



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

# 4-kanálový systém snímání teploty v perfuzním okruhu

Bakalářská práce

Student: Adéla Hůlová

Vedoucí práce: Ing. Jana Štěpanovská

Konzultant: Ing. Roman Matějka

Kladno

květen 2016

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student: **Adéla Hůlová**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **4-kanálový systém pro snímání teploty v perfuzním okruhu**  
Téma anglicky: 4-channel system for temperature logging in perfusion circuit

### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

V rámci práce realizujte zařízení pro snímání teploty v perfuzním okruhu. Zařízení musí mít 4 kanály využitelné pro senzor PT100 nebo NTC (s možností volby nezávisle pro kanál, použitelné pro vpichové a sterilní čidla). Součástí práce je i programové vybavení pro uživatele. Změřené hodnoty musí být také automaticky zaznamenávány pro pozdější analýzu. Zařízení laboratorně ověřte.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Husák, Miroslav, *Senzory v lékařství*, ed. 1. vydání, České vysoké učení technické v Praze, 2007, 163 s., ISBN 978-80-01-03611-2  
[2] John G. Webster, *The measurement, instrumentation and sensors handbook*, ed. 1st, Boca Raton : CRC Press, 1999, ISBN 9780471676003

zadání platné do: 30.09.2017  
Vedoucí: Ing. Jana Štěpanovská  
Konzultant: Ing. Roman Matějka

.....  
vedoucí katedry / pracoviště

.....  
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci „4-kanálový systém pro snímání teploty v perfuzním okruhu“ vypracovala samostatně a využila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které jsou uvedeny na konci práce.

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).

V Kladně dne .....

.....

Adéla Hůlová

## **Poděkování**

Děkuji Ing. Janě Štěpanovské za vedení mé práce a za čas, který mi věnovala. Děkuji své rodině a přátelům, kteří mi byli oporou nejen při psaní této práce, ale i během celého dosavadního studia.



## **Název bakalářské práce**

4-kanálový systém snímání teploty v perfuzním okruhu

### **Abstrakt**

Tato práce se zabývá měřením teploty jako jednoho parametru při mechanické perfuzi ledvin. První část práce popisuje postupy uchovávání ledvin před transplantací, zejména mechanickou perfuzi. Dále jsou popsány některé senzory pro měření teploty. V další části je navrženo čtyřkanálové zařízení pro snímání teploty pomocí senzorů Pt100 a NTC 100. Součástí práce je také programové vybavení a ověření vytvořeného zařízení.

### **Klíčová slova**

transplantace ledvin, nebijící dárci, mechanická perfuze, měření teploty, NTC 100, Pt100, Arduino

## **Bachelor thesis title**

4-channel system for temperature logging in perfusion circuit

### **Abstract**

This thesis deals with temperature measurement as a parameter of machine perfusion of kidney. First part of the thesis describes kidney preservation methods before transplantation, mainly machine perfusion. Then some sensors for temperature measurement are described. In the next part a four-channel device for temperature logging using Pt100 and NTC 100 sensors is designed. The thesis also includes software and verification of the implemented device.

### **Key words**

kidney transplantation, nonheart-beating donors, machine perfusion, temperature measurement, NTC 100, Pt100, Arduino

# Obsah

<b>Seznam zkratek</b>	<b>VIII</b>
<b>Seznam symbolů</b>	<b>IX</b>
<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Transplantace ledvin</b>	<b>2</b>
1.1 Dárci ledvin . . . . .	2
1.2 Pojmy spojené s transplantací ledvin od NHBD . . . . .	5
1.2.1 Ischémie . . . . .	5
1.2.2 Reperfuzní poškození . . . . .	5
1.2.3 Zpožděná funkce štěpu . . . . .	6
1.2.4 Nefunkčnost štěpu . . . . .	6
1.3 Metody uchovávání ledvin . . . . .	7
1.3.1 Prosté chlazení . . . . .	7
1.3.2 Retrogradní oxygenová persuflace . . . . .	7
1.3.3 Mechanická perfuze . . . . .	7
<b>2 Měření teploty</b>	<b>10</b>
2.1 Senzory teploty . . . . .	10
2.1.1 Kovové odporové senzory . . . . .	10
2.1.2 Polovodičové odporové senzory . . . . .	11
2.1.3 Vyhodnocení odporu senzorů . . . . .	13
2.1.4 Termoelektrické články . . . . .	14
<b>3 Cíle práce</b>	<b>15</b>
<b>4 Metody řešení</b>	<b>16</b>
4.1 Analogové řešení . . . . .	16
4.2 Digitální řešení . . . . .	19
4.2.1 Digitální sběr dat s použitím Arduino UNO . . . . .	19

4.2.2	A/D převodník MCP3428 . . . . .	21
4.2.3	Návrh zapojení . . . . .	22
4.2.4	Návrh a výroba DPS . . . . .	26
<b>5</b>	<b>Výsledky</b>	<b>28</b>
5.1	Programové vybavení . . . . .	30
5.2	Ověření . . . . .	34
	<b>Diskuze</b>	<b>36</b>
	<b>Závěr</b>	<b>38</b>
	<b>Reference</b>	<b>39</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>43</b>

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
A/D	Analogově-digitální
ATP	Adenosintrifosfát
CI	Cold Ischaemia - studená ischemie
DGF	Delayed Graft Function - zpožděná funkce štěpu
DPS	Deska plošných spojů
EKG	Elektrokardiogram
HBD	Heart-beating Donor - bijící dárce
HMP	Hypotermická mechanická perfuze
I <sup>2</sup> C	Inter-Integrated Circuit - dvou vodičová sériová sběrnice pro komunikaci
MP	Mechanická perfuze
NHBD	Nonheart-beating Donor - nebijící dárce
NMP	Normotermická mechanická perfuze
NTC	Negative Temperature Coefficient - záporný teplotní součinitel
PNF	Primary Non-function - nefunkčnost štěpu
PTC	Positive Temperature Coefficient - kladný teplotní součinitel
RI	Reperfusion injury - reperfuzní poškození
ROP	Retrográdní oxygenová persuflace
RR	Renal Resistance - průtočný odpor ledviny
RTC	Real Time Clock - hodiny reálného času
SCL	Serial Clock - sériové hodiny
SCS	Simple Cold Storage - prosté chlazení
SDA	Serial Data - sériová data
SMD	Surface Mount Device - technologie pro povrchovou montáž
THT	Through Hole Technology - technologie pro klasickou montáž
WI	Warm Ischaemia - teplá ischemie

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$A$	$\Omega$	Konstanta geometrického tvaru senzoru NTC
$\alpha$	-	Teplotní součinitel odporu
$\beta$	K	Teplotní konstanta senzoru NTC
$I$	A	Elektrický proud
$R$	$\Omega$	Elektrický odpor
$t$	$^{\circ}\text{C}$	Teplota
$T$	K	Termodynamická teplota
$U, V$	V	Elektrické napětí

# Úvod

Při selhání ledvin je jedinou možností léčby dialýza nebo transplantace, kdy ledvinu může poskytnout buď žijící nebo kadaverózní dárce. S prodlužující se čekací listinou na transplantaci ledvin se zvyšuje množství potřebných dárců. Větší počet ledvin k transplantaci je možné získat od tzv. dárců rozšířených kritérií, mezi které patří kadaverózní nebijící dárce. S transplantací orgánů od těchto dárců se však pojí mnoho problémů, které vedou k poškození ledviny, což může vyústit například v její omezenou životaschopnost nebo opoždění funkce v těle příjemce. Aby byly omezeny procesy poškozující ledvinu v čase od vyjmutí z těla dárce (nebo od zástavy jeho krevního oběhu) do transplantace do těla příjemce, bylo vyvinuto několik způsobů uchovávání orgánu. Nejjednodušším z nich je prosté chlazení, kdy je ledvina staticky uchovávána při nízké teplotě. Jako šetrnější pro samotný orgán se však ukázala mechanická perfuze, při níž je ledvina promývána perfuzním roztokem. Jedním z parametrů mechanické perfuze je teplota perfuzního média, na základě které lze rozeznat perfuzi hypotermickou, která probíhá při teplotě kolem 4 °C, a normotermickou, při které má roztok teplotu blízkou fyziologické teplotě těla.

Cílem této práce bylo navrhnout a zkonstruovat čtyřkanálové zařízení, které bude schopné měřit teplotu na různých místech perfuzního okruhu vytvořeného v rámci experimentální jednotky.

# 1 Transplantace ledvin

Ledviny jsou párovým životně důležitým orgánem vylučovací soustavy, jehož hlavní funkcí je odstraňování nadbytečných látek a zplodin metabolismu z krve. Ledviny se podílejí na udržování stálosti vnitřního prostředí, řízení hodnoty krevního tlaku a také na metabolismu vápníku. Pokud dojde k selhání jedné ledviny, druhá je schopna plně zastat její funkci. Selhání obou ledvin je život ohrožující stav, jehož řešením je pouze dialýza nebo transplantace.

Dialýza je založena na pohybu látek rozpuštěných v krvi přes semipermeabilní membránu na základě koncentračního gradientu. Při hemodialýze je vytvořen mimotělní oběh a vlastní čištění krve se odehrává v dialyzátoru. Procedura trvá několik hodin a je třeba ji opakovat nejméně třikrát týdně, přičemž pacient musí docházet do dialyzačního centra [1]. Při peritoneální dialýze se pomocí katétru dialyzátem naplní peritoneální dutina a přes peritoneum proudí do dialyzátu rozpuštěné látky a voda. Po určitém čase se dialyzát z peritoneální dutiny opět vypustí pomocí katétru. Její hlavní výhodou je, že pacient nemusí docházet do dialyzačního střediska a celou proceduru může provádět v domácím prostředí [2]. Při dialýze jsou sice z těla odstraněny zplodiny metabolismu a přebytečná voda, nejsou ale nahrazeny ostatní funkce ledvin. Také kvalita života pacienta je omezena, protože musí buď docházet do dialyzačního centra, nebo obstarat peritoneální dialýzu.

Výhodou transplantace ledvin je nejen menší finanční náročnost oproti dialýze, ale hlavně zvýšení kvality života pacienta. V České republice je celkem sedm transplantačních center, která provádějí transplantace ledvin, jsou to Institut klinické a experimentální medicíny, Fakultní nemocnice Motol v Praze, Urologická klinika fakultní nemocnice a Lékařské fakulty v Hradci Králové, Centrum kardiovaskulární a transplantační chirurgie v Brně, Chirurgická klinika fakultní nemocnice v Plzni, Fakultní nemocnice v Olomouci a Fakultní nemocnice s poliklinikou v Ostravě [3]. Podle statistiky, kterou vytvořilo Koořdinační středisko transplantací, se roční počet transplantací ledvin v letech 2006 až 2015 v České republice pohyboval přibližně mezi čtyřmi až pěti sty. V roce 2006 bylo provedeno celkem 395 transplantací ledvin, z toho 362 od zemřelých dárců a 33 od živých. Z období, které tato statistika zachycuje, bylo nejvíce transplantací ledvin provedeno v roce 2014: transplantováno bylo celkem 507 ledvin, z čehož bylo 444 od zemřelých dárců a 63 od žijících a nejnovější statistika, za rok 2015, uvádí celkový počet transplantací ledvin 453, z toho 400 od zemřelých dárců a 53 od žijících [4].

## 1.1 Dárci ledvin

Při transplantaci můžeme odlišit dva základní druhy dárců - žijící a nežijící (kadaverózní). Žijící dárci lze dále rozdělit na příbuzné a nepříbuzné příjemci. Před zákrokem podstu-



puje dárce předoperační vyšetření a hodnocení, aby bylo zajištěno, že jeho ledvina je vhodná k transplantaci a darování ledviny nebude dárce ohrožovat [5]. Součástí tohoto hodnocení je, mimo jiné, jeho anamnéza, krevní obraz, vyšetření krevní skupiny, hladina krevního cukru, vyšetření moči, jaterní testy, virologická vyšetření a angiografie. Dárce by měl být seznámen s průběhem operace stejně jako s jejími možnými riziky a následky a s darováním ledviny musí dobrovolně souhlasit. Samotné vyjmutí ledviny se provádí buď otevřenou operací, nebo laparoskopicky. Ihned po vyjmutí ledviny z těla dárce by mělo dojít k promytí ledviny promývacím roztokem a co nejrychlejší transplantaci do těla příjemce [6].

Kadaverózní dárce můžeme dále rozdělit na dárce po smrti mozku, kterým ale dále bije srdce, HBD z anglického Heart-Beating Donor (dárce s bijícím srdcem), a dárce po zástavě srdce, NHBD z anglického Nonheart-Beating Donor (dárce s nebijícím srdcem). Mozková smrt je definována jako ztráta všech funkcí mozku, včetně mozkového kmene [7]. Pro její určení byla stanovena kritéria, která zahrnují: diagnózu nevratného poškození mozku, absenci reflexů (zornicový, rohovkový, okulocefalický, okulovestibulární) a absenci odpovědi na bolestivý podnět. Vyšetření uvedených funkcí nesmí být ovlivněno hormony, léčivými a metabolickými faktory [8]. Tito dárce zůstávají připojeni na umělou plicní ventilaci, orgán zůstává v jejich těle a je odebrán až těsně před transplantací. Díky tomu je ledvina až do odběru promývána krví dárce a nehrozí jí tak větší poškození [9].

Nebijící dárce jsou dárce po zástavě srdce. Pro konstatování srdeční smrti jsou stanovena kritéria jako hluboké koma, absence pulzu, asystolie prokázaná na EKG. V souvislosti s darcovstvím orgánů nastává srdeční smrt, když nedojde k obnovení srdeční činnosti po 30 minutové kardiopulmonální resuscitaci v nemocničních podmínkách [8]. Zároveň jsou určeny podmínky, které darcovství orgánů od potencionálních NHBD dárce omezují, jsou to, mimo jiné, věk dárce mezi 16 a 60 lety, zástava srdce a krevního oběhu netrvá déle než 40 minut a dárce nevykazuje žádné známky infekce [10]. Nebijící dárce jsou rozděleni do čtyř kategorií (Maastrichtské kategorie):

- I. kategorie zahrnuje dárce, kteří jsou mrtví při příjezdu do nemocnice [11]. Jsou to například účastníci dopravních nehod nebo sebevrazi, u kterých je bezpředmětné zahájení resuscitace kvůli zjevným zraněním neslučitelnými se životem. Jako potencionální dárce orgánů jsou nejméně vhodní, protože není známa přesná doba, po kterou jsou jejich orgány vystaveny teplé ischemii [10].
- II. kategorie obsahuje dárce po neúspěšné resuscitaci, která je prováděna při převozu do nemocnice a v nemocnici [10].
- III. kategorii tvoří dárce, kteří jsou v nemocnici, často na jednotce intenzivní péče, a z různých důvodů je rozhodnuto o odpojení přístrojů pro podporu životních funkcí

[10]. Tito dárci orgánů jsou z NHBD nejvhodnější, protože odpojení od přístrojů je dopředu naplánováno a tak je přesně známý čas smrti dárce [11].

- IV. kategorie zahrnuje dárce, kteří utrpěli selhání srdce po smrti mozku [10].

Dárci z první a druhé kategorie jsou nekontrolovaní, z třetí a čtvrté kategorie se řadí mezi kontrolované (jejich smrt je transplantačním týmem očekávána) [8]. Z počtu zemřelých dárců je jen velmi malé procento nebijících, s transplantací jejich orgánů se totiž pojí řada problémů. Hlavním z nich je, že není přesně známa doba trvání teplé ischémie (kromě dárců kategorie III.) a proto nemůže být přesně odhadnuto poškození ledviny [10].

## 1.2 Pojmy spojené s transplantací ledvin od NHBD

Při transplantaci ledvin může dojít k některým poškozením tkáně orgánů, většinou jsou ohroženy ischemickým poškozením, které nastává po přerušení krevního oběhu v těle dárce. Přerušení oběhu nastává při vyjímání ledviny z těla živého nebo kadaverózního bijícího dárce a při srdeční zástavě u kadaverózního nebijícího dárce. Dále může vznikat reperfuční poškození, k němuž dochází při reperfuzi (obnovení průtoku krve v těle příjemce) ledviny postižené ischemií. Všechna poškození orgánu, ke kterým dojde, stejně jako některé další faktory, mohou být po transplantaci příčinou jeho omezené životaschopnosti nebo opoždění jeho funkce.

### 1.2.1 Ischémie

Při ischemii dochází v důsledku nedostatku živin a kyslíku k několika jevům. Jedním z nich je anaerobní glykolýza, při níž vzniká kyselina mléčná, která narušuje stálost prostředí buňky a může vést k acidóze. Dalším je pokles množství ATP v buňkách, což vede k snížení funkce sodno-draselné pumpy. To se projeví zvýšením intracelulární koncentrace sodných kationtů, což vede ke zvýšení množství vody v buňce. Zvětšování objemu buněk se projevuje jako tkáňový otok, popřípadě může dojít až k rozpadnutí cytoskeletu a praskání buněk [12]. S prodlužováním doby ischemie roste riziko a míra poškození ledviny, avšak uchováváním orgánu za vhodných podmínek lze ischemické procesy ovlivnit [13].

Čas teplé ischemie, WI (warm ischaemia), je definován jako doba mezi zastavením průtoku krve orgánem a jeho zchlazením nebo zahájením perfuze [13]. Někdy je popisována ještě druhá teplá ischemie, což je doba, která uplyne od přerušení procesů uchovávání ledviny do reperfuze. Tento čas se částečně kryje s popisovanou studenou ischemií [14].

Čas studené ischemie, CI (cold ischaemia), je definován jako doba mezi zahájením perfuze uchovávacím roztokem a začátkem perfuze krví příjemce [6]. Snížením teploty orgánu vyjmutého z těla dárce lze zpomalit jeho metabolickou činnost, avšak nelze ji úplně zastavit. Při zchlazení se ještě více snižuje využití ATP a dochází tak k tkáňovému otoku [13]. Mechanizmy ischemie tedy pokračují i během uchovávání ledviny, což je důvod, proč by měla být tato doba, stejně jako WI, co možná nejkratší.

### 1.2.2 Reperfuční poškození

K reperfučnímu poškození, RI (reperfusion injury), dochází v těle příjemce při reperfuzi ledviny poškozené ischemií. RI může být ovlivněno využitím vhodného způsobu uchovávání orgánu nebo použitím normotermické perfuze před transplantací [15].

### **1.2.3 Zpožděná funkce štěpu**

Zpožděná funkce štěpu, DGF (delayed graft function), je formou akutního selhání ledviny, které se projevuje po transplantaci v těle příjemce. Může se objevit i po transplantaci od žijícího dárce, častěji se však objevuje u kadaverózních dárců. Jedna z definic vymezuje zpožděnou funkci ledvinného štěpu jako potřebu použití dialýzy během prvního týdne po transplantaci ledviny [16]. DGF může vzniknout například na podkladě poškození tkáně při ischemii a následné reperfuzi v těle příjemce. Diagnostika DGF se zakládá na množství moči, funkčním zobrazení, přítomnosti některých biomarkerů, popřípadě i biopsii ledviny. Se zvýšenou pravděpodobností výskytu DGF se pojí stav dárce a příjemce a způsob a doba uchovávání ledviny před transplantací. U dárce jsou rizikovými faktory diabetes, vysoký krevní tlak a vysoký věk (pokud je dárce starší 55 let zvyšuje se riziko vzniku DGF až na dvojnásobek). Mezi rizikové faktory příjemce patří, mimo jiné, mužské pohlaví, BMI větší než 30, potřeba dialýzy před transplantací a diabetes [17].

### **1.2.4 Nefunkčnost štěpu**

Nefunkčnost štěpu, PNF (primary non-function), je stav, kdy ledvina transplantovaná do těla dáce není vůbec schopna funkce. PNF je následek ischemické kortikální nekrózy a pokud se vyskytne, byla transplantace neúspěšná [18].

### **1.3 Metody uchovávání ledvin**

Pokud není možné transplantovat orgán ihned po vyjmutí z těla dárce, je nutné jej vhodným způsobem uchovávat, aby nedošlo k jeho poškození než proběhne transplantace do těla příjemce. Tento problém se týká hlavně nekontrolovaných NHBD, u kterých není dárcovství předem naplánováno. Přežití transplantované ledviny je ovlivněno stav dárce a příjemce, významně jej také ovlivňuje právě způsob uchovávání a čas, po který trvá. Po vyjmutí ledviny z těla dárce mohou být orgány při správném postupu bezpečně uchovány po dobu třiceti hodin. Při prodlužování této doby dochází k poškození orgánu, které se může projevit například výskytem DGF [6].

Pro uchovávání orgánů bylo vyvinuto několik postupů založených na různých principech. Jedním z nich je podchlazení orgánu, za účelem snížení jeho metabolické aktivity. Ve srovnání s fyziologickou teplotou těla, 37 °C, je zchlazením orgánu na teplotu nižší než 10 °C snížena spotřeba kyslíku ani na 5 %. Nedostatek kyslíku v ledvině však vede k anaerobnímu metabolismu, který může způsobit acidózu a narušení homeostázy buněk [19]. Metody uchovávání můžeme základně rozdělit na statické a dynamické.

#### **1.3.1 Prosté chlazení**

Prosté chlazení, SCS (simple cold storage), je jediná metoda statického uchovávání orgánů. Při tomto postupu je ledvina propláchnuta sterilním uchovávacím roztokem a až do transplantace udržována na ledu ve speciálním boxu. Mezi uchovávací roztoky patří například Marshallův hypertonický citrát, Euro-Collins, University of Wisconsin, Belzerův roztok a další. Složení roztoků je navrženo tak, aby minimalizovalo vznik tkáňového otoku (roztoky obsahují, mimo jiné, draselné a sodné kationty a glukózu) [13].

#### **1.3.2 Retrogradní oxygenová persuflace**

Při retrogradní oxygenové persulfaci (ROP) je orgán promýván zvlhčeným plynným kyslíkem, který uniká malými otvory vytvořenými tenkou jehlou [13].

#### **1.3.3 Mechanická perfuze**

Při mechanické perfuzi, MP (machine perfusion), dochází za definovaných podmínek, jako jsou tlak a teplota, k neustálému promývání ledviny perfuzním médiem, které tkáni poskytuje výživu a zároveň z ní odvádí toxické látky. Během MP lze sledovat parametry ledviny, jako je například její průtočný odpor (RR - Renal Resistance), jehož hodnotu je možné využít pro předpověď životaschopnosti orgánu. Dále je možné sledovat složení

roztoku, sleduje se například množství laktátu, který je ukazatelem ischemických procesů [19]. Do kategorie MP spadá hypotermická a normotermická mechanická perfuze.

Při hypotermické mechanické perfuzi, HMP (hypothermic machine perfusion), je ledvina promývána roztokem o nízké teplotě (nejčastěji 4 °C). Látky rozpuštěné v perfuzním médiu jsou schopny dodávat promývané tkáni kyslík pro syntézu ATP. Protože spotřeba kyslíku je při nízkých teplotách výrazně nižší než při fyziologických, může být nízký také průtok perfuzního média. Při HMP je však problémem hromadění tekutiny v intersticiálním prostoru, způsobené zvýšením hydraulické vodivosti kapilár v důsledku hypotermie a relativně vysokým tlakem, který je ale potřebný k zajištění toku perfuzátu ledvinou. Výsledkem je snížený průtok kapilárami, které jsou okolím (kde je intersticiální edém) utlačovány a vzniká tak poškození tkáně. Tyto procesy mohou být omezeny vhodným složením perfuzního roztoku, který upravuje jeho onkotický tlak, je tak možné provádět perfuzi po delší časový interval [13].

Srovnáním HMP a SCS z hlediska DGF a ročního přežití štěpu se zabývala například studie [20] z roku 2010. V rámci této studie bylo zkoumáno 82 párů ledvin transplantovaných od kontrolovaných nebijících dárců tak, že o jednoho dárce byla vždy jedna ledvina uchovávána pomocí SCS a druhá pomocí HMP a všichni ze 164 příjemců byli po následující rok monitorováni. DGF se vyskytla u 53,7 % příjemců ledviny ošetřené HMP a u 67,5 % příjemců ledvin po SCS, zároveň měla DGF u skupiny s HMP v průměru o čtyři dny kratší trvání než u SCS. Roční přežití štěpu však bylo u obou skupin podobné (93,9 % a 95,1 %).

Normotermická mechanická perfuze, NMP (normothermic machine perfusion), vyžaduje vytvoření podmínek podobných fyziologickým, perfuzní médium má teplotu blízkou 37 °C. NMP se ukázala jako vhodný doplněk k HMP - krátkým použitím NMP před transplantací do těla příjemce lze zlepšit stav ledviny a výsledkem tak může být větší průtok ledvinou nebo odvrácení důsledků poškození studenou ischemií. Použitím NMP tedy lze obnovit metabolismus a funkce ledviny ještě během perfuze mimo tělo příjemce. Vzhledem k tomu, že při vyšších teplotách tkáň potřebuje větší dodávky kyslíku (oproti HMP), jsou většinou perfuzní roztoky pro NMP založené na obsahu červených krvinek jakožto vhodného nosiče kyslíku [21].

Využití NMP bylo například náplní studie [22] z roku 2012, podle níž může být krátká NMP použita po SCS nebo HMP pro zlepšení kondice ledviny. Při tomto postupu je doplněno ATP a obnovena funkce ledviny ještě před transplantací, čímž je možné odvrátit některé škodlivé efekty ischemického poškození a zlepšit funkci štěpu. V rámci studie [22] byly porovnány SCS a SCS následované hodinou NMP u skupiny prasat. V první skupině 6 prasat (kontrolní) byly ledviny uchovávány 24 hodin jen pomocí SCS, v druhé skupině 6 prasat byly ledviny 23 hodin uchovávány pomocí SCS a následovala 1 hodina NMP. Na konci byly sledovány, mimo jiné, hodnoty průtoku ledvinou, RR a zánětlivých

cytokinů. Ze získaných hodnot bylo zjištěno, že krátké použití NMP po SCS zlepšuje metabolické funkce štěpu.

## 2 Měření teploty

Teplota je jednou ze základních fyzikálních veličin popisujících stav systému. Stejně jako v jiných oborech, i v medicíně je znalost teploty velmi důležitá, protože poskytuje informaci o fyzickém stavu organismu.

Pro měření teploty jsou zavedeny různé teplotní stupnice. Základní jednotkou termodynamické stupnice je kelvin (K) a její počátek je zvolen jako absolutní nula. Kelvin byl definován trojným bodem vody, což je teplota 273,16 K. Celsiova stupnice se od termodynamické liší posunutím o 273,15, základní jednotkou je stupeň Celsia ( $^{\circ}\text{C}$ ) a začátek Celsiovy stupnice ( $0^{\circ}\text{C}$ ) tedy odpovídá 273,15 K [23].

Teplota se nedá měřit přímo, což znamená, že k určení její hodnoty musíme využít jiných fyzikálních veličin a principů. V závislosti na vzdálenosti měřeného objektu a zařízení, které je schopné teplotu snímat lze tato zařízení rozdělit na kontaktní, která se objektu dotýkají nebo jsou v jeho bezprostřední blízkosti, a bezkontaktní, která umožňují měřit teplotu objektu z určité vzdálenosti. Ke kontaktnímu měření teploty lze využít, mimo jiné, teplotní roztažnosti některých látek (například klasický rtuťový teploměr), změny elektrického odporu vodičů a polovodičů nebo například vzniku elektromotorického napětí. Bezkontaktní teploměry jsou založeny na skutečnosti, že každý objekt (kromě absolutně černého tělesa) vyzařuje elektromagnetické záření, jehož intenzita závisí právě na teplotě objektu. Pro bezkontaktní měření teploty lze použít bolometry, které mění svůj elektrický odpor v závislosti na záření, které absorbují [23]. V této práci se budu dále zabývat pouze kontaktním měřením teploty.

### 2.1 Senzory teploty

Na začátku měřicího řetězce stojí sensor, což je prvek schopný převést teplotu na signál, který je měřitelný a dále zpracovatelný. Senzory můžeme rozdělit na aktivní, které se působením teploty samy stávají zdrojem signálu (například termoelektrické články, v nichž změnou teploty vzniká napětí) a pasivní, které působením teploty signál pouze mění (například odporové senzory, které v závislosti na teplotě mění svůj elektrický odpor) [23]. Další rozdělení lze provést podle veličiny, na kterou se teplota převádí (nejčastěji elektrický odpor nebo napětí), podle způsobu převodu těchto veličin a podle formy přenášeného signálu (například elektrický). Velmi důležitou vlastností sensorů je pak jejich stálost v čase [24].

#### 2.1.1 Kovové odporové senzory

Elektrický odpor kovových sensorů se vzrůstající teplotou roste, což je způsobeno tím, že částice kovů jsou pevně vázány v krystalické mřížce a se zvyšující se teplotou dochází



ke zvyšování amplitudy kmitání částic v mřížce a tím více brání průchodu nosičů náboje a narůstá elektrický odpor. Sensory se vyrábějí z různých materiálů (nejčastěji platina, nikl, měď a různé slitiny) a průběh závislosti odporu na teplotě se podle použitého materiálu liší. Tato závislost není nikdy lineární, můžeme ji však u některých sensorů na malých úsecích za lineární považovat, vzniká tím ale určitá chyba. Pokud u odporových sensorů provedeme toto zjednodušení, lze jejich odpor vyjádřit vztahem (1):

$$R_t = R_0(1 + \alpha t), \quad (1)$$

kde  $R_0$  je odpor při 0 °C a  $\alpha$  je teplotní součinitel odporu.

Měřicí odpor senzoru může být realizován vinutím nebo vrstvením. V případě vinutých sensorů je měřicím odporem tenký drátek navinutý na keramické, skleněné nebo slídové jádro. Vrstvené senzory jsou vyrobeny nanesením kovu na korundovou destičku za použití tenkovrstvé nebo tlustovrstvé technologie [25].

Platina je vhodná pro využití jako odporový senzor díky svým příznivým vlastnostem, kterými jsou časová stálost, chemická netečnost, vysoký bod tání a jen mírná nelinearita v převodní charakteristice teplota-odpor. Platinové senzory jsou rozděleny do dvou tolerančních tříd na základě toho, jakých odchylek mohou při měření dosahovat. Třída přesnosti A je určena pro měření teplot v rozsahu -200 °C až 650 °C, senzory z této třídy dosahují celkově nižších odchylek. Třída přesnosti B je pro rozsah teploty od -200 °C do 850 °C a celkově vykazuje větší odchylky než třída A [23]. Sensory se vyrábějí s různými hodnotami odporu při 0 °C, které jsou obsaženy v označení senzoru, například senzor Pt100 má při 0 °C odpor 100 Ω.

Niklové senzory se vyznačují rychlou odezvou a vysokou citlivostí, oproti platinovým sensorům však nejsou tak odolné vůči vlivům prostředí a závislost odporu na teplotě je výrazněji nelineární [23]. Také nemohou být použity pro měření velkých rozsahů teplot (jsou použitelné v rozmezí -60 až 150 °C) [25].

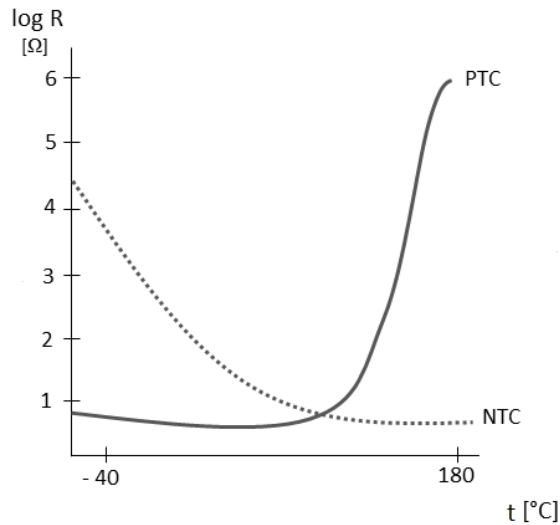
Měděné senzory jsou použitelné v rozsahu teplot -200 až 200 °C, ale nevýhodou mědi je její velká náchylnost k oxidaci [23].

### 2.1.2 Polovodičové odporové senzory

Mezi polovodičové senzory patří monokrystalické odporové senzory a termistory. Monokrystalické odporové senzory jsou vyrobeny buď z čistého monokrystalu nebo z polovodičů typu N nebo P (ale bez PN přechodu). Pro výrobu těchto sensorů se používá křemík upravený jako polovodič typu N, germanium, indium a další [25].

Termistory můžeme rozdělit na negastory (NTC - negative temperature coefficient) a pozistory (PTC - positive temperature coefficient). Odpor negastorů se vzrůstající teplotou

klesá, zatímco odpor pozistorů při vzrůstající teplotě nejprve nepatrně klesá, po dosažení tzv. Curieovy teploty velmi prudce stoupá a po překročení další teplotní hranice opět klesá, obě závislosti jsou znázorněny na Obrázku 1.



Obrázek 1: Teplotní závislost odporu senzorů NTC a PTC. Převzato z [26] a upraveno.

Pro tvar závislosti odporu na teplotě se tedy PTC termistory nepoužívají jako senzory teploty, své využití však nacházejí jako vratné tepelné pojistky [25]. Negastory se oproti tomu používají jako senzory teploty velmi často, jsou výhodné pro svoji vysokou citlivost, malé rozměry a nízkou cenu, jejich charakteristika je však výrazně nelineární a oproti kovovým sensorům nejsou tak stálé v čase. Technologie výroby umožňuje různé tvary termistorů, mohou být například diskové, kapkové nebo perličkové.

Odpor senzorů NTC se vzrůstající teplotou klesá výrazně nelineárně. Jejich závislost na teplotě můžeme popsat vztahem (2):

$$R_T = A \cdot e^{\frac{\beta}{T}}, \quad (2)$$

kde  $A$  je konstanta daná geometrickým tvarem termistoru,  $\beta$  je teplotní konstanta závislá na materiálu termistoru a  $T$  je teplota v kelvinech [24].

Při známých dvou teplotách lze pro výpočet odporu senzoru použít vztah (3):

$$R_1 = R_2 \cdot e^{\beta \left( \frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_2} \right)}, \quad (3)$$

kde  $R_1$  je odpor při teplotě  $T_1$  a  $R_2$  je odpor při teplotě  $T_2$  [23].

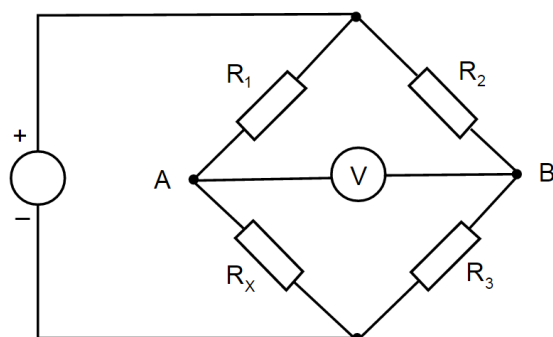
Pro výpočet teploty, která odpovídá hodnotě odporu senzoru lze použít vztah (3) upravený na vztah (4):

$$\frac{1}{T} = \frac{1}{T_0} + \frac{1}{\beta} \cdot \ln\left(\frac{R}{R_0}\right), \quad (4)$$

kde  $T$  je aktuální teplota senzoru v kelvinech,  $T_0$  je 298,15 K,  $R$  je aktuální odpor senzoru a  $R_0$  je odpor při teplotě  $T_0$ .

### 2.1.3 Vyhodnocení odporu senzorů

Pro vyhodnocení odporu senzorů je možné například jejich zapojení do Wheatstoneova můstku nebo zapojení se zdrojem proudu. Wheatstoneův můstek využívá dělicího poměru zapojených rezistorů a je zobrazen na Obrázku 2:



Obrázek 2: Wheatstoneův můstek. Obrázek: autor.

Wheatstoneův můstek se skládá ze dvou větví (na Obrázku 2 je jedna větev tvořena dvojicí rezistorů  $R_1$  a  $R_X$ , druhá větev  $R_2$  a  $R_3$ ). Pokud je Wheatstoneův můstek vyvážený, znamená to, že mezi body A a B (na Obrázku 2) je nulové napětí, tedy dělicí poměr jedné větve je roven dělicímu poměru větve druhé. Tuto rovnost lze zapsat vztahem (5):

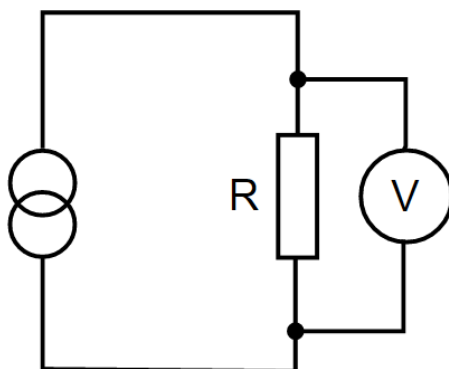
$$\frac{R_1}{R_X} = \frac{R_2}{R_3} \quad (5)$$

Při měření je snímáno napětí oběma větvemi, které je následně přepočítané na odpor senzoru za použití vztahu (5).

Pokud je senzor zapojen do zdroje proudu, je na něm snímáno napětí a jeho odpor je vypočítán pouze s použitím Ohmova zákona, tedy podle vztahu

$$R = \frac{U}{I}, \quad (6)$$

kde  $R$  je odpor senzoru,  $U$  je napětí naměření na senzoru a  $I$  je konstantní proud protékající obvodem. Konfigurace zapojení s proudovým zdrojem je zobrazena na Obrázku 3.



Obrázek 3: Zapojení se zdrojem proudu. Obrázek: autor.

#### 2.1.4 Termoelektrické články

Termoelektrické články jsou nejčastějším zástupcem aktivních teplotních senzorů. Jsou založeny na principu Seebeckova, neboli termoelektrického jevu, kdy je tepelná energie převáděna na elektrické napětí. Tento jev je způsoben tím, že nosiče náboje v teplejších částech vodiče nebo polovodiče mají vyšší energii, z teplých míst tak prochází do chladnějších míst více nosičů náboje než v opačném směru. Termoelektrický článek je realizován vždy dvěma vodiči nebo polovodiči z různých materiálů a napětí mezi nimi je úměrné jejich teplotě. Rozsah teplot, které lze termoelektrickým článkem měřit je dán materiálem, ze kterého je vyrobený, některé se dají použít i pro měření velmi vysokých teplot (krátkodobě až 2300 °C). Hlavní nevýhodou je, že vznikající napětí je nízké a je tak nutné použít napěťový zesilovač. Termoelektrické články jsou různých typů (K, T, J, N, E, R, S, B, G, C), které mají různou závislost výstupního napětí na teplotě [23].

### 3 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout a vytvořit zařízení určené pro snímání teploty na různých místech perfuzního okruhu při mechanické perfuzi ledvin v rámci experimentální jednotky. Zařízení musí splňovat následující parametry:

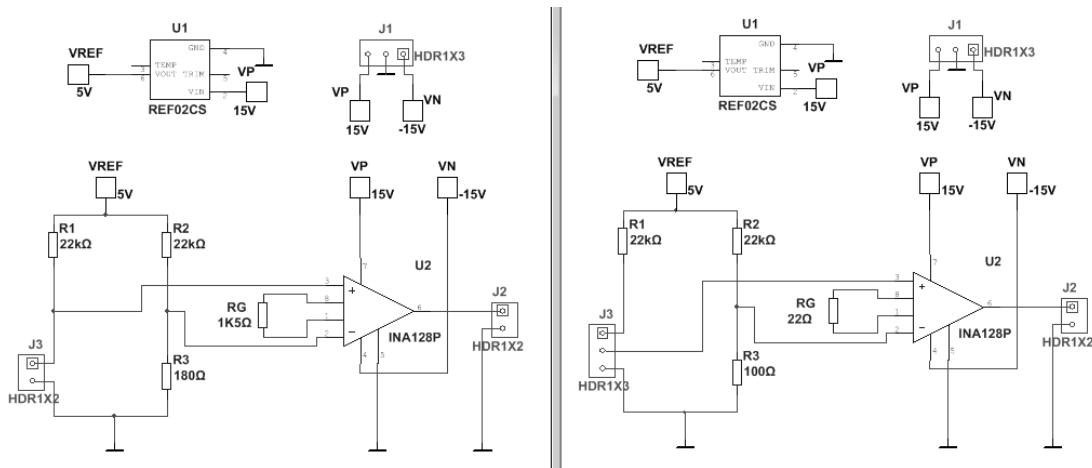
- snímání teploty na čtyřech kanálech, kdy jeden kanál je určen pro měření teploty v rezervoáru s perfuzním roztokem, druhý těsně před vstupem roztoku do ledviny, třetí je určen pro vpichový senzor, pomocí kterého bude možné měřit teplotu přímo v ledvině a čtvrtý kanál je rezerva
- snímání teploty pomocí senzorů Pt100 a NTC, přičemž každý senzor musí být připojitelný na kterýkoli z kanálů, tzn. kanály musí být univerzální
- zobrazování aktuální teploty na všech kanálech
- ukládání naměřených dat pro pozdější analýzu

Součástí práce je i ověření vytvořeného zařízení pomocí několikahodinového měření.

## 4 Metody řešení

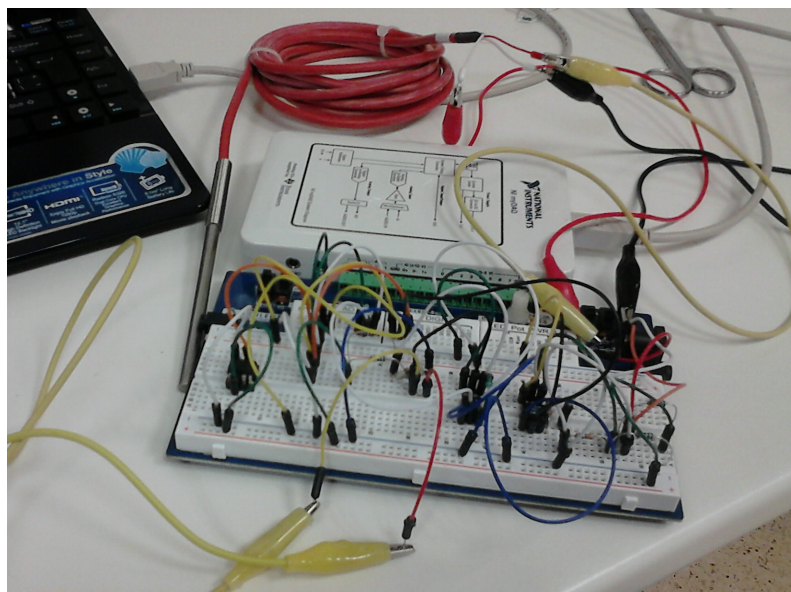
### 4.1 Analogové řešení

V původním řešení byl měřící kanál realizován zapojením senzorů do Wheatstoneova můstku a použity byly senzory Pt100 a NTC 470. Celý obvod byl napájen zdrojem A/D převodníku NI myDAQ (National Instruments, Austin, TX), pomocí kterého bylo také naměřené a zesílené napětí na senzoru převedeno do počítače. Pro zesílení napětí byl použit přístrojový zesilovač INA128 (Texas Instruments, USA, TX). Můstkové zapojení není pro použité senzory univerzální, proto bylo vytvořeno schéma zapojení pro každý senzor zvlášť. Obě schémata jsou zachycena na Obrázku 4, na levé straně pro senzor NTC a na pravé straně pro Pt100. Obě schémata byla vytvořena v prostředí Multisim 12.0, kde byla také simulací ověřena.



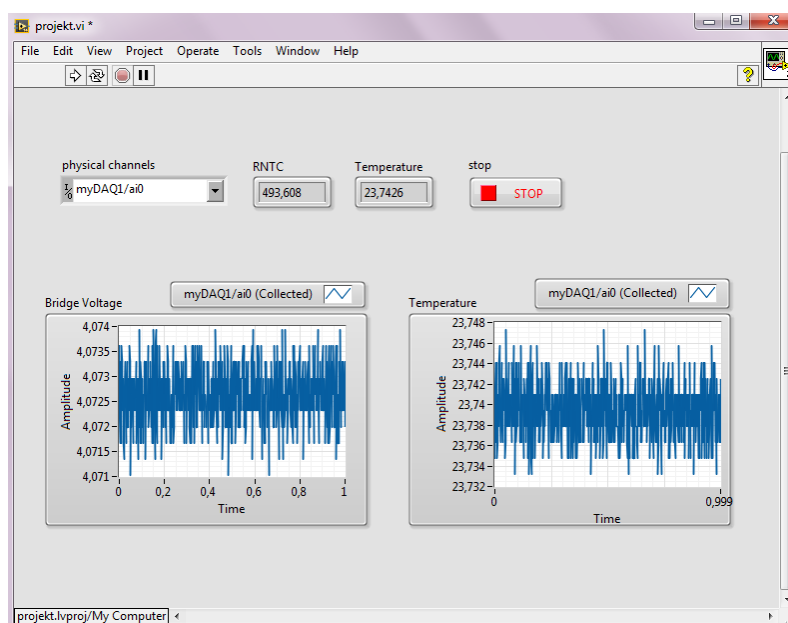
Obrázek 4: Schémata můstkového zapojení. Obrázek: autor.

V prostředí LabVIEW byl vytvořen program, pomocí něhož bylo provedeno vyčítání dat z A/D převodníku NI myDAQ a konverze naměřeného napětí na aktuální teplotu. Protože zapojení není univerzální, byl vytvořen pro vyhodnocení odporu každého senzoru tento program zvlášť. Jeden měřící kanál (pro NTC 470 i pro Pt100) byl sestaven na nepájivém poli, jak je zachyceno na Obrázku 5, a byla tak ověřena funkčnost jak zapojení, tak vytvořeného programového vybavení.

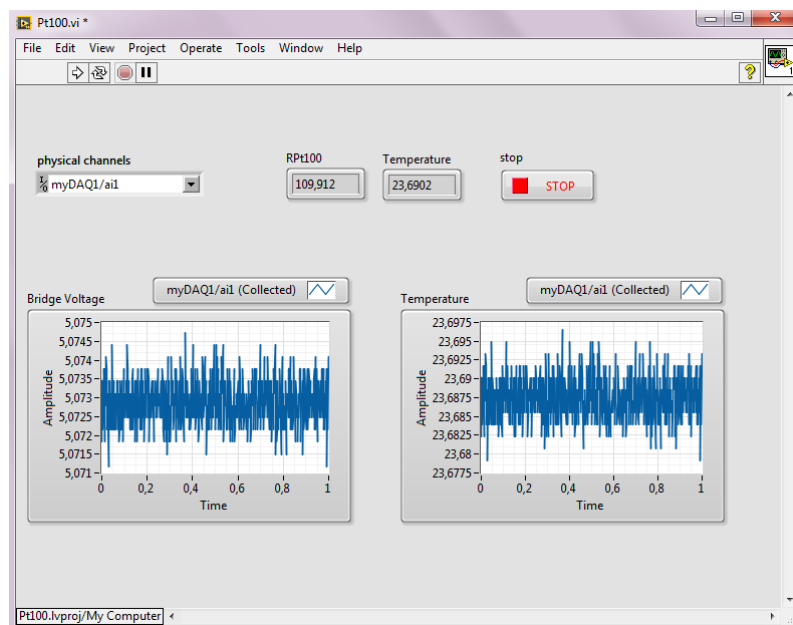


Obrázek 5: Můstkové zapojení na nepájivém poli. Fotografie: autor.

Program pro NTC 470 je zobrazen na Obrázku 6 a pro Pt100 na Obrázku 7. V obou programech byl zobrazován odpor senzoru v ohmech (na Obrázku 6 RNTC a na Obrázku 7 RPt100), aktuální teplota senzoru ve stupních Celsia (na Obrázku 6 i 7 Temperature), časový průběh napětí na můstku (Bridge Voltage na Obrázku 6 i 7) a průběh teploty senzorů (na Obrázku 6 i 7 Temperature).



Obrázek 6: Náhled programu v LabVIEW pro NTC 470. Obrázek: autor.



Obrázek 7: Náhled programu v LabVIEW pro Pt100. Obrázek: autor.

Z výše uvedených skutečností vyplývá, že při zapojení do Wheatstoneova můstku není možné udělat pro senzory NTC 470 a Pt100 univerzální zapojení, což byl ale jeden z požadavků zadání. Nevýhodou analogového řešení je také skutečnost, že napětí by bylo na digitální hodnoty převedeno A/D převodníkem NI myDAQ až mimo případnou desku plošných spojů. Tím by mohla být do měření zanesena chyba způsobená úbytkem napětí na vedení mezi výstupem zesilovače a A/D převodníkem, na vedení by se také mohlo indukovat rušivé napětí, které by měření rovněž zkreslovalo. Tento problém ve druhém řešení již odpadá díky A/D převodníku, který je přímo na desce plošných spojů.

Zapojení senzorů do Wheatstoneova můstku je nevýhodné, mimo jiné, z důvodu, že senzorem neprotéká konstantní proud, ale mění se podle odporu senzoru (který je závislý na teplotě). Se snižujícím se odporem senzoru roste podle Ohmova zákona proud, který jím protéká. Pokud by byla překročena optimální hodnota proudu senzorem, může protékající proud zkreslovat měření zahříváním senzoru. Další nevýhodou tohoto zapojení je, že můstek snímá pouze změnu napětí (způsobenou změnou odporu senzoru), která je v případě použití senzoru Pt100 na daném rozsahu teplot 0 až 50 °C velmi malá (přibližně 20 Ω), což také snižuje přesnost měření.

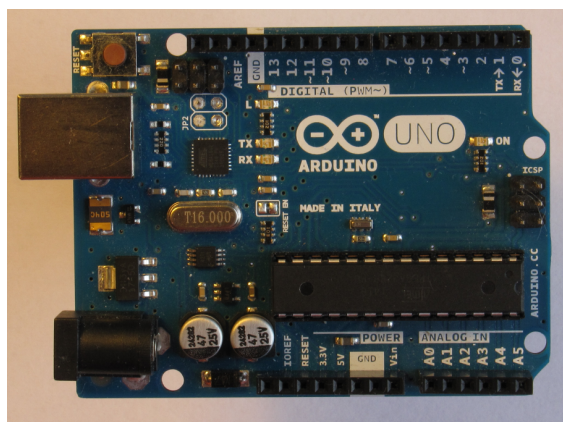


## 4.2 Digitální řešení

Kvůli nepřesnostem analogového řešení bylo v rámci této práce zpracováno řešení digitální. Sensory NTC 100 a Pt100 jsou zapojeny se zdrojem proudu a je na nich snímáno napětí, které je A/D převodníkem konvertováno na příslušné digitální hodnoty už na desce plošných spojů. Takto získané hodnoty jsou následně softwarově přepočítávány na odpovídající teplotu, která je zobrazována na připojeném počítači. Zároveň jsou získaná data zaznamenávána na paměťovou kartu. Zařízení je navrženo pro měření teplot v rozsahu 0 až 50 °C.

### 4.2.1 Digitální sběr dat s použitím Arduino UNO

Veškeré zpracovávání naměřených dat je v zařízení realizováno pomocí programu nainstalovaného na vývojové desce Arduino UNO (výrobce Atmel, CA, USA), založeném na procesoru ATmega 328P. Arduino je napájeno přes USB konektor a napětí je na desce vyvedeno pomocí pinů, z nichž byly použity 5V a zemnicí (GND), pomocí kterých je vytvořené zařízení napájeno. Pro tuto aplikaci bylo Arduino UNO zvoleno kvůli jeho vhodným rozměrům (67 x 53 mm), dostačujícímu výpočetnímu výkonu a velikosti operační paměti. Arduino UNO použité v předloženém řešení je zobrazeno na Obrázku 8.

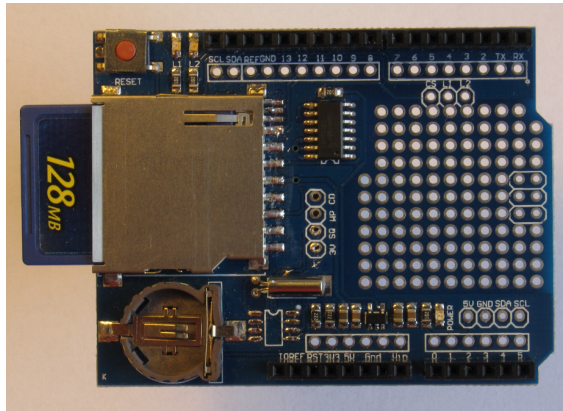


Obrázek 8: Arduino UNO. Fotografie: autor.

Programové vybavení pro navržené zařízení bylo vytvořeno za použití vývojového prostředí Arduino IDE, které lze stáhnout zdarma z oficiálních stránek Arduina.

Pro předložené zařízení byl použit Data Logger Shield, modul, který se na Arduino připevňuje jako nástavba pomocí pinů a jeho součástí je slot na kartu SD. Pomocí tohoto modulu je zajištěno ukládání naměřených dat na paměťovou kartu pro pozdější analýzu. Piny na modulu přesně odpovídají pinům na Arduino UNO a mohou tak být použity pro připojení dalších zařízení stejně jako je tomu při připojení na samotnou desku Arduina. Použitý modul je vyobrazen na Obrázku 9. Součástí modulu byl ještě RTC (Real Time

Clock - hodiny reálného času) obvod DS1307, který byl z důvodu adresové kolize komunikační sběrnice se dvěma kanály převodníku odebrán a na Obrázku 9 je modul zobrazen již bez tohoto obvodu.



Obrázek 9: Data Logger Shield s vloženou kartou SD. Fotografie: autor.

V předloženém řešení je použit A/D převodník, který komunikuje pomocí I<sup>2</sup>C sběrnice jako Slave s Arduinem UNO, které je v komunikaci Master. Výhodou I<sup>2</sup>C sběrnice je, že komunikace probíhá pouze po dvou vodičích: SCL (Serial Clock - sériové hodiny) a SDA (Serial Data - sériová data) a k připojenému zařízení se přistupuje pomocí adresy. Arduino UNO používá pro I<sup>2</sup>C komunikaci piny analogového vstupu A4 (SDA) a A5 (SCL).

#### 4.2.2 A/D převodník MCP3428

Pro převod napětí na senzoru na digitální hodnoty je použit A/D převodník MCP3428 výrobce Microchip technology (USA, AZ). Převodník umožňuje převod napětí na čtyřech kanálech s diferenčními vstupy (CH1+ až CH4+ a CH1- až CH4-) v maximálním rozsahu snímaného napětí -2,048 V až 2,048 V s přesností  $\pm 0,05\%$ . Dále umožňuje výběr rozlišení převáděných hodnot 12, 14 nebo 16 bitů, výběr módu převodu One Shot (jednorázovým) nebo Continuous (plynulém), přičemž při jednorázovém převodu má převodník menší spotřebu. MCP3428 umožňuje také zesílení snímaného signálu pomocí programovatelného zesilovače, který je jeho součástí a umožňuje zesílení 1, 2, 4 nebo 8krát. Uvedené vlastnosti použitého převodníku lze nastavit pomocí I<sup>2</sup>C rozhraní [27].

V navrženém řešení bylo pro dosažení co největší přesnosti zvoleno maximální (16-bitové) rozlišení převodníku. První bit získaného čísla je vždy znaménko snímaného napětí, které je ve vytvořeném programu eliminováno. Převodník pracuje v režimu One Shot, kdy je napětí snímáno a převáděno postupně ze všech kanálů, přibližně jednou za 5 sekund. Zesílení snímaného napětí zpřesňuje měření, čím větší zesílení, tím přesnější převod hodnot. V předloženém řešení je snímané napětí zesíleno 4krát, což je nejvyšší zesílení, které bylo možné vzhledem k rozsahu napětí měřeného na senzoru NTC 100 nastavit. Pokud by bylo nastaveno zesílení 8krát, hodnota napětí by překročila maximum (2,048 V), které je převodník schopný snímat.

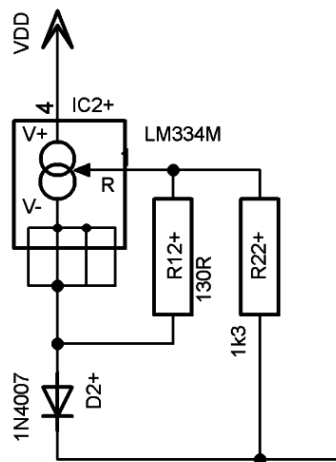
### 4.2.3 Návrh zapojení

Schéma zapojení bylo vytvořeno v programu EAGLE 5.11.0.

#### Zdroj proudu

Toto zapojení má oproti můstkovému výhodu v možnosti nastavení proudu, který bude obvodem protékat nezávisle na aktuálním odporu senzorů. Nastavením optimální velikosti proudu senzory tak nedochází ke zkreslování měření teploty vlivem procházejícího proudu. Další výhodou zapojení se zdrojem proudu oproti můstkovému je, že je snímáno přímo napětí na senzoru a ne jen změna napětí.

V předloženém řešení jsou senzory zapojeny s nastavitelným zdrojem proudu LM334 od výrobce Texas Instruments (USA, TX). Proud, který součástka dodává, lze nastavit jedním vnějším rezistorem. V případě, že se předpokládá použití zařízení v širším rozsahu teplot, je nutná teplotní kompenzace. Tato kompenzace je provedena pomocí dalšího rezistoru a vhodné diody, která má opačný teplotní koeficient než proudový zdroj. Tato konfigurace byla použita v předkládaném řešení a je zobrazena na Obrázku 10.



Obrázek 10: Zapojení proudového zdroje LM334. Obrázek: autor.

Pro výpočet proudu, který bude proudový zdroj dodávat, byl použit vztah:

$$I = \frac{V_R}{R_1} + \frac{V_R + V_D}{R_2}, \quad (7)$$

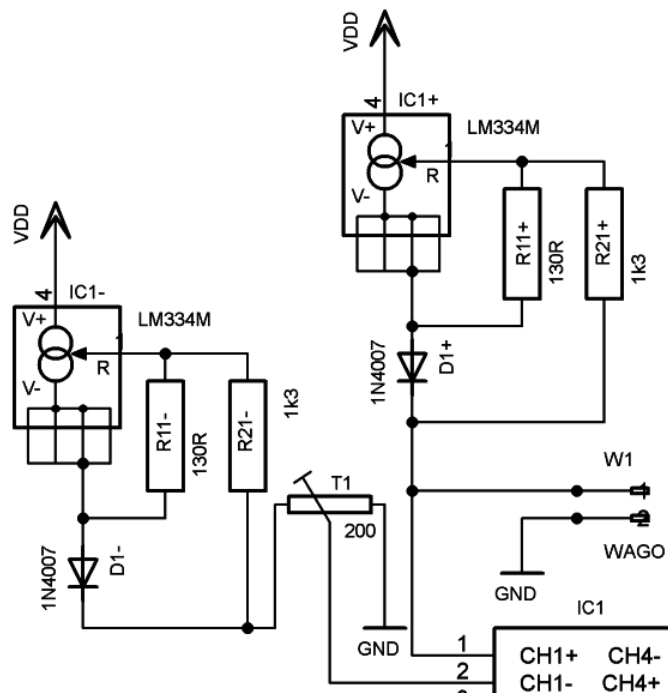
kde  $V_R$  je úbytek napětí na rezistoru  $R_1$ ,  $V_D$  je propustné napětí diody,  $R_1$  a  $R_2$  jsou odpory rezistorů [28] (na Obrázku 10  $R_1$  odpovídá rezistoru R12+ a  $R_2$  odpovídá rezistoru R22+).

Velikost odporů rezistorů, které řídí dodávaný proud (na Obrázku 10 R12+ a R22+) je zvolena tak, aby obvodem protékal proud přibližně 1 mA, který je vzhledem k použitým

senzorům optimální: rezistor R12+ má odpor 130  $\Omega$  a R22+ má odpor 1300  $\Omega$ . V zapojení byla použita polovodičová dioda 1N4007, která je rovněž zobrazena na Obrázku 10, kde je označena D2+. Za uzlem připojení rezistoru R22+ je již odebírán nastavený proud.

### Diferenční snímání napětí

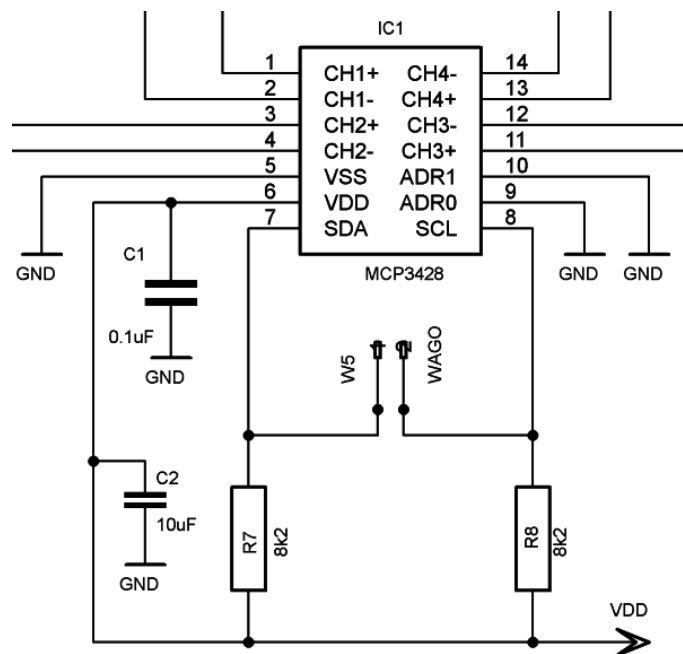
V předkládaném řešení je na záporný vstup každého kanálu přivedeno napětí z trimru. Trimr v tomto zapojení umožňuje rozproštění rozsahu snímaného napětí tzv. nulováním - nastavením napětí, které má pro každý z použitých senzorů jinou hodnotu. Zařízení je navrženo pro snímání teplot v rozsahu 0 až 50  $^{\circ}\text{C}$ , na daném rozsahu má senzor Pt100 nejmenší odpor (100  $\Omega$ ) při 0  $^{\circ}\text{C}$ , takže musí být trimr nastaven tak, aby na něm bylo při 0  $^{\circ}\text{C}$  stejné napětí jako daném senzoru. Analogicky musí být nastaven trimr při použití senzoru NTC 100, který má na uvedeném rozsahu nejmenší odpor (43 $\Omega$ ) při 50  $^{\circ}\text{C}$ . Napětí je tedy A/D převodníkem snímáno diferenčně: jako vstup do CH+ je vždy použito napětí snímané na senzoru a jako vstup do CH- je vždy použito napětí snímané na trimru. Každý trimr, stejně jako každý senzor, je připojen na vlastní zdroj proudu, takže je v zapojení všech čtyřech kanálů použito celkem osm zdrojů proudu. Ukázka tohoto zapojení je na Obrázku 11, kde je zapojen první kanál. Jako napájecí napětí (na Obrázku 11 VDD) je přivedeno 5V napětí z Arduina, stejně jako zemnicí napětí GND. Připojení senzorů je realizováno svorkou WAGO 236.



Obrázek 11: Schéma zapojení jednoho kanálu. Obrázek: autor.

## Zapojení A/D převodníku

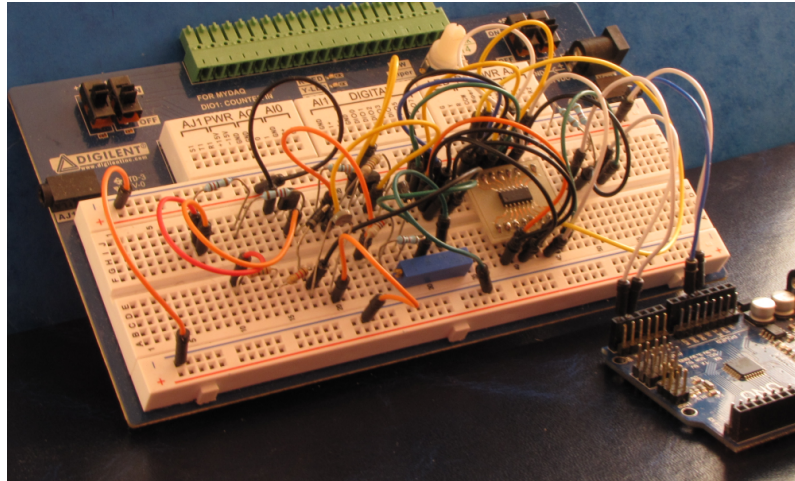
Zapojení MCP3428 je zobrazeno ve schématu na Obrázku 12, kde je převodník označen jako IC1. Část adresy pro I<sup>2</sup>C komunikaci má převodník pevně danou výrobcem, přivedením potenciálu na adresové piny je nutné adresu doplnit. Adresa převodníku je určena adresové piny (ADR0 a ADR1), na které je přiveden zemnicí potenciál, jak je rovněž zobrazeno na Obrázku 12. Dále jsou na Obrázku 12 zobrazeny pull-up rezistory (R7 a R8) o odporu 8200 Ω, které jsou nutné pro správné fungování I<sup>2</sup>C komunikace. Pro eliminaci proudových špiček, které by mohly vést k nespolehlivé funkci převodníku, jsou použity dva blokovací kondenzátory: keramický (na Obrázku 12 označen C1) a tantalový (C2). Pro připojení signálů SCL a SDA k Arduino je na příslušné piny převodníku opět připojená svorka WAGO 236.



Obrázek 12: Zapojení A/D převodníku MCP3428. Obrázek: autor.

## Zapojení na nepájivém poli

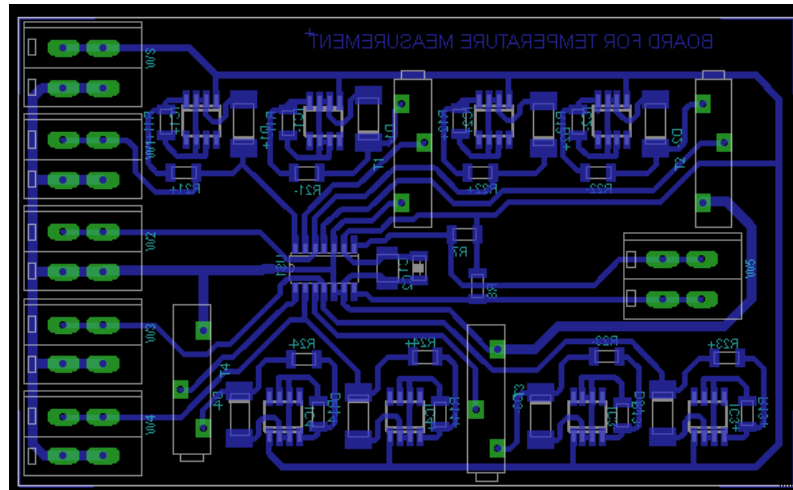
Před vytvořením návrhu DPS bylo zapojení jednoho kanálu realizováno a vyzkoušeno na nepájivém poli. Tato realizace je zachycena na Obrázku 13.



Obrázek 13: Zapojení na nepájivém poli. Fotografie: autor.

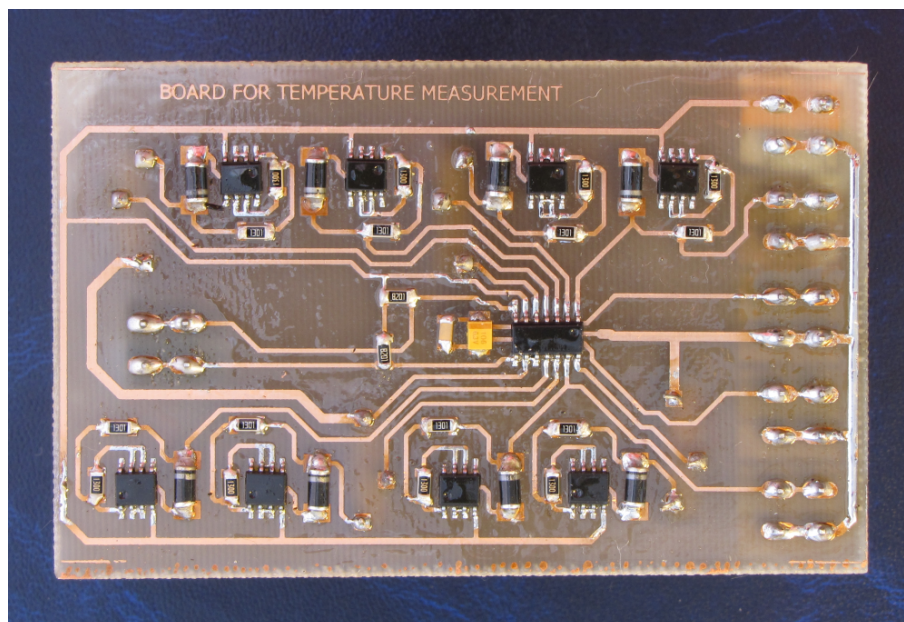
#### 4.2.4 Návrh a výroba DPS

Návrh desky plošných spojů byl rovněž proveden v programu EAGLE 5.11.0 a je zobrazen na Obrázku 14. Všechny součástky, u kterých to bylo možné, jsou v pouzdře SMD, hlavně kvůli jejich menší velikosti oproti součástkám THT.



Obrázek 14: Návrh DPS. Obrázek: autor.

DPS byla následně vyrobena, vyvrtána, osazena a oživena. Výsledný rozměr desky je 63x100 mm, ze spodní strany je zobrazena na Obrázku 15.

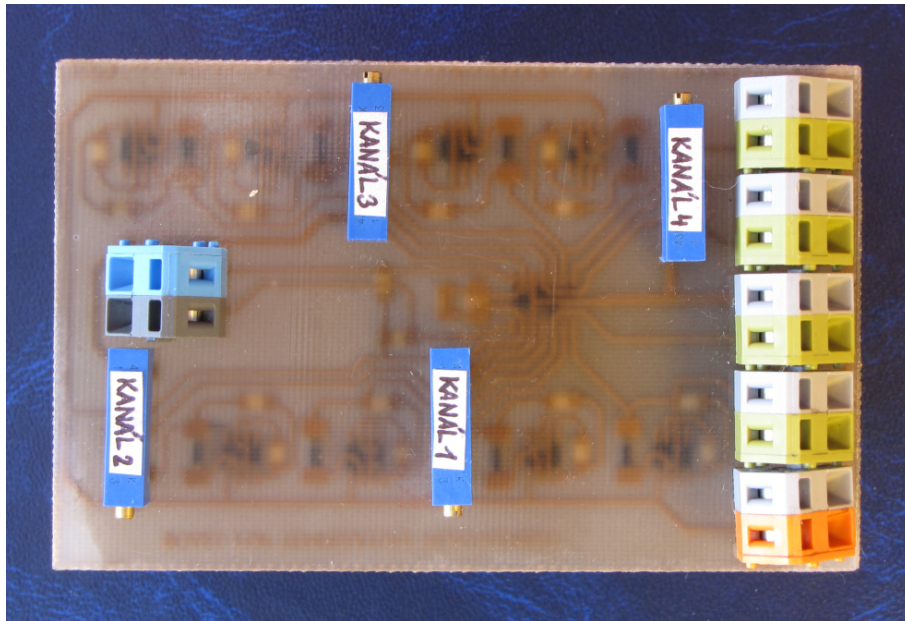


Obrázek 15: DPS ze spodní strany. Fotografie: autor.

DPS je ze svrchní strany zobrazena na Obrázku 16. Pro snadnou orientaci je každý z trimrů označen nápisem kanálu, ke kterému je připojen. Svorky WAGO jsou rovněž rozlišeny



podle barvy: oranžová je určena pro přivedení napájecího napětí z Arduina, šedá svorka vedle oranžové pro přivedení zemnicího napětí z Arduina, ostatní šedé a zelené jsou určeny pro připojení senzorů s tím, že šedá svorka je vždy zemnicí. Všechny svorky jsou postupně vedle sebe pro první až čtvrtý kanál s tím, že první kanál je vedle svorky pro napájení. Poslední dvě svorky na opačné strane desky jsou určeny pro komunikaci s Arduinem: přes modrou je veden signál SCL a přes černou signál SDA.



Obrázek 16: DPS ze svrchní strany. Fotografie: autor.

## 5 Výsledky

Vytvořené zařízení se sestává z Arduina UNO, modulu Data Logger Shield a vytvořené desky plošných spojů. Všechny součásti jsou pomocí distančních sloupků usazeny a připevněny v šedé plastové krabičce KP 45 D, která byla pro tento účel upravena. Rozměry krabičky jsou 113x123x59 mm a uzavřena je pomocí čtyř šroubů v rozích krabičky.

Z vnějšku krabičky je z jedné strany přístupný slot na paměťovou kartu SD a konektor USB, přes který je zajištěno napájení zařízení a přenos dat do počítače. Z tohoto pohledu je zařízení znázorněno na Obrázku 17.



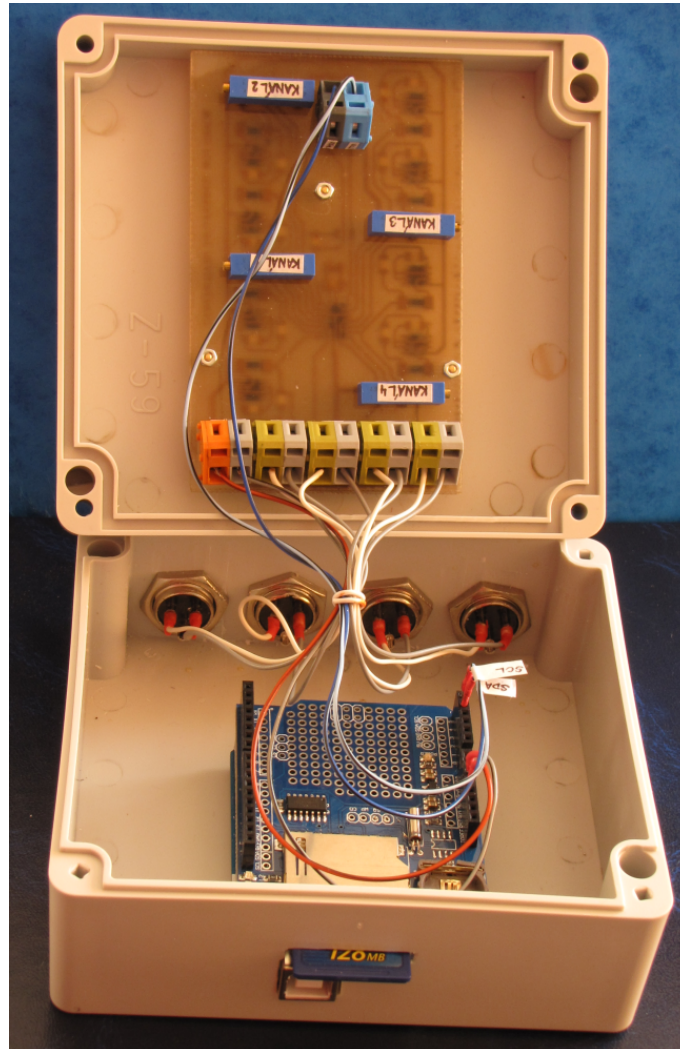
Obrázek 17: Zařízení z pohledu na konektor USB. Fotografie: autor.

Pro připojení senzorů jsou do protější stěny krabičky připevněny mikrofonní konektory NCG-3 PM, jak je zobrazeno na Obrázku 18, senzory lze tedy k zařízení připojit pouze pokud jsou opatřeny odpovídajícími koncovkami. Nad každým konektorem je popisek s označením příslušného kanálu.



Obrázek 18: Zařízení z pohledu na konektory pro senzory. Fotografie: autor.

Pro nastavení trimru pro konkrétní používaný senzor je třeba krabičku otevřít, daný trimr nastavit na požadovanou hodnotu a krabičku opět uzavřít. Uvnitř krabičky jsou pomocí kablíků propojeny WAGO svorky s příslušnými konektory ve stěně krabičky, celá konfigurace je zobrazena na Obrázku 19.



Obrázek 19: Umístění zařízení v krabičce. Fotografie: autor.

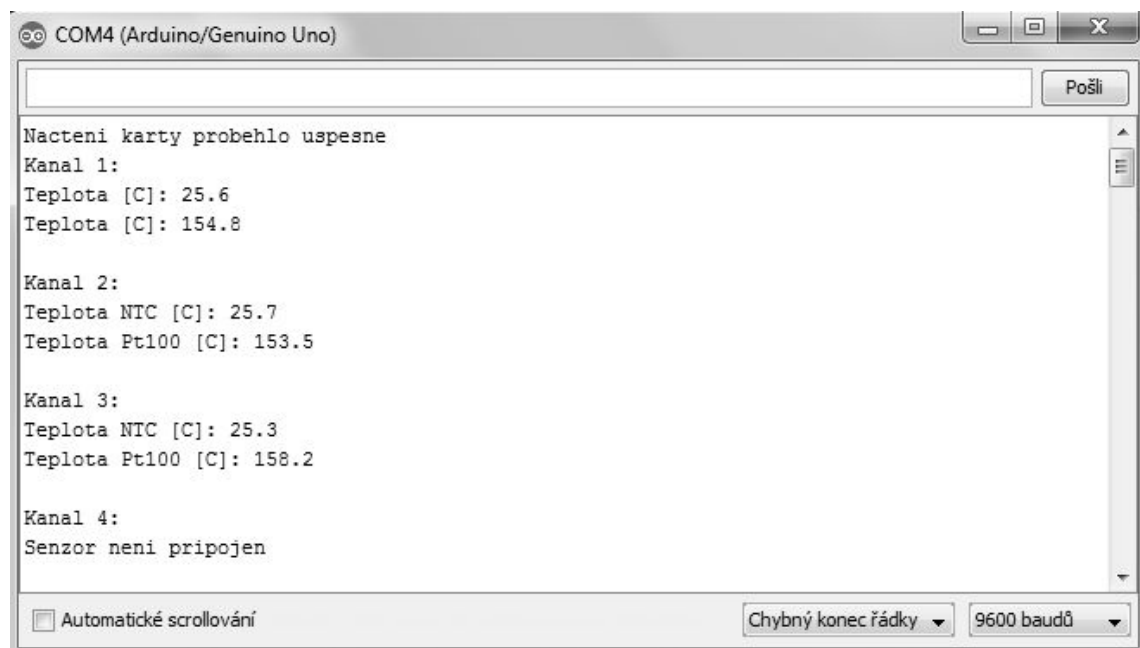
## 5.1 Programové vybavení

Součástí zařízení je i program napsaný v jazyce wiring. Program je nahraný na Arduino a spouští se sám, jakmile je zařízení připojeno přes konektor USB k napájení. Celý program je rozdělen na dvě části, inicializační, která je provedena po každém připojení k napájení nebo restartu (např. spuštění sériového monitoru), je zahájena sériová komunikace s počítačem a načtena paměťová karta, pokud je vložena. Druhou částí je samotná měřicí smyčka, ve které probíhá komunikace s A/D převodníkem postupně pro každý kanál, tato část programu se opakuje jednou za přibližně 4,5 sekund. Hodnoty získané z A/D převodníku jsou přepočítávány na odpovídající napětí, jaké bylo na senzoru a následně je díky

známému proudu vypočítán příslušný odpor senzoru. Pro přepočítání odporu na teplotu je u senzoru NTC 100 použit vztah (4).

Pro výpočet teploty senzoru Pt100 byl použit předpoklad, že závislost odporu na teplotě je v rozsahu 50 °C lineární. Pro platinový senzor byla vytvořena kalibrace tak, že na příslušném trimru bylo nastaveno napětí 100 mV, při čtyřech známých teplotách z daného rozsahu byl zaznamenán odpor senzoru a získané body byly proloženy přímkou. Byla tak získána její rovnice, která má tvar :  $R = 0,3282 \cdot t + 101,87$ , kde  $R$  je odpor senzoru a  $t$  je odpovídající teplota.

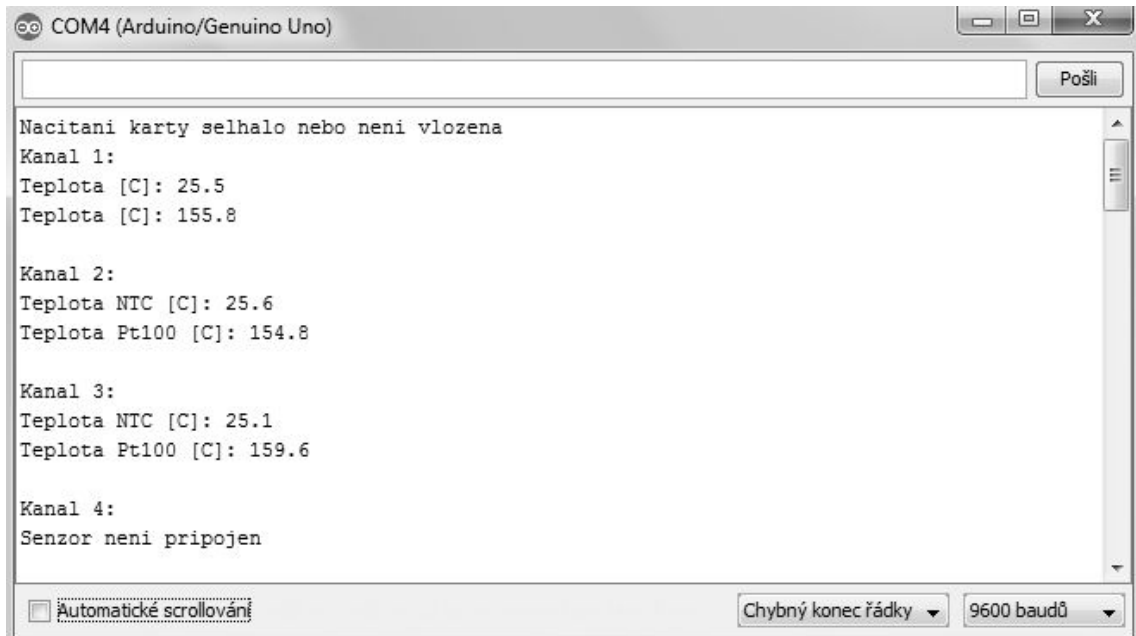
Protože se rozsahy odporu senzorů NTC 100 a Pt100 v daném rozsahu teplot překrývají, není možnost, jak odlišit, který senzor je právě připojen. Teplota je z tohoto důvodu počítána a zobrazována pro oba senzory a uživatel musí vědět, jaký senzor má aktuálně k danému kanálu připojený. Hodnoty jsou zobrazovány na počítači, na sériovém monitoru, který je součástí vývojového prostředí Arduina, nebo lze použít jakýkoli jiný terminál umožňující zobrazení komunikace na sériovém portu (parametry komunikace jsou 9600 baudů, délka datového slova je 8 bitů, bez parity). Ukázka zobrazení je na Obrázku 20, při pořízení tohoto záznamu nebyl na kanál 4 připojen žádný senzor, na kanál 1 až 3 byly připojeny senzory NTC 100. Výše uvedené výpočty jsou provedeny pouze pokud je k danému kanálu připojen senzor, v opačném případě je na sériovém monitoru vypsána příslušná hláška o absenci senzoru, což je na Obrázku 20 zobrazeno u kanálu 4.



Obrázek 20: Výpis dat na sériovém monitoru. Obrázek: autor.

Hodnoty zobrazované na sériovém monitoru jsou zároveň zaznamenávány na paměťovou kartu, navíc s časovou značkou. Na Obrázku 20 je zobrazena vypsána hláška o načtení paměťové karty, což je provedeno pouze jednou, na začátku běhu programu. Pokud nebude

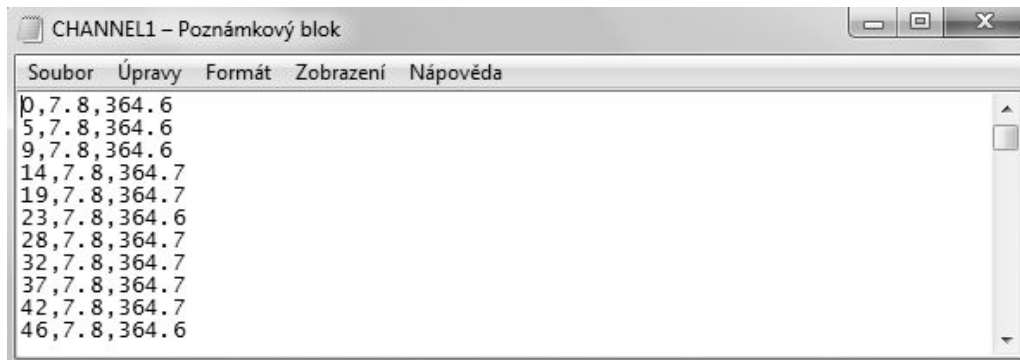
karta vložena nebo selže její načtení, je na tuto skutečnost uživatel upozorněn rovněž vypsáním hlášky na začátku programu, jak je zobrazeno na Obrázku 21. V případě, že karta není při spuštění programu vložena, zařízení ji v průběhu měření již nenačte, protože načítání karty je provedeno pouze jednou, a to při spuštění programu. V takovém případě je nutné po vložení karty program spustit od začátku.



Obrázek 21: Výpis dat na sériovém monitoru bez vložené karty. Obrázek: autor.



Pokud je paměťová karta při spuštění programu vložena, vytvoří na ní program textový soubor pro každý kanál, pojmenovaný CHANNEL1 až CHANNEL4 (tedy celkem čtyři soubory) a pokud se na kartě tento soubor již nachází, vypisuje data za poslední záznam v souboru. Data jsou do souboru zapisována tak, že do jednoho řádku je postupně zaznamenávána časová značka, teplota pro senzor NTC 100 a teplota pro senzor Pt100, další záznam těchto tří hodnot je pokažé zapsán na nový řádek, příklad záznamu z kanálu 1 je zobrazen na Obrázku 22. Jednotlivé hodnoty na jednom řádku jsou odděleny čárkou, což umožňuje načtení a zpracování získaných dat například v MatLabu nebo v tabulkovém editoru, jako je například Microsoft Excel. Čas je zaznamenáván v sekundách a uvádí, jaká doba uběhla od spuštění celého programu, tedy od připojení zařízení k napájení nebo od doby otevření sériového monitoru. Pokud uživatel během měření sériový monitor zavře, časovač se spouští od nuly po jeho opětovném otevření.



Obrázek 22: Textový soubor ukládaný na paměťovou kartu. Obrázek: autor.

## 5.2 Ověření

Pro měření byly připojeny kablíky na zásuvku na kabel NCG-3 CF, a z druhé strany byly na kablíky připevněny senzory, které byly pro tento účel opatřeny izolací tak, aby se do nich nedostala vlhkost, která by mohla měření zkreslit. Takto upravený senzor NTC je zobrazen na Obrázku 23.



Obrázek 23: Senzor NTC opatřený izolací proti vlhkosti. Fotografie: autor.

Pro ověření byly použity tři diskové senzory NTC 100 (EPCOS, Německo) připojené na kanál 1 až 3 a jeden senzor Pt100 (Feilong, Čína) připojený na kanál 4. Před samotným měřením byla u všech připojených senzorů provedena kalibrace: při teplotě 15,0 °C byla na trimrech nastavena hodnota tak, aby teplota ze senzoru odpovídala teplotě skutečné.

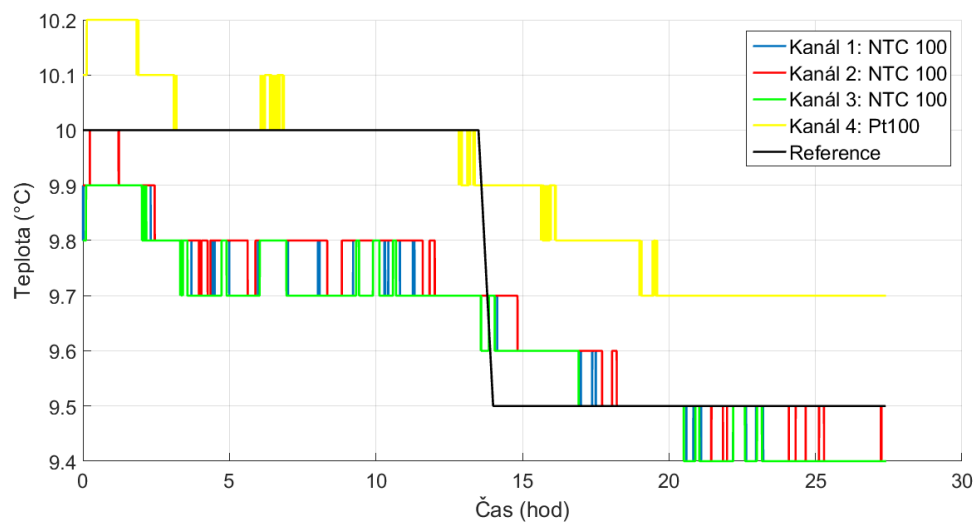
V dostatečném časovém předstihu byla do lednice umístěna sklenice s vodou, do které byl vložen rtuťový referenční teploměr, ze kterého byla odečítaná teplota s přesností na půl stupně Celsia. Po částečném ustálení teploty vody byly do sklenice vloženy připravené senzory, do zařízení byla vložena paměťová karta a připojením na napájení bylo měření zahájeno. Měření je zachyceno na Obrázku 24.





Obrázek 24: Měření s vytvořeným zařízením. Fotografie: autor.

Teplota byla zařízením zaznamenávána na všech čtyřech kanálech po dobu asi 27 hodin přibližně každých 5 s a bylo tak získáno 19207 hodnot z každého kanálu. Zároveň byla v delších časových intervalech (půl hodiny až hodina) zaznamenávána referenční teplota. Naměřené hodnoty byly převedeny do počítače a následně zpracovány v MatLabu, spolu se zaznamenanými referenčními teplotami. Výsledné závislosti jsou zobrazeny na Obrázku 25.



Obrázek 25: Ověření zařízení měřením. Obrázek: autor.

## Diskuze

Při vytváření I<sup>2</sup>C komunikace jsem narazila na problém při získávání dat ze druhého a čtvrtého kanálu A/D převodníku, kdy podle těchto dat docházelo ke skokovým změnám snímaného napětí (potažmo odporu senzorů) v závislosti na měnící se teplotě, zatímco první a třetí kanál fungovaly bez problémů. Protože pro vyhodnocení dat ze všech kanálů je použit stejný algoritmus, hledala jsem příčinu jinde. Nakonec se ukázalo, že RTC (Real Time Clock - hodiny reálného času) obvod DS1307, který je integrovaný na použitém modulu pro Arduino, komunikuje na stejných adresách jako mají druhý a čtvrtý kanál A/D převodníku, což způsobovalo popsanou chybu. Problém byl vyřešen odstraněním RTC obvodu z modulu, poté již Arduino komunikovalo s převodníkem na všech čtyřech kanálech bezchybně.

V zadání práce bylo určeno, že zařízení má být navrženo pro senzory Pt100 a NTC, jehož konkrétní hodnotu jsem vybrala. Jedním z požadavků bylo, aby byly oba typy senzorů připojitelné do kteréhokoli kanálu, na základě čehož jsem se rozhodla použít senzor NTC 100. Optimální proud tímto senzorem, stejně jako senzorem Pt100, je 1 mA, který na něm při daném rozsahu teplot (0 až 50 °C) způsobí takový úbytek napětí, který je i po 4-násobném zesílení použitým převodníkem měřitelný, čímž je zajištěna univerzálnost připojení senzorů. Problémem však je, že se na daném rozsahu teplot odpory senzorů NTC 100 a Pt100 překrývají a proto nebylo možné na základě naměřeného napětí zjistit, který senzor je právě připojen. Toto bylo vyřešeno výpisem hodnot pro obě možnosti připojených senzorů.

Pro zpřesnění měření by mohl být použit A/D převodník, který by byl schopný snímat napětí na větším intervalu a mohlo by tak být nastaveno vyšší zesílení snímaného napětí. Použitý převodník MCP3428 umožňuje snímání napětí pouze z intervalu -2,048 až 2,048 V, kvůli čemuž bylo možné nastavit zesílení maximálně 4krát. Použitý převodník umožňuje ještě zesílení 8krát, pokud by ale bylo nastaveno, nebylo by možné snímat napětí v uvedeném rozsahu teplot (0 až 50 °C), protože by snímané napětí na senzoru NTC 100 překročilo maximální hodnotu, kterou je převodník schopen snímat.

Pro výpočet teploty z dat získaných senzorem Pt100 byla vytvořena kalibrace, na jejímž základě byl určen vztah popisující závislost odporu na teplotě pro konkrétní senzor, který jsem pro měření používala. Ačkoli by teoreticky měly mít všechny senzory Pt100 tuto závislost stejnou, prakticky to ale neplatí, protože jsou vyráběny s určitými tolerancemi. Z tohoto důvodu je vhodné, aby byla vytvořena kalibrace pro každý senzor Pt100, který bude k zařízení připojen a získaný vztah byl vepsán do příloženého programu pro Arduino.

Při ověření zařízení 27-hodinovým měřením byly získány záznamy teploty ze čtyřech kanálů. Naměřené teploty se mezi jednotlivými kanály i mezi kanály a referencí liší v řádu

několika desetín stupňů Celsia. Jedním z důvodů bylo, že byl jako reference použit rtuťový teploměr, na kterém byla teplota odečítána s přesností na 0,5 °C. Vzniklé nepřesnosti, které se mohou vyskytnout i při dalších měřeních, mohly být způsobeny několika faktory. Při výpočtu teploty jsou hodnoty zaokrouhlovány na jedno desetinné místo, takže i malá změna teploty způsobuje skákání zobrazovaných i ukládaných hodnot mezi dvěma desetinnými místy, jak je patrné i v grafu na Obrázku 25. Jedním ze zdrojů nepřesností může být také nesprávná nebo nepřesná kalibrace senzorů, tedy nesprávné nastavení trimru příslušného kanálu. Dalším zdrojem chyb jsou samotné použité součástky, které jsou vyráběny s určitou tolerancí, například použité rezistory, které řídí proudový zdroj, ač všechny stejného typu, nemají přesně stejný odpor, což se odrazí na skutečnosti, že každým kanálem neprotéká přesná hodnota vypočítaného proudu. Samotné senzory jsou vyráběny s určitou tolerancí, což může být také původcem chyb. Odpor termistorů navíc závisí na teplotní konstantě  $\beta$ , která je ale teplotně proměnná, což může do měření rovněž zanášet určitou chybu.

## Závěr

V rámci předložené bakalářské práce byly zpracovány postupy uchovávání ledvin před transplantací a vybrané senzory teploty.

Výstupem práce je návrh a vyhotovení čtyřkanálového zařízení, určeného pro snímání a záznam teploty v perfuzním okruhu v rámci experimentální jednotky. Hotové zařízení se skládá z desky Arduina UNO, modulu Data Logger Shield a vyrobené a součástkami osazené desky plošných spojů, všechny uvedené části jsou umístěny v krabičce. Zařízení je určeno pro snímání teplot v rozsahu 0 až 50 °C za použití senzorů NTC 100 a Pt100, přičemž jsou oba typy senzorů připojitelné do konektoru kteréhokoli kanálu, avšak pro správné fungování zařízení je nutné každý senzor zkalibrovat - nastavit příslušný trimr. Při měření jsou hodnoty teploty pro každý kanál zobrazovány na počítači a zároveň zaznamenávány na paměťovou kartu, aby je bylo možné zpětně analyzovat.

Vyhotovené zařízení bylo ověřeno měřením, při kterém byly použity tři senzory NTC 100 a jeden senzor Pt100. Měření trvalo 27 hodin a senzory při něm byly umístěny v lednici ve sklenici s vodou. Na referenčním teploměru bylo na začátku měření 10,0 °C a v průběhu měření teplota postupně klesala až na 9,5 °C. Pomocí vyhotoveného zařízení byla naměřena teplota v rozsahu 10,2 °C až 9,7 °C v případě platinového senzoru a 10,0 až 9,4 v případě senzorů NTC.

## Reference

- [1] VILAR, Enric a Ken FARRINGTON. Haemodialysis. *Medicine* [online]. 2011, **39**(7), 429-433 [cit. 2016-05-09]. DOI: 10.1016/j.mpmed.2011.04.004. ISSN 13573039. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1357303911000958>
- [2] ELLAM, Tim a Martin WILKIE. Peritoneal dialysis. *Medicine* [online]. 2007, **35**(8), 466-469 [cit. 2016-05-09]. DOI: 10.1016/j.mpmed.2007.05.011. ISSN 13573039. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135730390700148X>
- [3] Transplantační centra. *Koordinační středisko transplantací* [online]. Praha, 2014 [cit. 2016-05-08]. Dostupné z: <http://www.kst.cz/kontakty/odborna-pracoviste/>
- [4] TRANSPLANTAČNÍ AKTIVITA V ČR OD ROKU 2006 - 2015. *Koordinační středisko transplantací* [online]. Praha, 2015 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.kst.cz/wp-content/uploads/2015/04/Transplantacni-aktivita-v-CR-od-roku-2006-2015.pdf>
- [5] BARNETT, Nicholas a Nizam MAMODE. Kidney transplantation. *Surgery (Oxford)* [online]. 2011, **29**(7), 330-335 [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1016/j.mpsur.2011.04.002. ISSN 02639319. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263931911000767>
- [6] DELBRIDGE, Michael S. a Andrew T. RAFTERY. Renal transplantation. *Medicine* [online]. 2007, **35**(9), 479-482 [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1016/j.mpmed.2007.06.009. ISSN 13573039. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135730390700182X>
- [7] GOILA, AjayKumar a Mridula PAWAR. The diagnosis of brain death. *Indian Journal of Critical Care Medicine* [online]. 2009, **13**(1), 7- [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.4103/0972-5229.53108. ISSN 0972-5229. Dostupné z: <http://www.ijccm.org/text.asp?2009/13/1/7/53108>
- [8] BROOK, Nicholas R., Julian R. WALLER a Michael L. NICHOLSON. Nonheart-beating kidney donation: Current practice and future developments. *Kidney International* [online]. 2003, **63**(4), 1516-1529 [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1046/j.1523-1755.2003.00854.x. ISSN 00852538. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0085253815490313>
- [9] KIMBER, R M. Use of non-heart-beating donors in renal transplantation. *Postgraduate Medical Journal* [online]. **77**(913), 681-685 [cit.

2016-04-12]. DOI: 10.1136/pmj.77.913.681. ISSN 00325473. Dostupné z: <http://pmj.bmj.com/cgi/doi/10.1136/pmj.77.913.681>

- [10] CHAIB, Eleazar. Non heart-beating donors in England. *Clinics* [online]. 2008, **63**(1), 121-134 [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1590/S1807-59322008000100020. ISSN 1807-5932. Dostupné z: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1807-59322008000100020&lng=en&nrm=iso&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1807-59322008000100020&lng=en&nrm=iso&tlng=en)
- [11] RELA, M. a W. JASSEM. Transplantation From Non-Heart-Beating Donors. *Transplantation Proceedings* [online]. 2007, **39**(3), 726-727 [cit. 2016-02-08]. DOI: 10.1016/j.transproceed.2007.01.071. ISSN 00411345. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0041134507001200>
- [12] MOERS, C., H.G.D. LEUVENINK a R.J. PLOEG. Donation after cardiac death: evaluation of revisiting an important donor source. *Nephrology Dialysis Transplantation* [online]. 2010, **25**(3), 666-673 [cit. 2016-04-11]. DOI: 10.1093/ndt/gfp717. ISSN 0931-0509. Dostupné z: <http://ndt.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/ndt/gfp717>
- [13] LEE, Charles Y. a Martin J. MANGINO. Preservation methods for kidney and liver. *Organogenesis* [online]. 2014, **5**(3), 105-112 [cit. 2016-04-13]. DOI: 10.4161/org.5.3.9582. ISSN 1547-6278. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.4161/org.5.3.9582>  
Pokud je paměťová karta od začátku vložena, vytvoří na ní program textový soubor pro každý kanál, pojmenovaný CHANNEL1 až CHANNEL4 (tedy celkem čtyři soubory) a pokud se na kartě tento soubor již nachází, vypisuje data za poslední záznam v souboru..4161/org.5.3.9582
- [14] TENNANKORE, Karthik K., S. Joseph KIM, Ian P.J. ALWAYN a Bryce A. KIBERD. Prolonged warm ischemia time is associated with graft failure and mortality after kidney transplantation. *Kidney International* [online]. 2016, **89**(3), 648-658 [cit. 2016-04-13]. DOI: 10.1016/j.kint.2015.09.002. ISSN 00852538. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0085253815000642>
- [15] HOSGOOD, Sarah A., Meeta PATEL a Michael L. NICHOLSON. The conditioning effect of ex vivo normothermic perfusion in an experimental kidney model. *Journal of Surgical Research* [online]. 2013, **182**(1), 153-160 [cit. 2016-04-13]. DOI: 10.1016/j.jss.2012.08.001. ISSN 00224804. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022480412007317>
- [16] SCHRÖPPEL, Bernd a Christophe LEGENDRE. Delayed kidney graft function: from mechanism to translation. *Kidney International* [online]. 2014, **86**(2), 251-

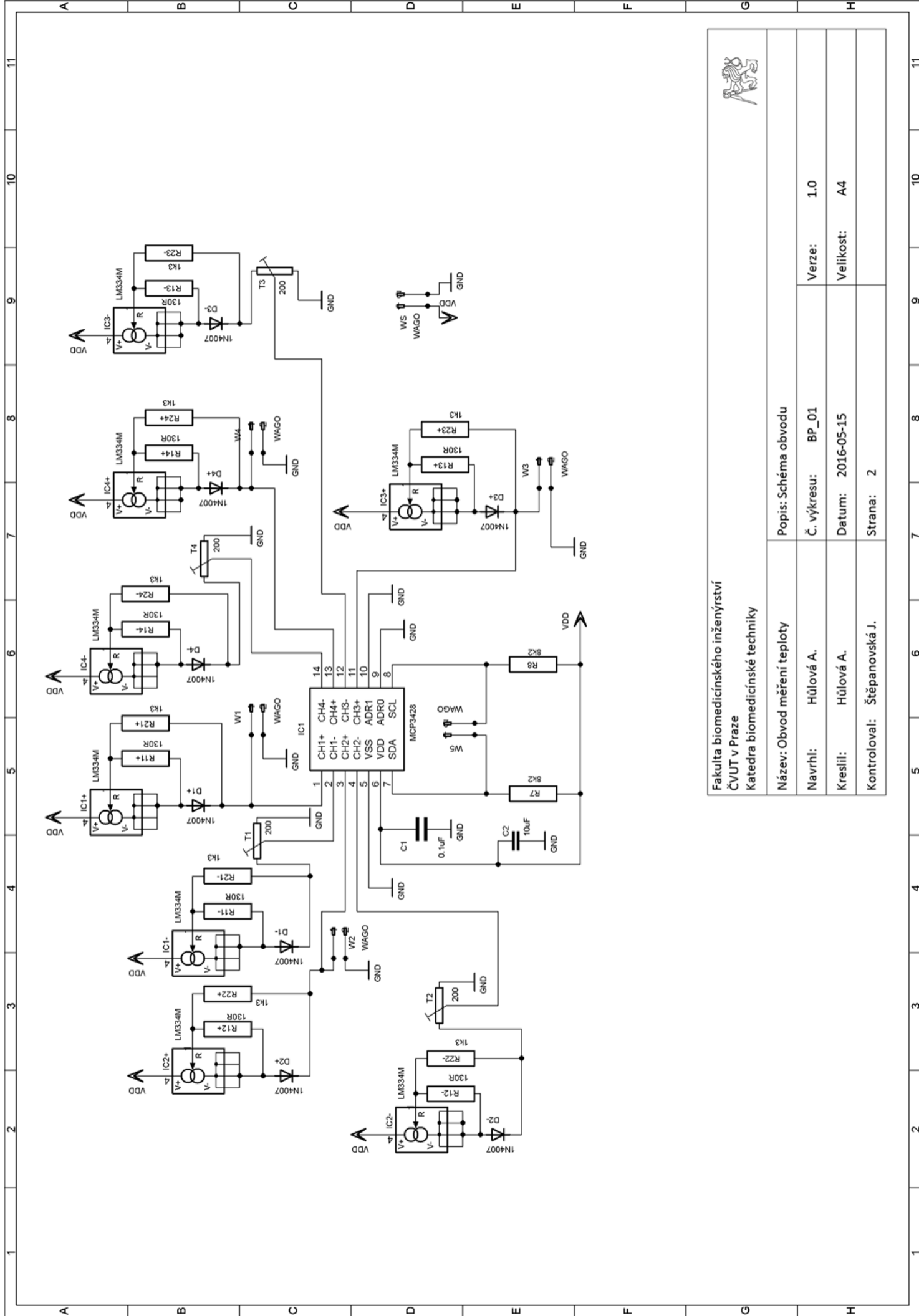
- 258 [cit. 2016-04-13]. DOI: 10.1038/ki.2014.18. ISSN 00852538. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0085253815302830>
- [17] PERICO, Norberto, Dario CATTANEO, Mohamed H SAYEGH a Giuseppe REMUZZI. Delayed graft function in kidney transplantation. *The Lancet* [online]. 2004, **364**(9447), 1814-1827 [cit. 2016-04-13]. DOI: 10.1016/S0140-6736(04)17406-0. ISSN 01406736. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673604174060>
- [18] SUDHINDRAN, S, GJ PETTIGREW, A DRAIN, M SHROTRI, CJE WATSON, NV JAMIESON a JA BRADLEY. Outcome of transplantation using kidneys from controlled (Maastricht category 3) non-heart-beating donors. *Clinical Transplantation* [online]. 2003, **17**(2), 93-100 [cit. 2016-04-13]. DOI: 10.1034/j.1399-0012.2003.00014.x. ISSN 0902-0063. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1399-0012.2003.00014.x>
- [19] DLUWE, Piotr, Piotr DOMOGALA, Michal WSZOLA, Rafal KLESZEK, Andrzej CHMURA a Artur KWLATKOWSKI. Kidney storage before transplantation with the use of machine perfusion. *MEDtube Science* [online]. 2014, **1**(2), 12-17 [cit. 2016-04-13]. Dostupné z: <https://medtube.net/science/wp-content/uploads/2014/07/Kidney-storage-before-transplantation-with-the-use-of-machine-perfusion.pdf>
- [20] JOCHMANS, Ina, Cyril MOERS, Jacqueline M. SMITS, et al. Machine Perfusion Versus Cold Storage for the Preservation of Kidneys Donated After Cardiac Death. *Annals of Surgery* [online]. 2010, **252**(5), 756-764 [cit. 2016-04-16]. DOI: 10.1097/SLA.0b013e3181ffc256. ISSN 0003-4932. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00000658-201011000-00007>
- [21] HOSGOOD, Sarah A a Michael L NICHOLSON. Normothermic kidney preservation. *Current Opinion in Organ Transplantation* [online]. 2011, **16**(2), 169-173 [cit. 2016-04-16]. DOI: 10.1097/MOT.0b013e3283446a5d. ISSN 1087-2418. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00075200-201104000-00006>
- [22] HOSGOOD, Sarah A., Meeta PATEL a Michael L. NICHOLSON. The conditioning effect of ex vivo normothermic perfusion in an experimental kidney model. *Journal of Surgical Research* [online]. 2013, **182**(1), 153-160 [cit. 2016-04-14]. DOI: 10.1016/j.jss.2012.08.001. ISSN 00224804. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022480412007317>

- [23] KREIDL, Marcel. *Měření teploty: senzory a měřící obvody*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-7300-145-4.
- [24] HUSÁK, Miroslav. *Mikrosenzory a mikroaktuátory*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2008. Gerstner. ISBN 9788020014788.
- [25] HRUŠKA, Ph.D.,Doc. Ing. Jiří. *Senzory: Fyzikální principy, úpravy signálů, praktické použití*. [online]. 2. rozšířené vyd. Zlín: Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně Academia centrum, 2011 [cit. 2016-05-08]. ISBN 978-80-7454-096-7. Dostupné z: [http://www.utb.cz/file/15534\\_1\\_1/](http://www.utb.cz/file/15534_1_1/)
- [26] PTC Thermistors vs. NTC Thermistors for Inrush Current. Ametherm: Circuit Protection Thermistors [online]. Nevada: Ametherm, 2015 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.ametherm.com/blog/ptc-thermistors-vs-ntc-thermistors-for-inrush-current/>
- [27] MCP3426/7/8. *Microchip* [online]. Chandler: Microchip, 2009 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/22226a.pdf>
- [28] LM134/LM234/LM334 3-Terminal Adjustable Current Sources. *Texas Instruments* [online]. Dallas: Texas Instruments, 2016 [cit. 2016-05-13]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm134.pdf>



## Seznam příloh

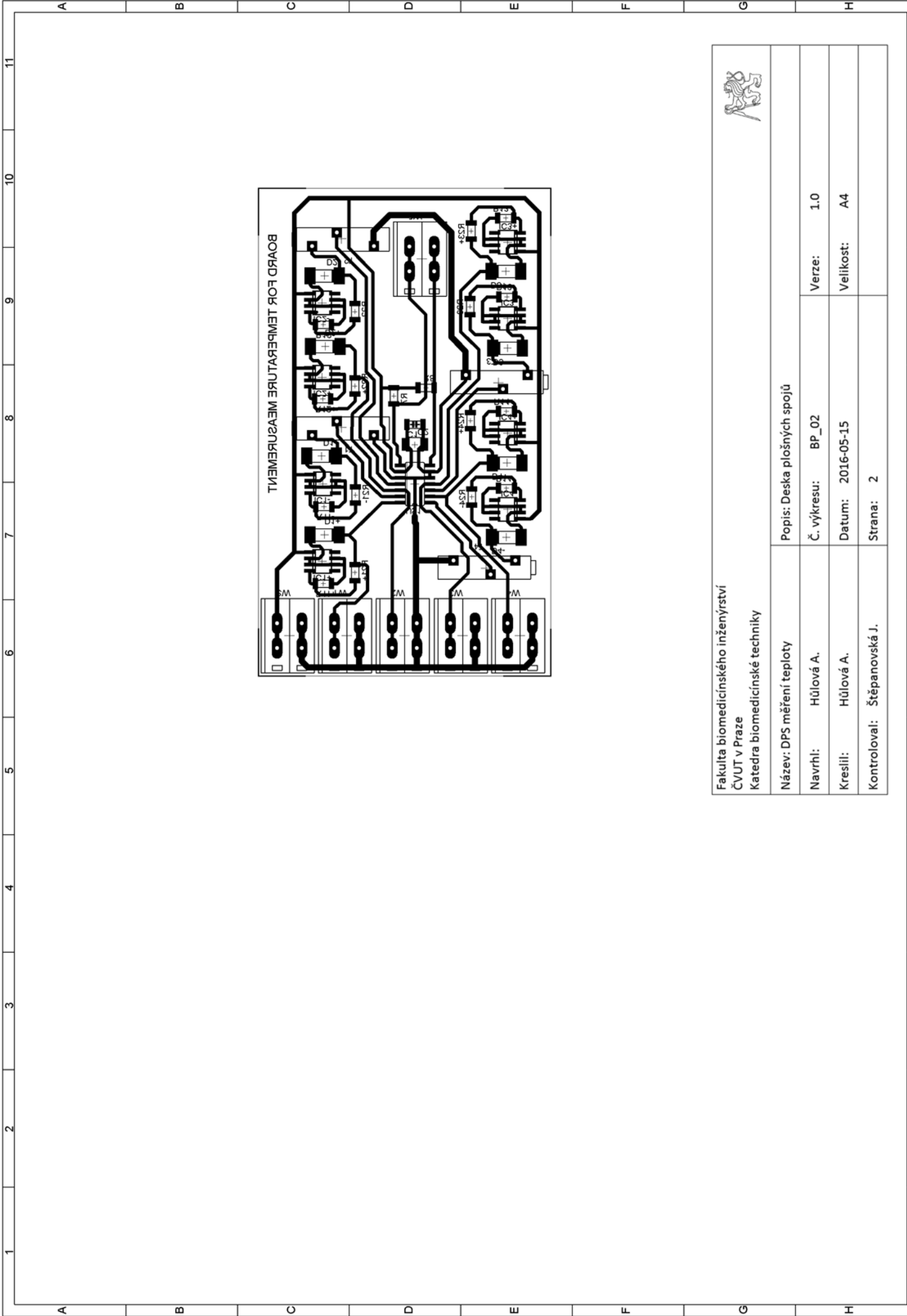
Číslo výkresu	Název
BP_01	Obvod měření teploty
BP_02	Deska plošných spojů



Fakulta biomedicínského inženýrství  
 ČVUT v Praze  
 Katedra biomedicínské techniky



Název: Obvod měření teploty		Popis: Schéma obvodu	
Navrhl:	Hůlová A.	Č. výkresu:	BP_01
Kreslil:	Hůlová A.	Datum:	2016-05-15
Kontroloval:	Štěpanovská J.	Strana:	2
		Verze:	1.0
		Velikost:	A4



Fakulta biomedicínského inženýrství  
 ČVUT v Praze  
 Katedra biomedicínské techniky



Název: DPS měření teploty		Popis: Deska plošných spojů	
Navrhl:	Hůlová A.	Č. výkresu:	BP_02
Kreslil:	Hůlová A.	Datum:	2016-05-15
Kontroloval:	Štěpanovská J.	Strana:	2
		Verze:	1.0
		Velikost:	A4