
15. KIM MEY CHEW Rubita Sudirman, Norhudah Seman; YONG, Ching Yee. *Reflection Coefficient Detection of Simulation Models for Microwave Imaging Simulation System* [https://www.researchgate.net/publication/257349649_Reflection_Coefficient_Detection_of_Simulation_Models_for_Microwave_Imaging_Simulation_System]. 2013. Online; cit. [2020-15-03].
16. NOTES, Electronics. *What is VSWR: Voltage Standing Wave Ratio* [<https://www.electronics-notes.com/articles/antennas-propagation/vswr-return-loss/what-is-vswr.php>]. Online; cit. [2020-15-03].
17. LANDIS+GYR. *Metering Glossary* [https://web.archive.org/web/20121129015019/http://www.landisgyr.eu/en/pub/services_support/metering_glossary.cfm?eventGlossary=glossary.Search&initial=R]. 2012. Online; cit. [2020-15-03].
18. ADVANTECH. *Isolated USB 2 or 4 port to RS-232 Converters* [https://www.advantech.com/products/a028eee2-1611-4469-8f11-a2326e35d4bf/bb-uso9ml2-4p/mod_1fac7b03-1120-413d-ba95-09f56f29a930]. 2019. Online; cit. [2019-30-11].
19. SAS, Sairem. *SOLID STATE MICROWAVE GENERATOR 200 W 2450 MHz* [https://www.sairem.com/wp-content/uploads/2019/02/GMS-200WSM_REV_D_EN.pdf]. 2015. Online; cit. [2019-30-11].
20. OPTOCON. *FIBER OPTIC THERMOMETER FOTEMPMK-19"MODULAR* [http://www.optocon.de/fileadmin/media/pdfs/160803.Optocon.Fiberoptical_thermometer_FOTEMPMK-19_Modular_EN.pdf]. 2015. Online; cit. [2019-30-11].
21. OPTOCON. *FIBER OPTIC TEMPERATURE SENSOR TS3* [http://www.optocon.de/fileadmin/media/pdfs/2019/TS3_20190315.pdf]. 2015. Online; cit. [2019-30-11].
22. LTD, Grant Instruments (cambridge). *Precision immersion thermostats,baths & circulators Optima TX150 & TXF200* [<https://www.grantinstruments.com/scientific/water-baths/heated-circulating-baths/tx150-series-heated-circulating-baths>]. 2013. Online; cit. [2020-15-03].

23. INC, Thermo Fisher Scientific. *FH100 peristaltic variable pump system operating manual* [<https://static.thermoscientific.com/images/D01184~.pdf>]. 2009. Online; cit. [2020-15-03].
24. INSTRUMENTS, National. *Take Your Second Measurement, Build an Audio Equalizer Using NI myDAQ and LabVIEW* [<http://www.ni.com/tutorial/11433/en/>]. 2017. Online; cit. [2020-15-03].
25. OPTOCON. *Communication Protocol for FTMSv2* [http://www.optocon.de/fileadmin/media/fotemp/FotempCommunicationFTMS_Rev_12.pdf]. 2015. Online; cit. [2019-30-11].

Příloha A: Obsah přiloženého DVD

- Klíčová slova v čj i aj (klicova_slova.pdf)
- Abstrakt česky (abstrakt_cesky.pdf)
- Abstrakt anglicky (abstrakt_anglicky.pdf)
- Naskenované zadání bakalářské práce (zadani_bakalarske_prace.pdf)
- Bakalářská práce (17PBBBP_465282_Jakub_Kostinec.pdf)
- Soubor ZIP s řídicím programem pro ovládání prototypu ve formátu VI (zdrojový kód)
- Soubor ZIP s instalačním programem se softwarovou aplikací ve formátu EXE, která obsahuje řídicí program (needitovatelná zkompilovaná verze)