

Bakalářská práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická
Katedra teorie obvodů

Bezkontaktní měření teploty pro biomedicínské aplikace

David Reinštein

Vedoucí práce: Ing. Adam Bouřa, Ph.D.
Obor: Lékařská elektronika a bioinformatika
Květen 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Reinštein** Jméno: **David** Osobní číslo: **492014**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Bezkontaktní měření teploty pro biomedicínské aplikace

Název bakalářské práce anglicky:

Contactless temperature measurement for biomedical applications

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou bolometrů a termočlávkových senzorů pro bezkontaktní měření teploty [1] a radiometrickým modulem FLIR Lepton 2.5 [2]. Prostudujte problematiku určení tělesné teploty pacienta v závislosti na zvolené lokaci měření (rektální, orální, tympanální, axilární, frontální) a vlivu okolí na jeho přesnost [3, 4].
2. Na základě získaných poznatků, zvolte vhodné technické řešení a realizujte zařízení pro bezkontaktní měření tělesné teploty pacienta s možností volby různého přepočtu mezi povrchovou a vnitřní teplotou.
3. Realizujte měřicí a demonstrační pracoviště. Kriticky zhodnoťte dosažené výsledky a navrhněte případná vylepšení.

Seznam doporučené literatury:

- [1] GE Measurement & Control: ZTP-135SR Thermometrics Thermopile IR Sensor, Datasheet, 2012, URL: http://www.mouser.com/catalog/specsheets/ZTP_135SR_Datasheet.pdf
[2] https://cz.mouser.com/datasheet/2/227/lepton_2pt5_datasheet_04195-2580098.pdf
[3] Chen, A.; Zhu, J.; Lin, Q.; Liu, W. A Comparative Study of Forehead Temperature and Core Body Temperature under Varying Ambient Temperature Conditions. Int. J. Environ. Res. Public Health 2022, 19, 15883. <https://doi.org/10.3390/ijerph192315883>
[4] Sanderson B, Lim L, Lei K, Smith J, Camporota L, Beale R. A comparison of core and tympanic temperature measurement in the critically ill. Crit Care. 2010;14(Suppl 1):P329. doi: 10.1186/cc8561. Epub 2010 Mar 1. PMID: PMC2934437.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Adam Bouřa, Ph.D. katedra mikroelektroniky FEL

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

Datum zadání bakalářské práce: **31.01.2023**

Termín odevzdání bakalářské práce: **26.05.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **22.09.2024**

Ing. Adam Bouřa, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Poděkování

Děkuji především svému vedoucímu práce, Ing. Adamu Bouřovi, Ph.d., za vřelý přístup a cenné připomínky v průběhu psaní práce. Také děkuji své rodině a přátelům za psychickou a morální podporu.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací. Beru na vědomí, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorského zákona, ve znění pozdějších předpisů. V souladu s ust. § 2373 odst. 2 zákona č. 89/2012 Sb., občanský zákoník, ve znění pozdějších předpisů, tímto uděluji nevýhradní oprávnění (licenci) k užití této mojí práce, a to včetně všech počítačových programů, jež jsou její součástí či přílohou a veškeré jejich dokumentace (dále souhrnně jen „Dílo“), a to všem osobám, které si přejí Dílo užít. Tyto osoby jsou oprávněny Dílo užít jakýmkoli způsobem, který nesnižuje hodnotu Díla a za jakýmkoli účelem (včetně užití k výdělečným účelům). Toto oprávnění je časově, teritoriálně i množstevně neomezené.

Abstrakt

Tato práce popisuje základní principy bezkontaktního měření teploty a implementuje měřicí přípravek spojující funkčnost termokamerového modulu FLIR Lepton 2.5 a analogového termočláňkového senzoru ZTP-135SR.

Klíčová slova: Tělesná teplota, teplota jádra, termoregulace, bezkontaktní, bolometr, termočlánek

Vedoucí práce: Ing. Adam Bouřa, Ph.D.

Abstract

Thesis describes basic principles of contactless temperature measurement and implements a device capable of combining functionalities of FLIR Lepton 2.5 thermal camera module and ZTP-135SR analog thermopile sensor.

Keywords: Body temperature, core temperature, thermoregulation, contactless, bolometer, thermopile

Title translation: Contactless temperature measurement for biomedical applications

Obsah

1 Úvod 1

Část I Teoretická část

2 Tělesná teplota, její regulace, měření a vyhodnocení 5

2.1 Tělesná teplota 5

2.1.1 Povrchová teplota 5

2.1.2 Teplota jádra 6

2.1.3 Bazální tělesná teplota 6

2.2 Zdroje tepla v lidském těle 6

2.2.1 Metabolická termogeneze 6

2.2.2 Termogeneze v hnědém tuku . 7

2.2.3 Svalová termogeneze 7

2.2.4 Termogenní efekt stravy 7

2.3 Rizikové stavy tělesné teploty ... 7

2.3.1 Hypotermie 8

2.3.2 Hypertermie 8

2.4 Termoregulace 9

2.4.1 Hypothalamus 9

2.4.2 Termoreceptory 9

2.4.3 Eferentní nervové dráhy 10

2.4.4 Aferentní nervové dráhy 11

2.5 Měření tělesné teploty 11

2.5.1 Axilární 11

2.5.2 Rektální 12

2.5.3 Tympanální 12

2.5.4 Orální 12

2.5.5 Frontální 12

2.6 Převod mezi měřenými teplotami 13

2.6.1 Lineární regrese 13

2.6.2 Polynomická regrese 13

2.6.3 Fyzikální model 14

2.7 Aktuální metody měření teploty 14

3 Elektronické senzory pro bezkontaktní měření teploty	17	5 Termočláňkový senzor ZTP-135SR	31
3.1 Bolometr	17	6 Návrh měřicího přípravku	35
3.1.1 Platinové	18	6.1 Požadavky	35
3.1.2 Termistorové	18	6.2 Schéma zapojení	35
3.2 Zapojení v obvodu	19	6.2.1 Napájecí část	36
3.2.1 Napěťový dělič	20	6.2.2 Analogová část	39
3.2.2 Wheatstoneův můstek	21	6.2.3 AD převodník	42
3.2.3 Zapojení s proudovým zdrojem	22	6.2.4 Digitální část	43
3.3 Termočláňkové senzory	23	6.2.5 Termokamerový modul	44
3.3.1 Termočláňek	23	6.2.6 Digitální teploměr DS18B20	44
		6.2.7 TFT LCD Displej	44
		6.3 Deska plošných spojů	45
		6.4 Software	46
		6.5 Kalibrace měřicího přípravku	48
		7 Výsledky a možná vylepšení	51
		8 Závěr	55
Část II			
Praktická část			
4 Termokamerový modul FLIR Lepton 2.5	27		
4.1 Technické parametry	27		
4.2 Vnitřní struktura	27		
4.3 Ovládací a komunikační rozhraní CCI	29		
4.4 Grafické rozhraní VoSPI	29		

Přílohy

A Literatura	59
B Schéma zapojení přípravku	65
C Výkres desky plošných spojů	71

Obrázky

2.1	Stupnice tělesné teploty s popisky rizikových stavů. Překlad popisků odshora: Smrt způsobená úpalem, hypertermie, cvičení a běžná horečka, normální rozsah v klidu, hypotermie, narušené funkce CNS (Centrální nervové soustavy), ztráta vědomí, smrt způsobená fibrilací komor.[5] . .	8
2.2	Iontové TRP kanály reagující na tepelný podnět. Dostupné z [43] . .	10
2.3	Hromadné měření teploty pomocí termokamery. Dostupné z [44]	15
3.1	Zapojení napěťového děliče	20
3.2	Zapojení Wheatstoneova můstku	21
3.3	Zapojení s proudovým zdrojem.	22
4.1	Blokové schéma termokamerového modulu FLIR Lepton 2.5. Dostupné z [24]	28
4.2	Blokové schéma SoC integrovaného v termokamerovém modulu. Dostupné z [24]	28
4.3	Schéma typického datového přenosu přes rozhraní CCI. Dostupné z [25]	29
5.1	Vnitřní struktura senzoru ZTP-148SR. V horní části je vidět baterie termočlánků. Ve spodní části je viditelný termistor NTC. Obrázek je vlastní.	31
5.2	Přenosová charakteristika optického filtru integrovaného v termočlánkovém senzoru ZTP-135SR. Dostupné z [26]	32
5.3	Tabulka parametrů senzoru ZTP-135SR udávaných výrobcem. Dostupné z [26]	33
5.4	Přenosová charakteristika ZTP-135SR. Dostupné z [26]	33
6.1	Blokové schéma měřicího přípravku	36
6.2	Zapojení ochrany vstupů a vstupního filtru. V_BOOST v tomto případě značí výstup zvyšujícího měniče.	37
6.3	Frekvenční charakteristika použitého vstupního filtru.	37
6.4	Blokové schéma měřicího přípravku	38
6.5	Schéma zapojení jednoho z lineárních regulátorů.	38
6.6	Schéma zapojení nábojové pumpy.	39
6.7	Vstupní filtr a ochrana vstupů přístrojového zesilovače AD620.	40

6.8 Nastavení zesílení přístrojového zesilovače, jeho blokovací kondenzátory a výstupní filtr.	40	7.1 Zapojení Darlingtonova páru jako spínače. R_z reprezentuje zátěž celého přípravku, $BOOST_EN$ je pak napětí na enable pinu zvyšujícího měniče.	51
6.9 Wheatstoneův můstek pro měření na NTC termistoru.	41	7.2 Zapojení číslicového bufferu s přidaným rezistorem pro vybíjení parazitní kapacity vstupu.	52
6.10 Schéma zapojení buzení reference přístrojového zesilovače AD620 pomocí sledovače napětí se zesilovačem MCP601.	41	7.3 Obrázek z termokamerového modulu zobrazený na displeji přípravku.	53
6.11 Schéma zapojení AD převodníku.	42	C.1 Velikost : 99.14 mm × 71.02mm	71
6.12 Zapojení krystalového oscilátoru k mikrokontroléru. R_1 je možné použít pro omezení proudu tekoucího invertorem, v tomto případě je nahrazen zkratem.	43	C.2 Velikost : 99.14 mm × 71.02mm	72
6.13 Horní vrstva mědi desky plošných spojů s vyznačenými funkčními bloky.	46		
6.14 Vývojový diagram softwareového řešení implementovaného na přípravku.	48		
6.15 Ověření výsledků z měření termokamerového modulu pomocí průmyslové termokamery od firmy Fluke.	49		
6.16 Průběh ověření funkčnosti termokamerového modulu.	49		
6.17 Kalibrace měření povrchové teploty pomocí lihového teploměru.	50		
6.18 Kalibrační a testovací pracoviště.	50		

Tabulky

5.1 Tabulka parametrů proložení polynomem	32
--	----



Kapitola 1

Úvod

Potřeba současné společnosti monitorovat životní funkce roste a spolu s ní i požadavky na komfort a rychlost měření. Jednou z nejdůležitějších veličin definujících schopnost organismu udržet si životní funkce je teplota organismu. Větší odchylky od fyziologické tělesné teploty vedou na potenciálně život ohrožující stavy. Zároveň je tělesná teplota dobrý indikátor nadcházejícího onemocnění.

Proto je třeba teplotu pečlivě monitorovat, a to jak v klinickém prostředí, tak i v prostředí domácím. V některých případech, jako tomu bylo například v nedávné globální pandemii způsobené koronavirem, je žádoucí teplotu snímat masově ve frekventovaných veřejných prostorech, aby bylo možné zachytit nemocné jedince včas, a předejít tak rychlému šíření onemocnění.

V této práci bude zkoumána problematika měření tělesné teploty, a to především bezkontaktním způsobem. Následně bude zkoumána možnost přepočtu bezkontaktně měřené povrchové teploty na vnitřní teplotu organismu pomocí několika různých přístupů.

Ze získaných vědomostí bude v rámci práce proveden návrh měřicího přípravku s vybraným analogovým senzorem ZTP-135SR od firmy Amphenol Advanced Sensors a možností připojení termokamerového modulu od firmy Teledyne FLIR.

Cílem práce je navržený přípravek realizovat a oživit.



Část I

Teoretická část

Kapitola 2

Tělesná teplota, její regulace, měření a vyhodnocení

2.1 Tělesná teplota

Jednou ze základních veličin definujících zdravotní stav lidského organismu je teplota. Spolu se srdečním rytmem, krevním tlakem a dechovou frekvencí tvoří čtveřici základních parametrů organismu monitorovaných v klinickém prostředí. *Tělesná teplota je označení pro přirozenou teplotu organismu při běžném fungování* [1]. Mění se v závislosti na denní době, výměně tepla s okolím, metabolických procesech, fáze menstruačního cyklu a dalších faktorech. Dělíme jí na povrchovou, bazální a teplotu jádra. [2, 3]

2.1.1 Povrchová teplota

Povrchová teplota, je měřena po celém povrchu těla. Tradičně se měří na čele, krku, tříse, v podpaží, pod jazykem, nebo v uchu. Umožňuje neinvazivní měření teploty, a proto je preferována pro prvotní diagnostiku, rychlá orientační měření a měření v domácím prostředí. Je silně ovlivněna okolím v důsledku výměny tepla. Teplota měřená pod jazykem je navíc ovlivněna respirací a příjmem potravy. [2]

■ 2.2.2 Termogeneze v hnědém tuku

Teplo je v lidském těle produkováno také ve tkáni hnědého tuku, která je umístěna pod lopatkami a kolem velkých cév. Dochází zde k chemickému odpařování H^+ iontů za uvolňování tepla do organismu. Tento mechanismus je obzvláště důležitý pro novorozence, u kterých je tímto způsobem možné zvýšit produkci tepla až na dvojnásobek. [2, 3, 6, 7]

■ 2.2.3 Svalová termogeneze

Ve svalové tkáni dochází při kontrakci k exotermické hydrolýze ATP (adenosin trifosfátu) a jeho štěpení na ADP (adenosin difosfát). V hladké svalovině dochází k produkci tepla neustále a jeho množství se příliš nemění. V příčně pruhované svalové tkáni je produkce tepla silně regulována a může se i několikrát zvýšit. Při poklesu tělesné teploty je primárním motorickým centrem zvýšeno svalové napětí a pomocí zpětné vazby svalového vřetenka vznikají kontrakce příčně pruhované svaloviny. Tento proces je známý jako svalový třes a je jím možné zvýšit tepelnou produkci až pětkrát [2, 3, 7]

■ 2.2.4 Termogenní efekt stravy

Nejen že přijímáním teplé stravy je oteplováno tělesné jádro, ale některé potraviny mají také takzvaný termogenní efekt. Obsahují látky, které stimulují hydrolýzu ATP a tedy i genezi tepla. Takové látky jsou například v některých pálivých paprikách, zázvoru, či skořici. [8, 9, 10]

■ 2.3 Rizikové stavy tělesné teploty

Pokud se tělesná teplota odchýlí z normálního rozsahu, dochází ke stavům hypotermie, nebo hypertermie. Oba tyto stavy jsou potenciálně život ohrožující.

2.4 Termoregulace

Aby nedocházelo k rizikovým stavům hypotermie a hypertermie, zavádí se v lidském organismu termoregulační obvod. Jako každý regulační obvod je složen z řídicí struktury, akčních členů, receptorů a komunikačních cest. Sedmdesát kilogramů lidského těla průměrně obsahuje 37,2 bilionů buněk a v každé z nich dochází neustále k biochemickým procesům, které jsou na tělesné teplotě závislé [2]. Proto je termoregulace pro lidské tělo vitální, a to především pro udržení stále teploty vnitřních orgánů, i na úkor podchlazení končetin a k životu nepotřebných částí těla. [4]

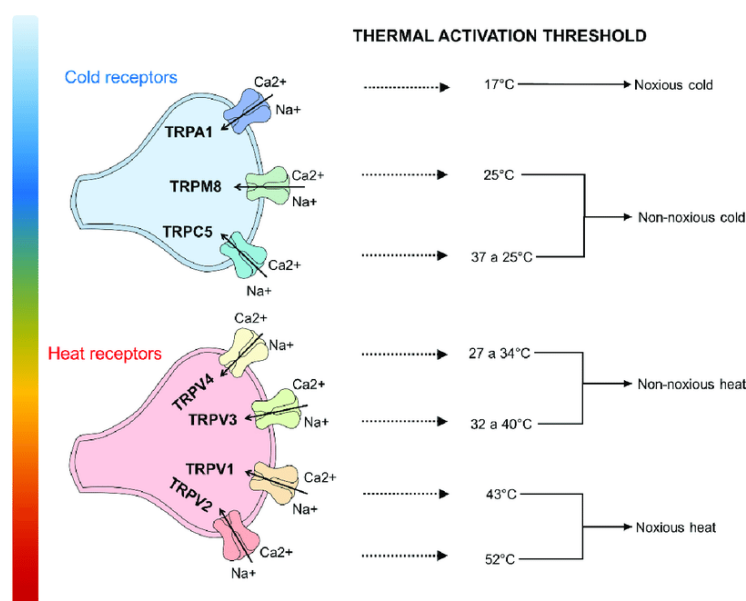
2.4.1 Hypothalamus

Řídicí funkci zastupuje v lidském těle hypothalamus, který na základě přijaté informace z termoreceptorů umístěných po celém těle reguluje tělesnou teplotu. Přední část hypothalamu obsahuje centrální termoreceptory, ze kterých dvě třetiny jsou tepelné, zatímco zadní hypothalamus vyhodnocuje informaci o teplotě od periferních termoreceptorů, které jsou z většiny chladové. [5]

2.4.2 Termoreceptory

V lidském těle zastávají funkci snímání teploty volná senzoričká nervová zakončení, termoreceptory, které na základě absolutní teploty generují příslušný stimul. Ten je pak veden do mozku a vyhodnocen jako chlad, nebo teplo. V extrémních případech je možné chlad, respektive teplo, vnímat jako bolestivý impuls, v tom případě je ale generován receptory bolesti. Dosud není funkce termoreceptorů plně vysvětlena. Termoreceptory dělíme podle funkce na chladové a tepelné, nebo podle umístění na centrální a periferní [2, 11, 5].

Generace stimulu v termoreceptorech je zajištěna několika teplotně závislými kanály. Tyto kanály nazýváme iontové TRP (Transient receptor potential) kanály. Kanály TRPA1 a TRPM8 reagují na nižší teploty od 17 °C do 25 °C. TRPV4, TRPV3, TRPV1 a TRPV2 jsou pak otevírány teplotami od 27 °C do 52 °C. Celkově tedy pokrývají velký rozsah teplot od 17 °C do 52 °C. Otevřením kanálu je umožněn tok iontů Ca^{2+} a Na^+ do termoreceptoru,



Obrázek 2.2: Iontové TRP kanály reagující na tepelný podnět. Dostupné z [43]

čímž je vytvořen membránový potenciál, který je interpretován jako stimul a je veden do mozku aferentními nervovými dráhami. [11]

Valná většina chladových receptorů je periferních, tedy nachází se pod pokožkou. Chladové receptory jsou v menším zastoupení umístěny i uvnitř těla na jícnu, v žaludku, některých velkých cévách a dalších orgánech. Zde jsou však v převaze receptory tepelné. To je odůvodněno umístěním tělesné teploty na teplotní stupnici. Normální tělesná teplota je blíže k horní hranici funkčnosti lidského těla, za kterou se často udává teplota denaturace regulačních proteinů. Spodní hranice je nejspíše určena bodem mrazu. [11]

Umístěním uvnitř těla je umožněno tepelným receptorům předávat informaci o tělesné teplotě hypothalamu. V nedávných studiích bylo dokázáno, že obranné mechanismy reagující na teplo, ale i chlad, jsou spouštěny právě tepelnými receptory. Při zvýšené aktivitě tepelných receptorů, jsou spouštěny obranné mechanismy proti přehřátí, zatímco na sníženou aktivitu reaguje tělo snahou o zvýšení teploty. [11]

2.4.3 Eferentní nervové dráhy

Jednotlivé stimuly k regulaci tělesné teploty jsou vedeny od hypothalamu k akčním členům, kterými jsou kosterní svalovina, potní žlázy, cévy, žaludek a

další orgány, pomocí eferentních nervových drah. Akční členy můžeme také nazvat efektory. Stimul je vyvolán tepelným receptorem v hypothalamu, ten posílá pokyn k započetí termoregulačního procesu do středního mozku a Varolova mostu. Dále je veden míchou až k perifernímu nervovému systému. Tam stimuluje jednotlivé efektory k činnosti. [11]

2.4.4 Aferentní nervové dráhy

K vedení informace do mozku slouží aferentní nervové dráhy. Typicky začíná stimul v termoreceptorech rozmístěných po celém těle a je usměřován příslušnými nervovými svazky do páteřního kanálku a míchy. Odtud je veden až do mozkového kmenu, tedy prodloužené míchy, Varolova mostu a středního mozku. Stimuly spouštějící termoregulační mechanismy jsou pak vedeny přímo do hypothalamu. Stimuly generující pocity tepla, nebo chladu, jsou vedeny přes hypothalamus a mezimozek do mozkové kůry. [11]

2.5 Měření tělesné teploty

Již bylo zmíněno, že tělesná teplota je neinvazivně měřena typicky na pěti místech. V podpaží, na čele, v ústech, v konečníku a na ušním bubínku. Každá z těchto oblastí charakterizuje lidský organismus trochu jinak, a tak je nutno definovat, jakou mají souvislost s teplotou jádra. Pro účely rychlé diagnózy jsou pro jednotlivé způsoby měření stanoveny teplotní hranice definující přechod tělesné teploty na abnormální. Tyto hranice jsou však pouze orientační a nemusí reflektovat změny v teplotě jádra. [2]

2.5.1 Axilární

Axilární teplota je měřena kontaktním teploměrem v podpaží. Samotné měření je snadné a komfortní, proto se často užívá v prvotní diagnostice v domácím prostředí. K ustálení teploty dochází obvykle během několika minut. U zdravého člověka se pohybuje v rozmezí 35,5 °C až 37 °C [2, 12].

2.6 Převod mezi měřenými teplotami

K určení vztahu mezi jednotlivými teplotami lze přistoupit několika způsoby.

První přístup je čistě matematický. Využívá předem naměřených hodnot k sestavení matematických modelů, definujících ať už lineární nebo jiný vztah mezi jednotlivými teplotami. Nejzákladnějším modelem je lineární regrese. Druhým používaným přístupem je zjednodušení fyzikálního modelu lidského těla a popis tohoto modelu pomocí rovnic pro přenos tepla. [2]

2.6.1 Lineární regrese

Lineární regrese ve dvou dimenzích představuje aproximaci funkce přímkou. Lze jí popsat rovnicí

$$y = ax + b \quad (2.1)$$

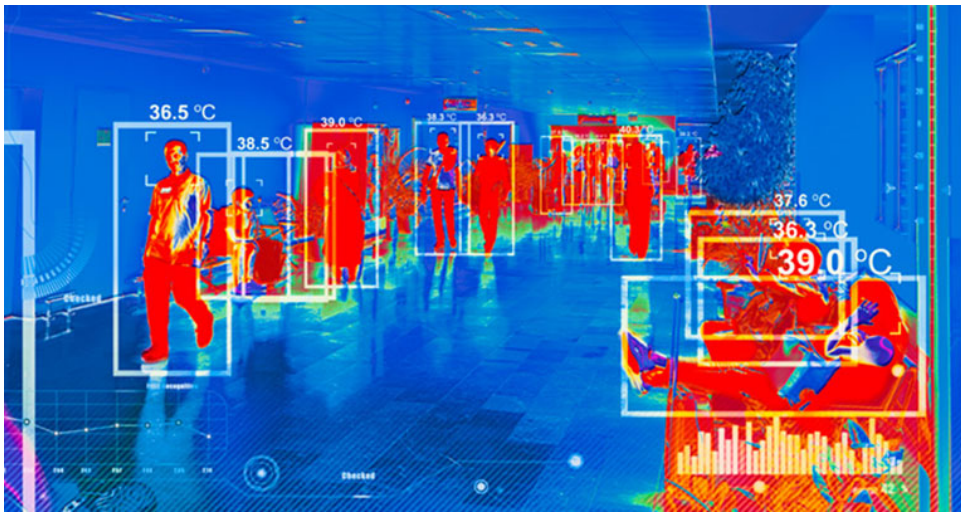
Koeficienty a a b , jsou určeny řešením problému nejmenších čtverců. Obecněji lze použít lineární regresi i pro více parametrů, v tom případě se rovnice mění do vektorového tvaru

$$y = \mathbf{a}^T \cdot \mathbf{x} + b \quad (2.2)$$

vektor koeficientů \mathbf{a} a koeficient b lze opět určit metou nejmenších čtverců. Přidáváním vzorků při výpočtu modelu dochází ke zpřesnění aproximace. [14]

2.6.2 Polynomická regrese

Složitějším, výpočetně náročnějším, ale také často používaným modelem je polynomická regrese. Provádí aproximace pomocí polynomické funkce. Vyšší řád polynomu zlepšuje přesnost, ale také výpočetní náročnost. Polynomická



Obrázek 2.3: Hromadné měření teploty pomocí termokamery. Dostupné z [44]

stranu není měření tak přesné. Příkladem ruční termokamery je TIS20+ od firmy Fluke [18]. Je vidět, že termokamery se na trhu pohybují v jiných cenových řádech, než levnější bezkontaktní teploměry.

Kapitola 3

Elektronické senzory pro bezkontaktní měření teploty

3.1 Bolometr

Jedním ze senzorů reagujících na elektromagnetické záření je bolometr. Tato součástka se skládá z absorbentu, odporového teplotního senzoru a substrátu. Při dopadu elektromagnetického záření v dynamickém rozsahu senzoru, dochází k přeměně světelné energie na tepelnou a následně i změně odporu senzoru.

Úkolem absorbentu je zachytit elektromagnetické záření, obvykle do vlnové délky několika milimetrů, a převést ho na teplo. Používá se několik absorpčních materiálů a liší se především absorptivitou a spektrálním rozsahem.

Jednou z možných realizací je tenká vrstva kovu na křemíkovém substrátu. Teplotní senzor je pak umístěn na substrátu, nebo přímo na kovové vrstvě. Toto uspořádání umožňuje oddělení absorbentu a teplotního senzoru a je tedy možné obě funkce optimalizovat zvlášť, zároveň je dosaženo maxima absorptivity pro největší vlnové délky v řádu milimetrů. Podmínkou pro správné oddělení je mnohem nižší teplotní kapacita substrátu oproti teplotnímu senzoru a bezztrátovost substrátu.

Pro nižší vlnové délky se jako absorbent používají například oxidy křemíku, nitridy křemíku, hliníkové fólie a tenké vrstvy titánia.

Jako absorbenty lze také použít krystaly oxidu telluria, selenidu zinečnatého a dalších sloučenin. Výhodou těchto realizací je rychlejší časová odezva systému. To je způsobeno absencí zpomalujícího kapacitního členu v podobě přechodu tenké vrstvy kovu na substrát.

Podle typu teplotního senzoru můžeme rozdělit bolometry do několika kategorií. Jsou to platinové, termistorové, vrstvé, supravodičové, a pyroelektrické bolometry.

■ 3.1.1 Platinové

Platina je v bolometrech použita jako kovový odporový senzor. Její závislost na teplotě obecně není lineární, ale často se pro zjednodušení výpočtu aproximuje lineární funkcí,

$$R(\theta) = R_0(1 + \alpha \cdot \theta) \quad (3.1)$$

Kde R_0 je odpor senzoru při 0°C , α je teplotní koeficient odporu a θ je teplota ve stupních celsia. Teplotní koeficient α se pro čistou platinu udává $0,00385\Omega K^{-1}$. Pro větší teplotní rozsah předpoklad linearit zanáší do měření chybu, proto se často využívá aproximace polynomem vyššího stupně. Nejpoužívanější variantou je Callendar-Van Dusenova rovnice.

$$R(\theta) = R_0(1 + A\theta + B\theta^2 + C(\theta - 100)\theta^3) \quad (3.2)$$

Koeficienty je možné spočítat regresní analýzou z naměřených hodnot při třech vybraných teplotách. Obvykle se používají teploty 0°C , 25°C a 100°C .

■ 3.1.2 Termistorové

Termistor, jakožto odporový polovodičový teplotní senzor, má silně nelineární závislost odporu na teplotě. Lineární aproximace je možná pouze v opravdu malých teplotních rozsazích, na druhou stranu jsou termistory pro určitý

teplotní rozsah citlivější a lze je tedy použít pro měření menších teplotních změn. Podle závislosti odporu na teplotě rozlišujeme termistory s negativním teplotním koeficientem, NTC, a s pozitivním teplotním koeficientem, PTC.

U NTC termistorů odpor se zvyšující se teplotou klesá, naopak u PTC termistorů odpor roste. NTC termistorům obecně klesá odpor pomaleji, než odpor roste PTC termistorům, proto lze NTC termistory použít pro větší teplotní rozsah. Typická charakteristika PTC termistoru výrazně roste pouze v malém teplotním rozsahu, je proto mnohem citlivější, ale lze ho použít pouze pro velice specifický a malý rozdíl teplot.

Pro aproximaci teploty z naměřeného odporu se používají nejčastěji dvě rovnice, Steinhart-Hartova a β rovnice, přičemž β rovnice je vlastně zjednodušením Steinhart-Hartovy rovnice. [19] Steinhart-Hartova rovnice se udává ve tvaru

$$\frac{1}{T} = a + b \cdot \ln R + c \cdot (\ln R)^3 \quad (3.3)$$

Parametry a , b a c se pak určí ze tří naměřených hodnot odporu. Tuto rovnici lze pro charakterizaci termistoru použít v největším rozsahu. Nevýhodou je potřeba tří měření pro určení jednotlivých parametrů. Termistor lze ale také charakterizovat pomocí jednoho parametru pomocí β rovnice. [20]

$$\frac{1}{T} = \frac{1}{T_0} + \frac{1}{\beta} \ln \frac{R}{R_0} \quad (3.4)$$

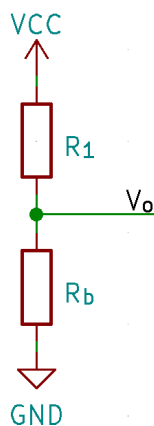
Kde R_0 je odpor termistoru při teplotě T_0 . Většinou se R_0 měří při 25 °C.

■ 3.2 Zapojení v obvodu

Nejjednodušším zapojením bolometru pro vyhodnocení odporu je napěťový dělič.

3.2.1 Napěťový dělič

Napěťový dělič je zapojení s dvěma rezistory, výstupní napětí je měřeno na jejich společném uzlu. Pro výstupní napětí U_o platí známý vztah.



Obrázek 3.1: Zapojení napěťového děliče

$$U_o = U_{cc} \cdot \frac{R_b}{R_1 + R_b} \quad (3.5)$$

Pro naměřené výstupní napětí lze pak snadno upravit rovnici (1) do formy definující odpor bolometru jako

$$R_b = \frac{R_1 U_o}{U_{cc} - U_o} \quad (3.6)$$

Z odporu je pak teplota určena pomocí převodní konstanty bolometru.

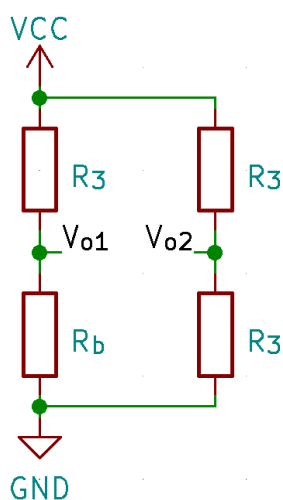
Napěťový dělič přidává k měřené změně odporu stálou složku napětí úměrnou nejnižšímu měřenému odporu bolometru. Výsledný měřený signál je pak součtem těchto dvou složek

$$U_o = U_{min} + \Delta U = U_{cc} \cdot \left(\frac{R_{bmin}}{R_1 + R_{bmin}} + \frac{\Delta R_b}{R_1 + \Delta R_b} \right) \quad (3.7)$$

To je nežádoucí při měření malých změn odporu, které vyžadují zesílení. Stálá složka je obvykle větší než proměnná složka způsobená malou změnou odporu, a tak dochází při zesílení k saturaci zesilovače a zkreslení signálu.

Vlivem teploty dochází ke změnám odporu, které vedou k dalším chybám měření. Napěťový dělič je sice jednoduché a úsporné zapojení, ale pro měření malých změn odporu je nevhodný, proto byly implementovány složitější zapojení.

3.2.2 Wheatstoneův můstek



Obrázek 3.2: Zapojení Wheatstoneova můstku

Pokud platí, že poměr odporů v obou větvích je stejný, je můstek vyvážený. Pro vyvážený můstek tedy platí

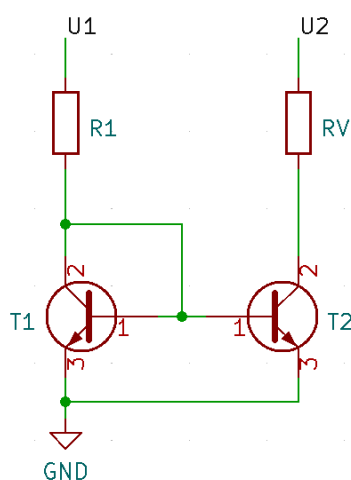
$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_b} \quad (3.8)$$

Správným nastavením rezistorů R_1 a R_2 v zapojení napěťového děliče do druhé větve je odečtena stálá složka větve s bolometrem. To umožňuje zesílení signálu a měření mnohem menších změn odporu.

Nevýhodou můstkového zapojení je nelinearita výstupního napětí v závislosti na změně odporu bolometru. Další nevýhodou může být uvedení záporného výstupního napětí při špatném nastavení odporů děliče druhé větve, které může být problematické pro zesílení, nebo pro AD převodník.

3.2.3 Zapojení s proudovým zdrojem

Další možností je zapojení s proudovým zdrojem. Proudový zdroj udržuje stálý proud tekoucí proměnným odporem. Při toku proudu vzniká na odporu v souladu s Ohmovým zákonem napěťový úbytek, přímo úměrný velikosti odporu. Proudový zdroj lze realizovat mnoha způsoby. Pro jednoduchost je na obrázku znázorněn proudový zrcadlo tvořeným tranzistory T1 a T2.



Obrázek 3.3: Zapojení s proudovým zdrojem.

Proud je v tomto případě nastaven napětím U_1 a rezistorem R_1 z ohmova zákona. Výstupní napětí je pak napětí na proměnném odporu R_V .

Nevýhoda použití proudového zdroje je, že pokud je proměnný odpor velký, dochází na něm k nezanedbatelné výkonové ztrátě a následkem toho i k zahřívání, což je pro měření teploty nežádoucí. Tuto výkonovou ztrátu lze popsat rovnicí

$$P_z = R \cdot I^2 \quad (3.9)$$

Při napěťovém buzení k tomuto problému nedochází, protože se s zvyšujícím odporem snižuje proud senzorem.

■ 3.3 Termočláňkové senzory

Narozdíľ od bolometru jsou termočláňkové senzory generátorové, převádějí dopadající záření přímo na napětí. To odstraňuje nevýhody bolometru spojené s proudovým buzením senzoru. Na druhou stranu zanášejí potřebu nízkého zatížení, a tedy velké vstupní impedance měřicích obvodů. [22]

O převod elektromagnetického záření na teplo se opět stará absorbent. Jeho funkce je stejná jako u bolometru, a proto se používají i stejné materiály. Z toho důvodu nebude v této kapitole absorbent rozebrán podrobněji.

■ 3.3.1 Termočláňek

Napětí je z tepla generováno termočláňkem v důsledku Seebeckova jevu. Typicky se v jednom senzoru řadí sériově několik termočláňků, to zlepšuje citlivost senzoru na úkor časové konstanty systému. Teplý spoj termočláňku je spojen s absorbentem, zatímco studený spoj je spojen se substrátem, nebo pouzdrem. Nejčastěji používanými materiály jsou měď a její slitiny, železo, nikl, chrom, křemík, nebo platina a její slitiny. [22]



Část II

Praktická část

Kapitola 4

Termokamerový modul FLIR Lepton 2.5

Pro účely této práce byl použit termokamerový modul firmy Teledyne FLIR. Modul byl zapojen pomocí vývojové destičky, zajišťující potřebná napětí a hodinový signál. Hodinový signál má frekvenci 25 MHz a používá se jako hlavní hodinový signál pro modul. Generovaná napětí jsou 1,2 V a 2,8 V. Vývojová destička může být napájena napětím 3 V až 5,5 V .[23]

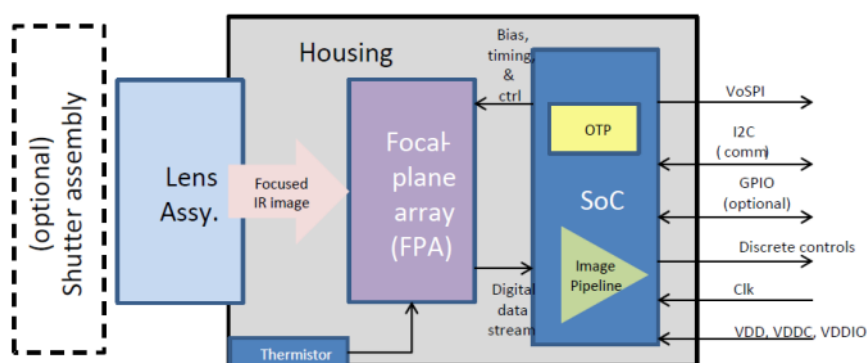
4.1 Technické parametry

Výrobce udává pro modul několik specifikací. Konkrétně se pyšní teplotní rozlišitelností 50mK, nebo nižší, spektrálním rozsahem od 8 μm do 14 μm a snímovací frekvencí až 8,6 snímků za sekundu. Pracovní teplotní rozsah modulu je -10 °C až 140 °C. Rozlišení modulu je 80 na 60 pixelů a je také vybaven mechanickou závěrkou pro kalibraci uniformity obrazu. [24]

4.2 Vnitřní struktura

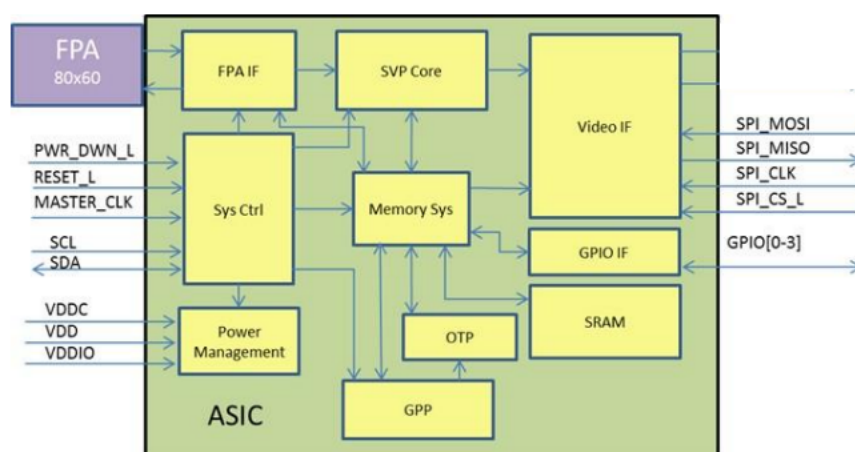
Teplotní čidla modulu tvoří pole mikrobolometrických senzorů založených na oxidu vanadu, jeden takový pixel zabírá na čipu 17 × 17 μm . Informace je z jednotlivých pixelů sbírána vysokorychlostním CMOS obvodem ROIC

(Readout integrated circuit). Mikrobolometrické elementy jsou monoliticky umístěny přímo na obvod ROIC, dopadající infračervené záření je na ně zaostřeno objektivem s mechanickou závěrkou. Ta slouží ke kalibraci kamery z důvodu změn ambientní teploty, optických vad objektivu, a dalších výrobních nepřesností. [24]



Obrázek 4.1: Blokové schéma termokamerového modulu FLIR Lepton 2.5. Dostupné z [24]

Digitalizovaná informace z bolometrů je vedena do integrovaného SoC (System on chip). Ten obsahuje rozhraní pro komunikaci, mikroprocesor, videoprocesor, řízení napájení, vstupně výstupní brány a paměťové systémy. Veškeré funkce lze modifikovat zápisem do příslušných 16 bitových registrů pomocí rozhraní CCI (Command and Control Interface).



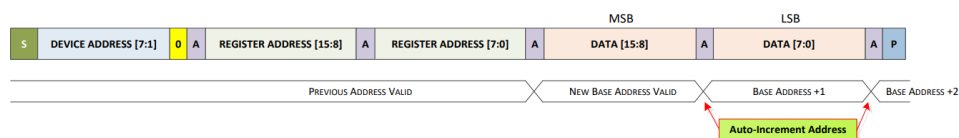
Obrázek 4.2: Blokové schéma SoC integrovaného v termokamerovém modulu. Dostupné z [24]

4.3 Ovládací a komunikační rozhraní CCI

S procesní jednotkou termokamerového modulu lze komunikovat pomocí rozhraní I2C. Kompatibilní přenosové rychlosti jsou 100 kbaud, 400 kbaud a 1 Mbaud. [25]

Přenos dat začíná oslovením termokamerového modulu 7 bitovou adresou. Tato adresa je do modulu programována při výrobě a má hexadecimální hodnotu 0x2A. Následující bit pak určuje typ operace, je to logická 0 pro zápis, a logická 1 pro čtení. Přenos pokračuje dvěma bajty obsahující 16 bitovou adresu registru. Následují typicky 2 datové bajty, ale v některých případech může být datových bajtů více, v tom případě se po každém zápisu dvou bajtů automaticky inkrementuje adresa registru. Kontinuitu přenosu dat lze sledovat pomocí ACK(Acknowledgement) signálů mezi jednotlivými bajty.[25]

Schéma typického přenosu je znázorněno na obrázku 4.3



Obrázek 4.3: Schéma typického datového přenosu přes rozhraní CCI. Dostupné z [25]

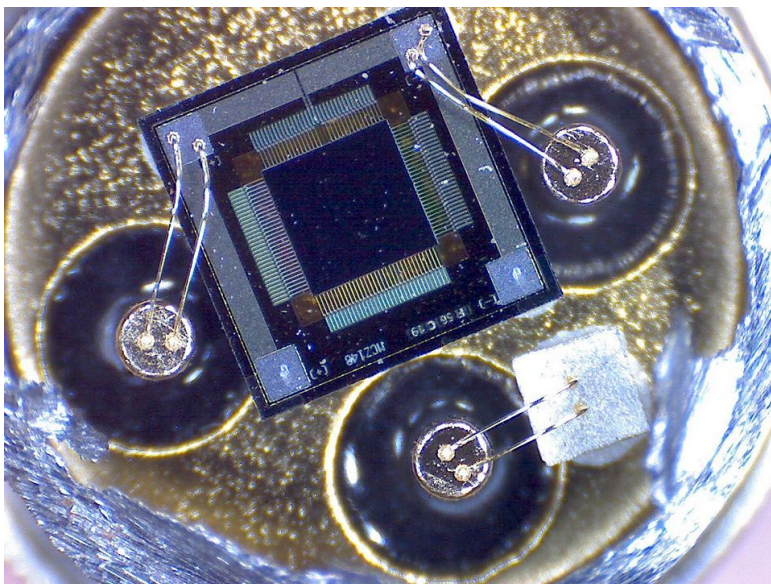
4.4 Grafické rozhraní VoSPI

Pro přenos obrazových dat používá modul rozhraní SPI. Přenos dat lze rozdělit na bloky. Každý blok se skládá z dvou bajtů identifikačního čísla, dvou bajtů CRC(Cyclic redundancy check, neboli cyklický redundantní součet), a 160 nebo 240 bajtů popisujících pixely v jednom řádku obrazu, dle nastaveného rozlišení jednoho pixelu. Každý řádek je unikátně označen v bitech identifikačního čísla, a lze tak monitorovat souvislost přenosu dat. [24]

Kapitola 5

Termočlánkový senzor ZTP-135SR

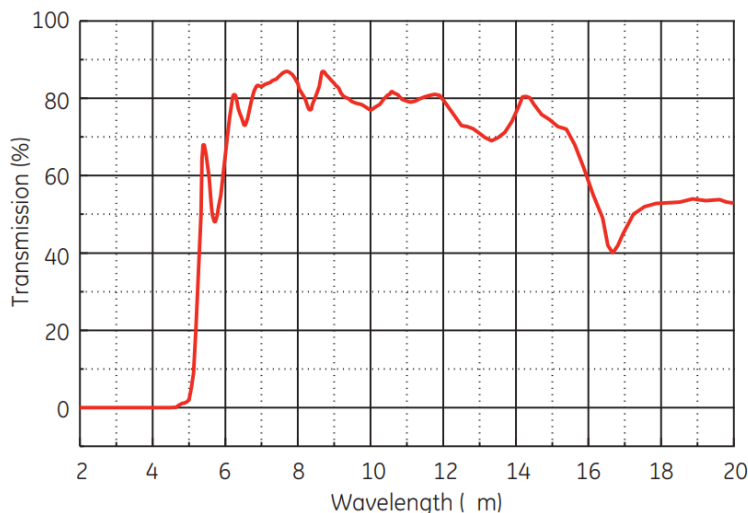
ZTP-135SR je analogový termočlánkový senzor od firmy Amphenol Advanced Sensors. Nabízí vysokou citlivost a rychlou časovou odezvu, a přitom si na trhu drží poměrně nízkou cenu. V pouzdře je integrován i NTC termistor, nutný ke kompenzaci teploty membrány. Vyšší citlivost senzoru je zajištěna použitím baterie termočlánků na absorbentu. Vnitřní struktura senzoru ZTP-148SR, který je konstrukčně prakticky stejný jako senzor ZTP-135SR, je k vidění na obrázku 5.1. [26]



Obrázek 5.1: Vnitřní struktura senzoru ZTP-148SR. V horní části je vidět baterie termočlánků. Ve spodní části je viditelný termistor NTC. Obrázek je vlastní.

Senzor obsahuje filtr propouštějící pouze infračervené světlo, takže nedo-

chází k rušení vlivem viditelného spektra a záření s kratší vlnovou délkou. Propustnost filtru v závislosti na vlnové délce je znázorněna na obrázku 5.2. [26]



Obrázek 5.2: Přenosová charakteristika optického filtru integrovaného v termočlánkovém senzoru ZTP-135SR. Dostupné z [26]

Výrobce udává několik parametrů charakterizujících senzor, ale pro praktické použití jsou nejdůležitější vnitřní odpor, citlivost, velikost šumového napětí a časová konstanta. Citlivost je udávána ve voltech na watt a popisuje, jak se změní výstupní napětí v závislosti na výkonu dopadajícího záření o vlnových délkách propuštěných optickým filtrem. Šumové napětí je charakterizováno dvěma způsoby, a to efektivní hodnotou šumového napětí, nebo parametrem NEP (Noise equivalent power), udávajícím ekvivalentní výkon, připadající na pásmový rozsah jednoho Hertz ve spektru. Časová konstanta je pak důležitá především pro měření rychlých změn teploty. Parametry udávané výrobcem jsou znázorněny v tabulce 5.3. [26]

Výpočet napětí z dopadajícího výkonu pomocí Planckova vyzařovacího zákona je teoreticky možný, nicméně pro jednoduchost a snazší implementaci je od výrobce dodána i typická převodní charakteristika senzoru. Tato charakteristika je viditelná na obrázku 5.4. [26]

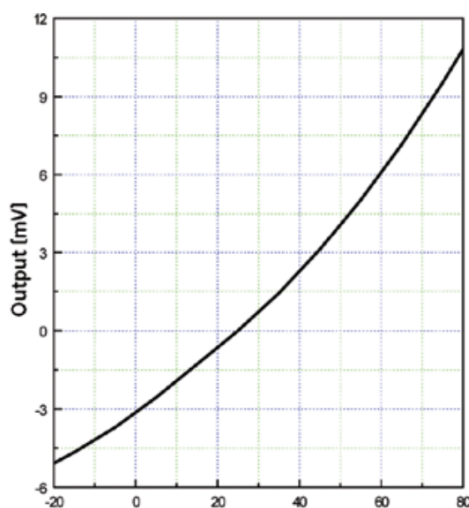
Pro odečet výstupního napětí byla charakteristika proložena polynomem druhého stupně. Koefficienty proložení byly stanoveny na hodnoty

$c_1(\text{konstanta})$	$c_2(x)$	$c_3(x^2)$
-1.486	$-3.035 \cdot 10^{-3}$	$2.424 \cdot 10^{-3}$

Tabulka 5.1: Tabulka parametrů proložení polynomem

Parameter	Limits			Units	Condition
	Min	Typ	Max		
Chip Size		1.8 x 1.8		mm ²	
Diaphragm Size		1.4 x 1.4		mm ²	
Active Area		0.7 x 0.7		mm ²	
Internal Resistance	42	60	81	k Ω	25 °C
Resistance T.C.			0.12	%/°C	
Responsivity	43	62	81	V/W	500K, 1Hz
Responsivity T.C.		-0.10		%/°C	
Noise Voltage		32		nV rms	R.M.S., 25 °C
NEP		0.51		nW/Hz ^{1/2}	500K, 1Hz
Detectivity		1.35 E08		cmHz ^{1/2} /W	500K, 1Hz
Time Constant		25		ms	

Obrázek 5.3: Tabulka parametrů senzoru ZTP-135SR udávaných výrobcem. Dostupné z [26]



Obrázek 5.4: Přenosová charakteristika ZTP-135SR. Dostupné z [26]

NTC termistor je pak charakterizován typickým odporem 100 k Ω při 25 °C a parametrem $\beta = 3960$. V katalogovém listu jsou od výrobce udávány některé naměřené hodnoty odporu při daných teplotách. [26]

Kapitola 6

Návrh měřicího přípravku

6.1 Požadavky

Před samotným návrhem bylo třeba ustanovit požadavky na měřicí přípravek. Prvním požadavkem je dostatečné zesílení výstupního signálu termočláňkového senzoru, aby bylo možné jej digitalizovat AD převodníkem.

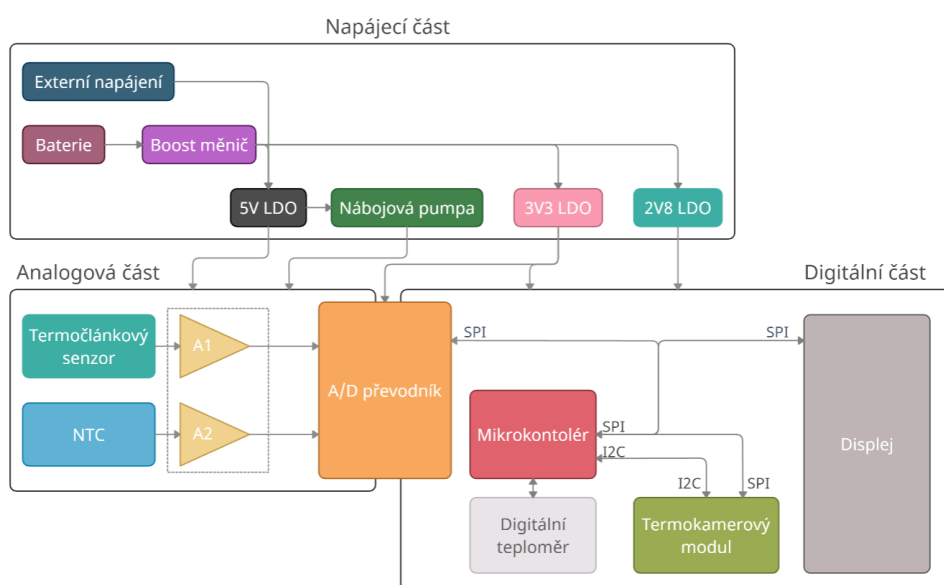
Dále musí být přípravek schopný vyčíst data z AD převodníku a termokamerového modulu, interpretovat je a zobrazit na displej. Pro zpřesnění přepočtů tělesných teplot je žádoucí také připojení digitálního teploměru pro monitorování teploty okolí.

Přípravek musí zajistit všechny požadované napájecí větve pro výše uvedené funkce, a to jak při napájení síťovým adaptérem, tak i v případě použití baterie.

6.2 Schéma zapojení

Na obrázku 6.1 je znázorněno principiální blokové schéma zapojení.

Napájecí část přípravku se stará o chod všech jeho částí a poskytuje všechny



Obrázek 6.1: Blokové schéma měřicího přípravku

potřebné napájecí větve. Pro tyto účely jsem navrhl čtyři výstupní napájecí větve. Napětí těchto větví jsou 5 V, -5 V, 3,3 V, a 2,8 V.

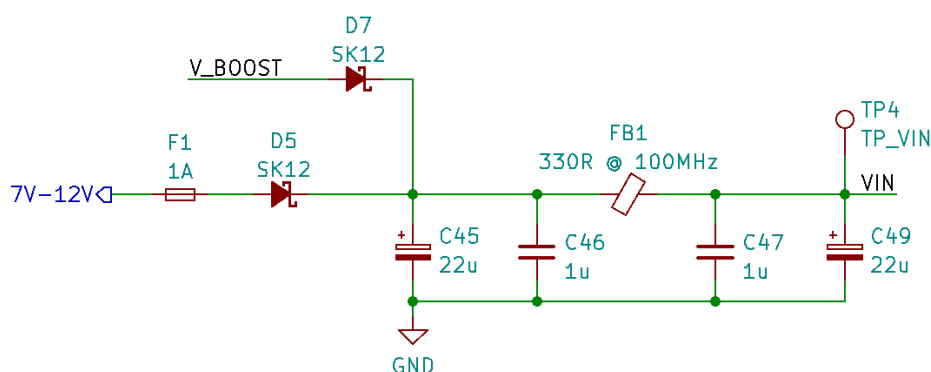
Analogová část je důležitá pro snímání signálu z termočlánkového senzoru. Je náchylná na rušení, a proto jsem ji oddělil od zbytku přípravku, jak jen bylo možné.

Digitální část je srdcem desky. Mikrokontrolér zpracovává informace z AD převodníku, termokamerového modulu a digitálního teploměru, a zobrazuje je na displeji.

6.2.1 Napájecí část

Ochrana a filtrace vstupů

Pro ochranu vstupů síťového adaptéru a baterií je nutné použít ochranné diody, které brání toku proudu mezi výstupem zvyšujícího měniče a síťového adaptéru. Dále jsem navrhl vstupní filtr s feritovým korálkem, který vysokofrekvenční rušení přeměňuje na teplo. Ochranné diody společně se vstupním filtrem složeným z feritového korálku a filtračních kondenzátorů jsou zobrazeny na obrázku 6.2.



Obrázek 6.2: Zapojení ochrany vstupů a vstupního filtru. V_BOOST v tomto případě značí výstup zvyšujícího měniče.

Zapojení vstupního filtru jsem navrhl s pomocí simulačního programu LTSpice. Frekvenční charakteristika filtru má mezní frekvenci asi 220 kHz. Charakteristika je uvedena na obrázku 6.3

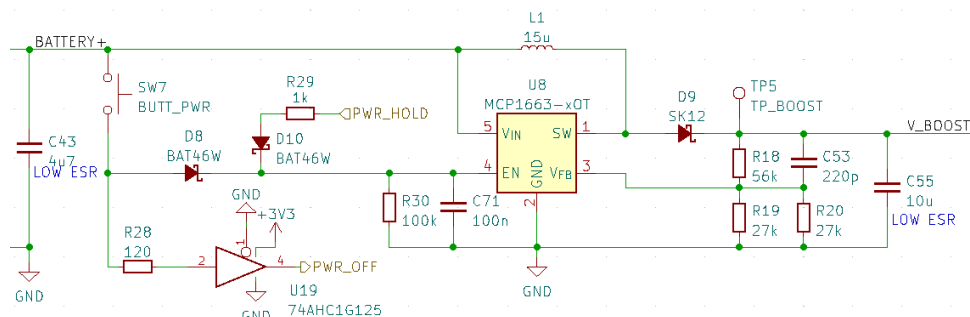


Obrázek 6.3: Frekvenční charakteristika použitého vstupního filtru.

■ Zvyšující měnič

Zvyšující měnič plní v praxi dvě funkce. Zvyšuje napětí z baterií, aby bylo možné je použít pro napájení z důvodu úbytku napětí na lineárních regulátorech, a zároveň plní funkci hlavního vypínače při napájení přípravku pouze z baterií. Spínaný zvyšující měnič byl zvolen pro jeho vysokou účinnost. Na vstupu a výstupu měniče jsou umístěny kondenzátory, jejichž ekvivalentní sériový odpor musí být malý z důvodu možných rychlých proudových odběrů způsobených spínáním induktoru. Ze stejného důvodu je žádoucí i nízká impedance použitých kondenzátorů. Výrobce ještě udává, že je vhodné použít

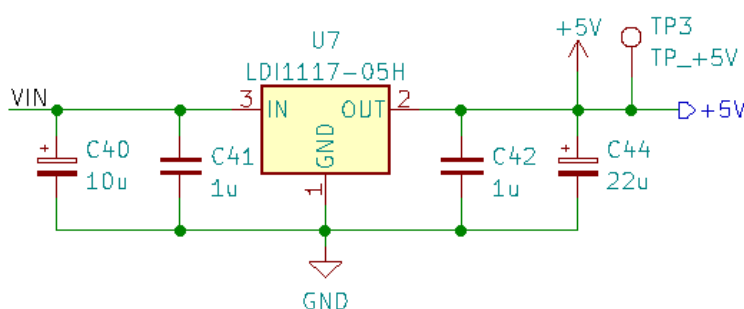
kondenzátory s teplotní závislostí dielektrika X5R, nebo X7R. Výstupní napětí jsem nastavil pomocí rezistorů R18 a R19 na 6,33 V. Kompletní schéma zapojení zvyšujícího měniče v obvodu je znázorněno na obrázku 6.4.



Obrázek 6.4: Blokové schéma měřicího přípravku

Sepnutím tlačítka je na krátkou dobu potřebnou k zapnutí mikrokontroléru spuštěn zvyšující měnič. Po startu mikrokontroléru je na výstup PWR_HOLD přivedena logická 1, což je v případě použitého mikrokontroléru STM32 3,3 V. Napětí na pinu EN, nutné pro udržení zvyšujícího měniče v chodu, je podle katalogového listu 1,5 V. Aby nedocházelo k nežádoucímu vypínání zvyšujícího měniče vlivem krátkých poklesů napětí na pinu EN, byl přidán kondenzátor C71. Rezistor R30 pak zajišťuje vybíjení kondenzátoru při odpojení napětí z výstupu mikrokontroléru. Opětovný stisk tlačítka je snímán mikrokontrolérem jako signál PWR_OFF. Hodnoty induktoru a kondenzátorů byly určeny z katalogového listu. [27, 28]

Lineární regulátory napětí



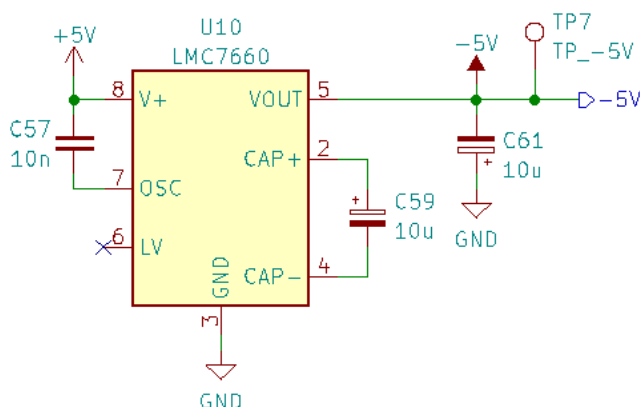
Obrázek 6.5: Schéma zapojení jednoho z lineárních regulátorů.

Kladné napájecí větve zajišťují tři lineární regulátory napětí, 5 V, 3,3 V a 2,8 V. Jedná se o typická zapojení třibodových regulátorů. Hodnoty blokových kondenzátorů byly určeny z katalogových listů. Pro nižší impedanci byly přidány vícevrstvé keramické kondenzátory umístěny blízko k regulátorům na plošném spoji. Lineární napěťové regulátory jsou v porovnání se spínanými

měníči neúčinné, ale do práce jsem je zvolil z důvodu nízkého rušení na výstupu. To je důležité především pro 5 V analogovou napájecí větev. Vstupní napětí všech regulátorů je bráno z výstupu zvyšujícího měniče. Mohlo by se zdát, že by bylo účinnější napětí zvyšujícího měniče nejprve převést na 5 V a potom použít 5 V napájecí větev pro regulátory na 3,3 V a 2,8 V. Toto řešení by bylo možné a účinnější, nicméně mohlo by docházet k rušení 5 V analogové napájecí větve vlivem vysokofrekvenčních proudových odběrů ze stran 3,3 V digitální napájecí větve a 2,8 V napájecí větve pro displej.[29, 30, 31]

■ Nábojová pumpa

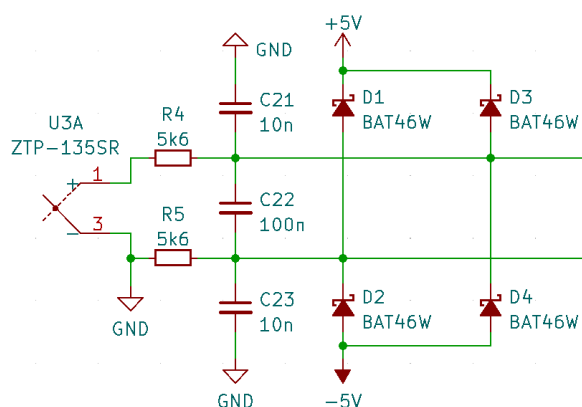
Použití přístrojové zesilovače vyžadují pro správné fungování zápornou napájecí větev. Ta je zajištěna nábojovou pumpou, která obrací napětí z 5 V lineárního napěťového regulátoru na hodnotu -5 V. Nábojová pumpa funguje na principu nabíjení kondenzátoru, který je následně sepnut na výstup v obrácené polaritě. Na -5 V napájecí větvi neočekávám velký proudový odběr a proto není třeba vytvářet pro nábojovou pumpu výkonové vodivé cesty. Nábojová pumpa spolu s externími kondenzátory byla zapojena dle katalogového listu, zapojení je zobrazeno na obrázku 6.6 . [32]



Obrázek 6.6: Schéma zapojení nábojové pumpy.

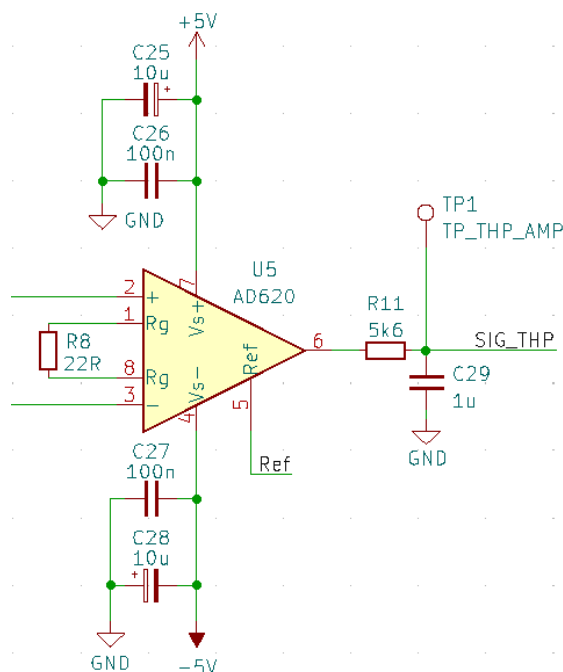
■ 6.2.2 Analogová část

Analogovou část tvoří především zesilovače a samotný senzor ZTP-135SR. Pro zesílení byly zvoleny přístrojové zesilovače AD620 firmy Analog Devices, a to především pro jejich vysoké potlačení souhlasné složky, jednoduchost nastavení zesílení pomocí jednoho rezistoru, vysokou vstupní impedanci a dostupnost. [33]



Obrázek 6.7: Vstupní filtr a ochrana vstupů přístrojového zesilovače AD620.

Přístrojové zesilovače AD620 bohužel nenabízí dobrou filtraci vysokofrekvenčních složek signálu, proto byly před vstupy zesilovače předřazeny filtry dolní propusti. Vstupy jsou také chráněny diodami před přepětím, nebo podpětím v důsledku ESD (Elektrostatic discharge, neboli elektrostatický výboj) a dalších jevů. Ochrana proti ESD je nutná z důvodu možného kontaktu senzoru s pokožkou. Filtr a ochranné diody je možné vidět na obrázku 6.7. [33]

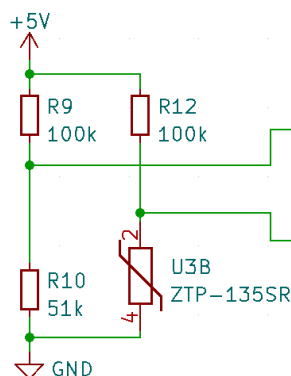


Obrázek 6.8: Nastavení zesílení přístrojového zesilovače, jeho blokovací kondenzátory a výstupní filtr.

Zesílení jsem nastavil pomocí vztahu z katalogového listu a rezistoru s odporem 22Ω na hodnotu 2246. K přístrojovému zesilovači jsem navedl ještě

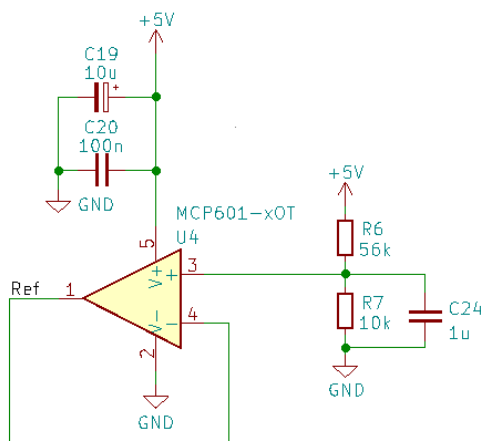
blokovací kondenzátory a výstupní filtr s mezní frekvencí 28 Hz. Zapojení s nastavením zesílení a výstupním filtrem je k vidění na obrázku 6.9.

Napětí na termistoru je snímáno pomocí Wheatstoneova můstku a druhého přístrojového zesilovače. Zapojení zesilovače je v podstatě totožné se zapojením u termočláňkového senzoru. Liší se pouze zesílením, které je podstatně nižší. Wheatstoneův můstek je v rovnováze pro odpor termistor $51\text{ k}\Omega$, což odpovídá přibližně $43\text{ }^{\circ}\text{C}$.



Obrázek 6.9: Wheatstoneův můstek pro měření na NTC termistoru.

Druhou zásadní funkcí zesilovačů je impedanční oddělení. Vstupní odpor použitého AD převodníku je poměrně nízký, okolo $500\text{ k}\Omega$, a tak by podstatně ovlivnil měření na termistoru s typickým odporem $100\text{ k}\Omega$ při $25\text{ }^{\circ}\text{C}$. Proto je důležitý nízký výstupní odpor zesilovače.



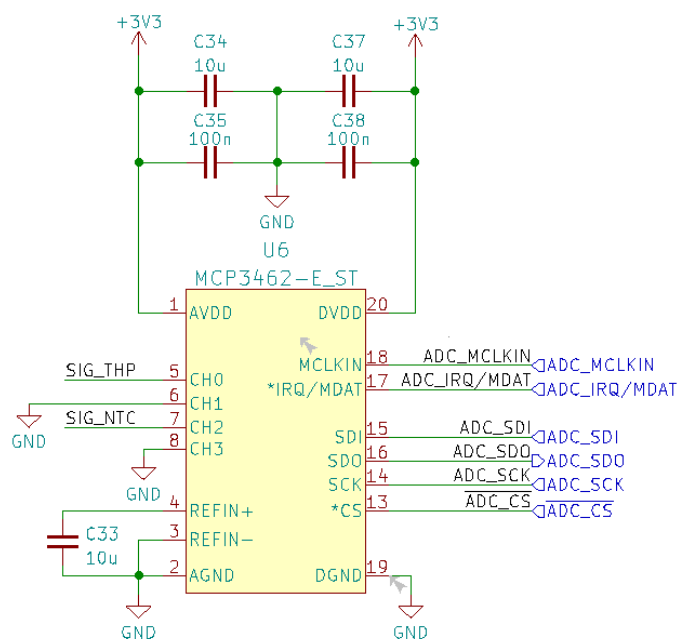
Obrázek 6.10: Schéma zapojení buzení reference přístrojového zesilovače AD620 pomocí sledovače napětí se zesilovačem MCP601.

Pro posunutí výstupu zesilovače termočláňkového senzoru do kladných hodnot je vstup reference buzen napětím $0,76\text{ V}$. Posunutí je nutné z důvodu možného záporného napětí na výstupu termočláňkového senzoru. Reference je buzena výstupem zesilovače v zapojení sledovače napětí. Výstupní napětí

je nastaveno pomocí napětového děliče, pro větší stabilitu jsem k napětovému děliči přidal blokovací kondenzátor. Toto zapojení je nutné z důvodu použitých vnitřních odporů přístrojového zesilovače. Buzení reference rovnou napětovým děličem by zavádělo asymetrii k integrovanému rozdílovému zesilovači v AD620. Buzení reference je znázorněno na obrázku 6.10. [34]

6.2.3 AD převodník

Pro účely práce byl vybrán šestnáctibitový, dvoukanálový převodník MCP3462. Pro čtení dat je z převodníku vyvedena sběrnice SPI. Dále je možné na převodníku sledovat stav pinu IRQ, který předává informaci z řadiče přerušení převodníku. Převodník má integrovaný vnitřní oscilátor, ale v případě potřeby je možné přivést na pin MCLKIN převodníku externí hodinový signál. Zapojení s blokovacími kondenzátory pro digitální a analogovou větev převodníku vychází z katalogového listu součástky a je k vidění na obrázku 6.11. [35]



Obrázek 6.11: Schéma zapojení AD převodníku.

6.2.4 Digitální část

Mikrokontrolér STM32F411

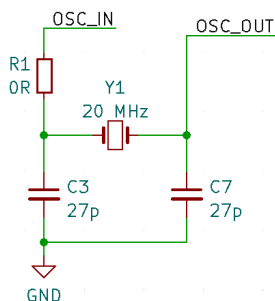
Mikrokontrolér, jakožto srdce digitální části, se stará o veškerou komunikaci s periferiemi, výpočetní operace a koordinaci jednotlivých částí přípravku. Mikrokontrolér STM32F411 byl zvolen především z důvodu kompatibility s testovací fází, která probíhala na vývojové desce NUCLEO F411, právě s tímto mikrokontrolérem.

K mikrokontroléru jsou připojena ovládací a resetovací tlačítka. Jsou také vyvedeny programovací piny a nastavovací signál BOOT0, definující jestli má mikrokontrolér načíst program z interní paměti flash, nebo SRAM.

Důležitým prvkem a nedílnou součástí zapojení mikrokontroléru je krystalový oscilátor. V tomto případě jsem použil 20 Mhz krystal. Integrovanými násobičkami je potom frekvence 20 Mhz zvýšena na 100 Mhz. Krystal je připojen k pinům mikrokontroléru, které jsou připojeny k integrovanému invertoru, ten spolu s krystalem a dvěma kondenzátory tvoří oscilátor. Hodnotu kapacity kondenzátoru jsem určil podle vztahu 6.1,

$$C_L = \frac{C_x^2}{2C_x} + C_s \quad (6.1)$$

kde C_L je zatěžovací kapacita krystalu udávána výrobcem, C_x je kapacita použitých kondenzátorů a C_s je parazitní kapacita krystalu [36]. Zapojení krystalu je znázorněno schématem na obrázku 6.12



Obrázek 6.12: Zapojení krystalového oscilátoru k mikrokontroléru. R_1 je možné použít pro omezení proudu tekoucího invertorem, v tomto případě je nahrazen zkratem.

Návrh obvodů k mikrokontroléru postupoval v souladu s referenčním návrhem od firmy ST a katalogovým listem pro mikrokontrolér. [37, 38]

■ 6.2.5 Termokamerový modul

Pro termokamerový modul jsem vyvedl konektor s blokovacími kondenzátory. O ostatní potřebné obvody se stará vývojová destička od firmy Teledyne FLIR. S deskou komunikuje mikrokontrolér pomocí sběrnic SPI a I2C. Pull-up rezistory pro sběrnici I2C jsou integrovány v mikrokontroléru.

■ 6.2.6 Digitální teploměr DS18B20

Pro měření teploty okolí byl zapojen digitální teploměr DS18B20 firmy Maxim Integrated. Tento senzor komunikuje po sériové lince, to umožňuje integraci do pouzdra TO-22 s 3 vývody. Jsou to napájení, společná zem a samotná sériová linka. Teploměr může pracovat i v režimu parazitního napájení, kdy není potřeba externího napájení a napájecí pin je uzemněn, v tomto případě je energie čerpána z mikrokontroléru přes sériovou linku. Při logické 1 je energie uložena v integrovaném kondenzátoru. Tato energie je pak při logické 0 spotřebovávána. Sériová linka teploměru byla připojena přímo na pin mikrokontroléru, napájení je zajištěno 3,3 V napájecí větví. [39]

■ 6.2.7 TFT LCD Displej

Zobrazení grafického rozhraní probíhá na TFT (Thin film transistor) displeji s tekutými krystaly. Použitý displej umožňuje několik komunikačních rozhraní, nastavitelných pomocí signálů IM0-IM3. Tyto signály jsou vyvedeny na zkratovací propojky a je tedy možné je při ožívování desky měnit. Pro základní komunikaci bylo vyvedeno rozhraní SPI. V katalogovém listu udává výrobce jako maximální hodnotu napájení logických obvodů 3,3 V a typickou doporučenou hodnotu 2,8 V. V rámci ochrany displeje byla pro jistotu zavedena napájecí větev 2,8 V a logické signály jsou na ni převedeny pomocí číslicových bufferů.

Úbytek napětí na LED podsvícení je od výrobce stanoven na maximální hodnotu 3,4 V, z toho důvodu je nutné použít 5 V napájecí větev. Odběr

podsvícení je v ideálním případě konstantní a tak by neměl rušit analogovou část desky. Pro omezení proudu LED byl předřazen proud omezující rezistor o hodnotě 120Ω .

Pro připojení displeje k přípravku jsem použil 45-pinový konektor FPC.

6.3 Deska plošných spojů

Propojení komponent bylo realizováno pomocí DPS (Desky plošných spojů). DPS má dvě vrstvy mědi, přičemž horní vrstva slouží jako signálová a napájecí a spodní vrstva je zemnicí. Na desce jsem fyzicky oddělil jednotlivé části, podle jejich funkce. Výkresy desky plošných spojů je možné vidět v příloze C.

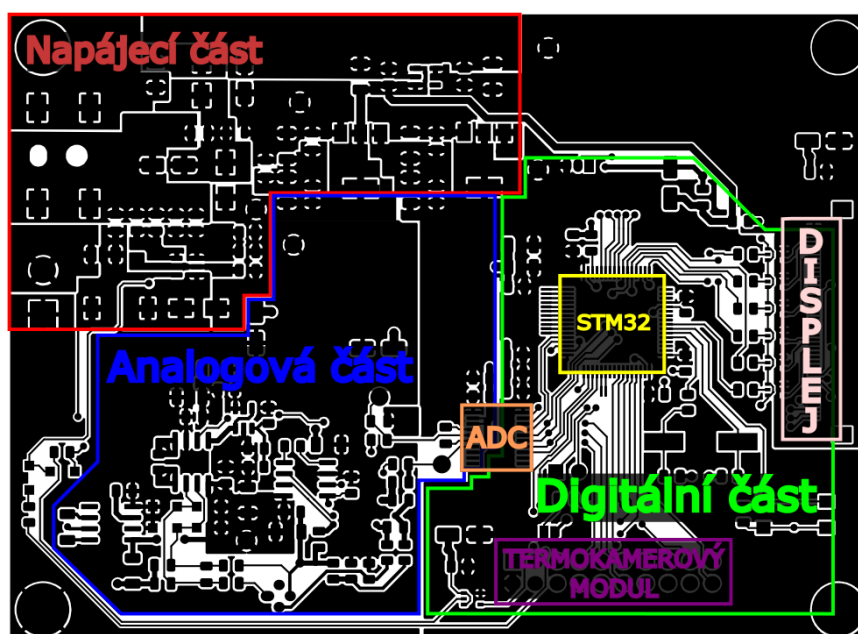
V levé horní části je situována napájecí část tvořena především souvislými bloky rozlité mědi. Jedná se o výkonovou část desky a protékají skrze ni největší proudy. Na tuto část jsem umístil konektor síťového adapteru, vstup baterie, zvyšující měnič a lineární regulátory napětí.

Levá dolní část je pak určena pro analogové obvody. Obsahuje napájecí větve 5 V a -5 V , senzor ZTP-135SR, zesilovače a pomocné komponenty. Část napájecí větve $3,3 \text{ V}$ pro analogovou část AD převodníku je fyzicky oddělena tenkým výřezem v mědi, aby bylo sníženo rušení ze strany digitálních obvodů.

Pro digitální část byl vyhrazen zbytek desky. Dominantním prvkem je mikrokontrolér přibližně uprostřed digitální části. Je spojen vodivými cestami s displejem na pravém okraji desky, konektorem pro termokamerový modul ve spodní části desky a AD převodníkem mezi analogovou a digitální částí. Dále je zde umístěn krystal a resetovací tlačítko. Posledním prvkem v digitální části je digitální teploměr spojený s mikrokontrolérem pomocí sériové linky. Horní vrstva mědi s popisky jednotlivých částí je zobrazena na obrázku 6.13.

Spodní vrstva mědi je téměř výhradně zemní rovina, až na některá místa, kde bylo nutné jí přerušit z důvodu křížení drah na vrchní vrstvě, a tenký výřez pro oddělení analogové od digitální části, proudy digitální a analogové části tak mají krátkou společnou dráhu. Na spodní části je připraveno místo pro nalepení displeje oboustrannou lepící páskou a montáž tlačítek pro ovládání.

Na několika místech desky jsem umístil testovací body pro měření napětí a



Obrázek 6.13: Horní vrstva mědi desky plošných spojů s vyznačenými funkčními bloky.

ověření funkce desky.

6.4 Software

Pro demonstraci funkčnosti přípravku jsem vyvinul jednoduchý software pomocí vývojového prostředí STM32CubeIDE.

Jako první je spuštěna inicializace mikrokontroléru STM32. Tato inicializace se skládá z nastavení vstupně-výstupních bran, hodinových signálů, sběrnic, programovacích pinů a časovačů. Pro tuto část bylo využito grafické prostředí STM32CubeIDE s generací kódu. Případně by bylo možné tuto část přepsat zápisem do jednotlivých registrů mikrokontroléru, z důvodu časové náročnosti jsem ale využil existující grafický generátor kódu.

Krátkou ale důležitou částí je inicializace displeje. Na displeji je třeba nastavit několik konfiguračních registrů. Pro inicializaci a ovládání displeje byla použita knihovna dostupná na platformě Github [40], obohacena o několik úprav. Konkrétně jsem přidal funkci pro zobrazení snímku přijatého z termokamery.

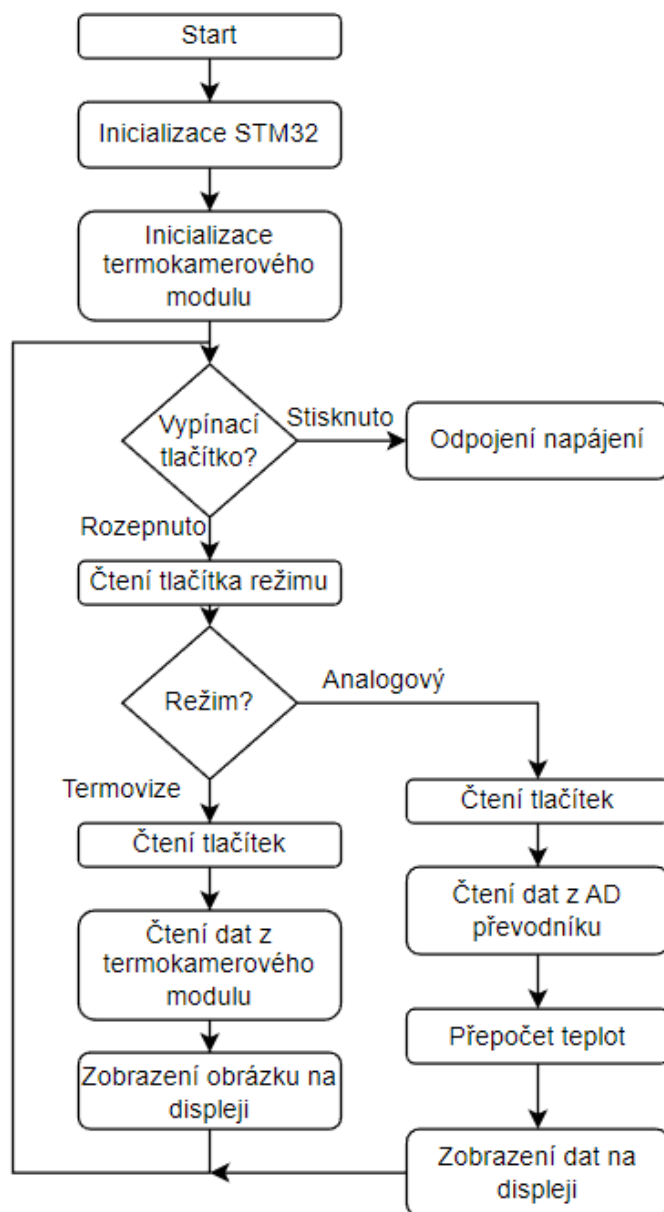
Následuje inicializační sekvence termokamerového modulu. Skládá se z inicializace SPI a I2C rozhraní, zápisu hodnot základních registrů a kalibrace, která je poměrně časově náročná, a proto tato část zabírá nejvíce času. Výrobce doporučuje pro inicializační sekvenci počkat minimálně 5 sekund, aby mohla nerušeně proběhnout úvodní korekce obrazu [25]. Pro ovládání termokamerového modulu mikrokontrolérem STM32 jsem napsal vlastní knihovnu.

Po ukončení inicializace vstupuje program do hlavní programové smyčky. V této smyčce jsou čteny vstupy tlačítek pro vypnutí přípravku a změny režimu. Dále jsou zde spouštěny dva procesy v závislosti na aktuálně vybraném režimu. Jsou to režimy termovize s termokamerovým modulem a bezkontaktní měření teploty s analogovým senzorem ZTP-135SR.

V režimu s termokamerovým modulem jsou cyklicky čtena data přes SPI sběrnici a následně jsou zobrazována na displeji. Stiskem jednoho tlačítka je možné měnit barevnou škálu termokamerového modulu. Je tak demonstrována funkčnost ovládacího a komunikačního rozhraní CCI. V rámci práce jsem napsal knihovnu, kterou lze použít s mikrokontroléry STM32 pro ovládání termokamerového modulu FLIR Lepton 2,5. Díky této knihovně je možné použít skoro všechny funkce termokamerového modulu, a lze tedy tyto funkce přiřadit složitějšímu grafickému rozhraní, než je realizováno na měřicím přípravku.

Pokud je zvolen režim analogového senzoru ZTP-135SR, jsou pravidelně čtena data z AD převodníku a digitálního teploměru. Knihovnu pro AD převodník jsem napsal vlastní, pro digitální teploměr jsem pak upravil kód dostupný z [45]. Tato data jsou potom přepočítávána na různé tělesné teploty a zobrazována na displeji. Pro přepočet teplot byla použita data ze dvou studií. Jsou to konkrétně studie „A Comparative Study of Forehead Temperature and Core Body Temperature under Varying Ambient Temperature Conditions” [41], využívající lineární regresi pro přepočet frontální teploty na teploty axilární a orální, a studie „A comparison of axillary with rectal thermometry in under 5 children” [42], využívající lineární regresi pro převod mezi rektální a axilární teplotou. Druhá studie je zaměřena na děti do 5 let, bylo by proto vhodné provést novou studii pro větší věkový rozptyl, ale v rámci této práce jsem se omezil na dostupná data.

Vývojový diagram softwarového řešení je znázorněn na obrázku 6.14

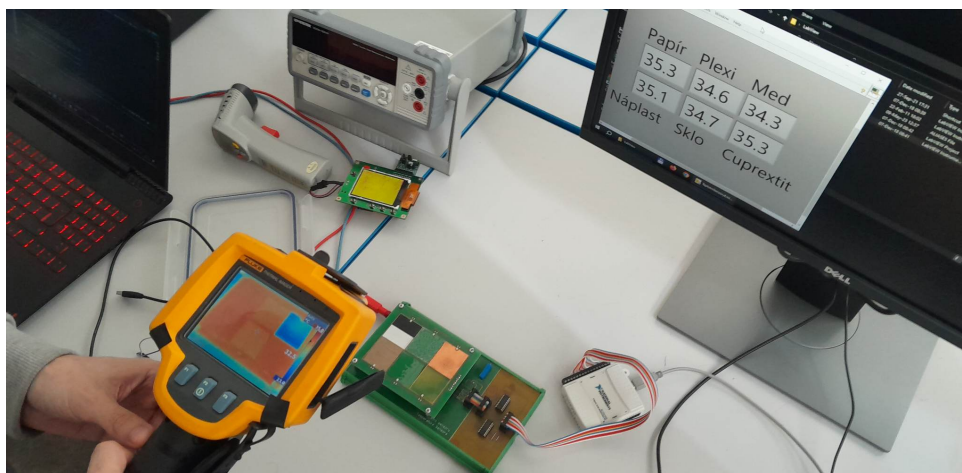


Obrázek 6.14: Vývojový diagram softwareového řešení implementovaného na přípravku.

6.5 Kalibrace měřicího přípravku

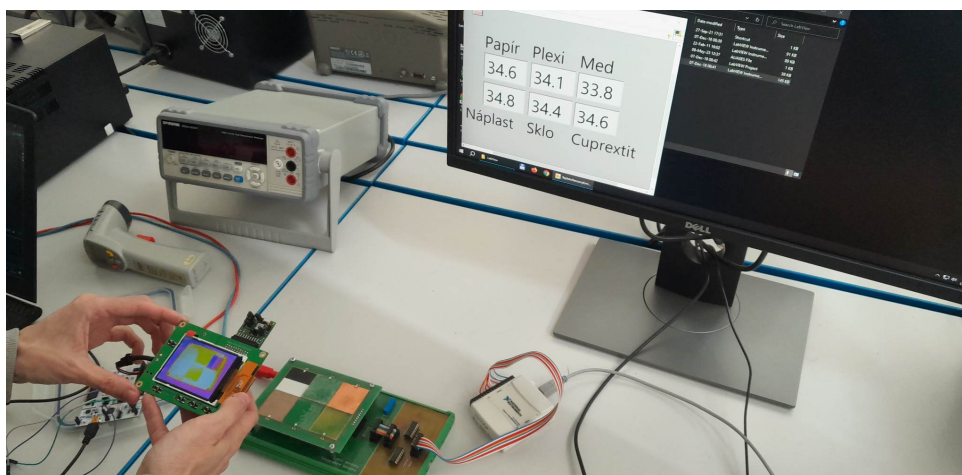
Pro ověření funkčnosti termokamerového modulu byl porovnán obraz s průmyslovou termokamerou od firmy Fluke. Tato kamera má samozřejmě mnohem lepší rozlišení a více funkcí spojených s měřením teploty, ale cenově je

také mnohonásobně dražší než termokamerový modul. Pro orientační měření a hledání teplých míst však termokamerový modul stačí. Teplota měřená termokamerovým modulem je zatížena velkou chybou, ačkoli výrobce udává že byly moduly kalibrovány z výroby.



Obrázek 6.15: Ověření výsledků z měření termokamerového modulu pomocí průmyslové termokamery od firmy Fluke.

Pro referenci bylo použito měřicí pracoviště emisivity materiálů, dostupné v laboratoři katedry mikroelektroniky FEL.



Obrázek 6.16: Průběh ověření funkčnosti termokamerového modulu.

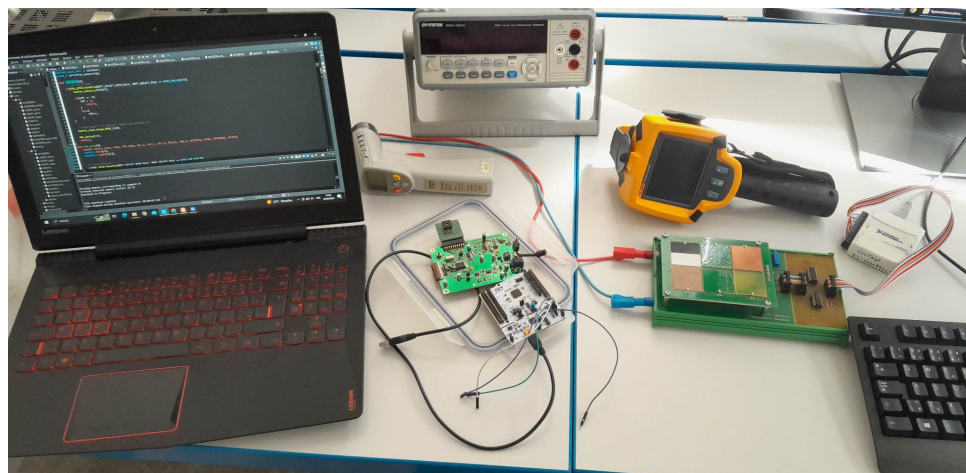
Pro kalibraci termočlánekového senzoru byl použit lihový teploměr. Původně měla kalibrace probíhat na stejném pracovišti jako měření s termokamerovým modulem, avšak vzhledem k emisivitám dostupných materiálů byla nakonec zvolena kalibrace s měřením na kůži. Jako reference byl použit lihový teploměr, který byl pevně uchycen na kůži.

Měření termočlánekovým senzorem je silně ovlivněno vzdáleností od mě-



Obrázek 6.17: Kalibrace měření povrchové teploty pomocí lihového teploměru.

řenoého objektu a úhlem, který objekt zabírá ve vidění senzoru. Proto byla kalibrace provedena v bezprostřední blízkosti.



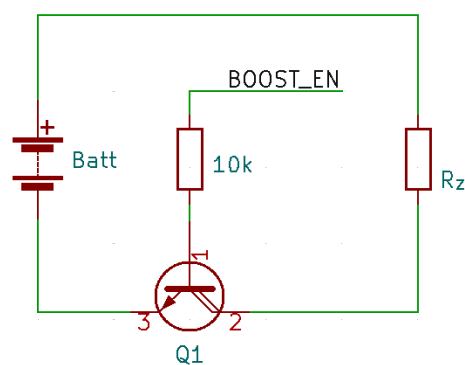
Obrázek 6.18: Kalibrační a testovací pracoviště.

Kapitola 7

Výsledky a možná vylepšení

Vyrobená deska byla vlastnoručně osazena a oživena. Ve fázi návrhu však došlo k několika chybám, které bylo třeba opravit.

Mechanismus vypínacího tlačítka byl navržen tak, aby vypínal přípravek odpojením zvyšujícího měniče. Napětí z baterií se však ukázalo jako dostatečné pro chod mikrokontroléru i s odpojeným zvyšujícím měničem. Proud tekla přes cívku do přípravku a spouštěl mikrokontrolér, čímž docházelo k opětovnému připojení zvyšujícího měniče. Problém jsem vyřešil přidáním Darlingtonova páru jako spínače. K vypínání přípravku dochází rozpojením tranzistoru, který spojuje zem přípravku a katodu baterie.



Obrázek 7.1: Zapojení Darlingtonova páru jako spínače. R_z reprezentuje zátěž celého přípravku, $BOOST_EN$ je pak napětí na enable pinu zvyšujícího měniče.

Komunikace s diplejmem byla navržena pomocí třívodičového vedení SPI. Použitá knihovna podporuje pouze čtyřvodičové vedení SPI, a tak byl na

jeden pin displejového konektoru připojen výstup mikrokontroléru přes 2,8V buffer.

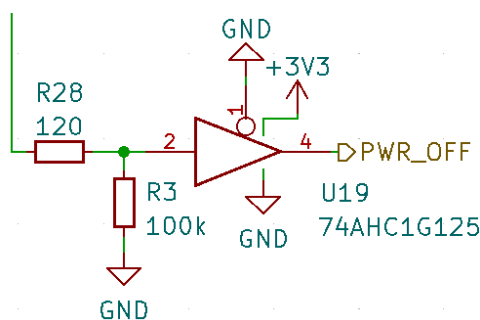
Významně by bylo možné přípravku vylepšit implementací lepšího softwaru. V omezeném čase vyhrazeném pro psaní práce bylo možné realizovat software pouze demonstrující funkčnost termokamerového modulu. Tento modul však nabízí mnohem více funkcí, z nichž většinu je možné ovládat implementovanou knihovnou, ale přípravku je nevyužívá.

Přípravek by pravděpodobně bylo možné realizovat i pouze s jednou napájecí větví a bylo by tak možné se zbavit neúčinných napěťových regulátorů. Pro tyto účely by bylo třeba vybrat jiné součástky.

Schematická značka přístrojového zesilovače měla v návrhovém programu KiCad prohozené vstupy, proto musely být na desce prohozeny.

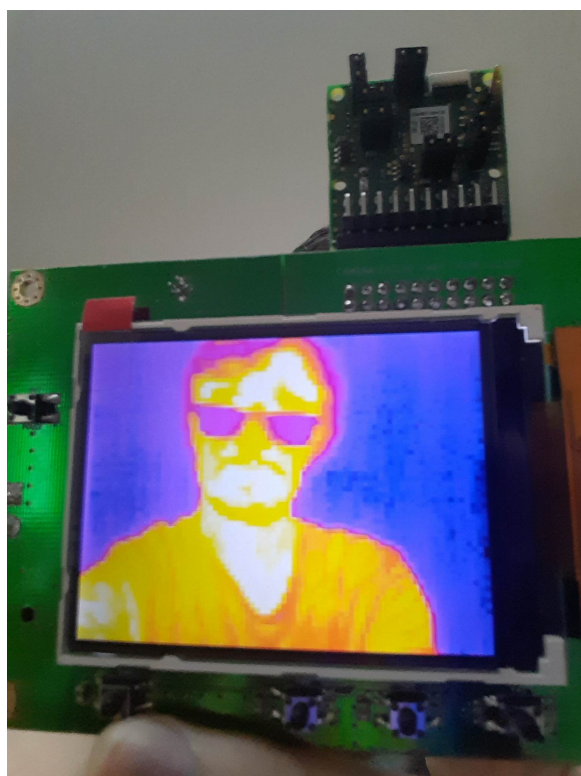
Přepočet teplot vychází z dat dostupných v jiných studiích. V současné době byly tyto studie jedny z mála, které udávaly hodnoty pro přepočet tělesných teplot. Pro zlepšení výpočtů by bylo dobré provést vlastní studii a vyzkoušet i jiné než lineární vztahy mezi teplotami, to by však v praxi bylo časově velice náročné.

Elektronika a samotná deska plošných spojů je obnažená, při manipulování s deskou by mohlo dojít ke spojení některých bodů přes kontakt s pokožkou, zároveň je deska ohřívána teplým dotykem, což ovlivňuje měření ambientní teploty. V budoucnu by bylo záhodné navrhnout k přípravku krabičku.



Obrázek 7.2: Zapojení číslicového bufferu s přidaným rezistorem pro vybíjení parazitní kapacity vstupu.

Posledním nedostatkem byla absence rezistoru pro vybíjení parazitní kapacity bufferu propojující vypínací tlačítko a mikrokontrolér. Bez něj byla na vstupu bufferu držena logická 1 a tlačítko bylo po sepnutí registrováno jako neustále sepnuté. U displejových bufferů k tomuto problému nedochází, protože jsou výstupy mikrokontroléru nastaveny jako push-pull.



Obrázek 7.3: Obrázek z termokamerového modulu zobrazený na displeji přípravku.



Kapitola 8

Závěr

V práci byla rozebrána problematika bezkontaktního měření teploty na různých lokacích lidského těla. Byly prozkoumány různé metody měření teploty a elektronické součástky k těmto měřením využívané.

Dále byl navržen měřicí přípravek s analogovým termočláňkovým senzorem ZTP-135SR a termokamerovým modulem firmy Teledyne FLIR. Přípravek byl realizován na desce plošných spojů a vlastnoručně osazen součástkami. Byly nalezeny chyby vycházejících z návrhu měřicího přípravku a k nim provedeny patřičné opravy.

Měření teploty je velice komplikované a v této práci je rozebráno jen povrchově. Je silně závislé na vzdálenosti, úhlu měření, vlhkosti kůže, vlhkosti prostředí a mnohých dalších faktorech. Přípravek není v žádném smyslu perfektní, ale demonstruje základní funkčnosti termočláňkového senzoru ZTP-135SR a termokamerového modulu firmy Teledyne FLIR.



Přílohy

Příloha A

Literatura

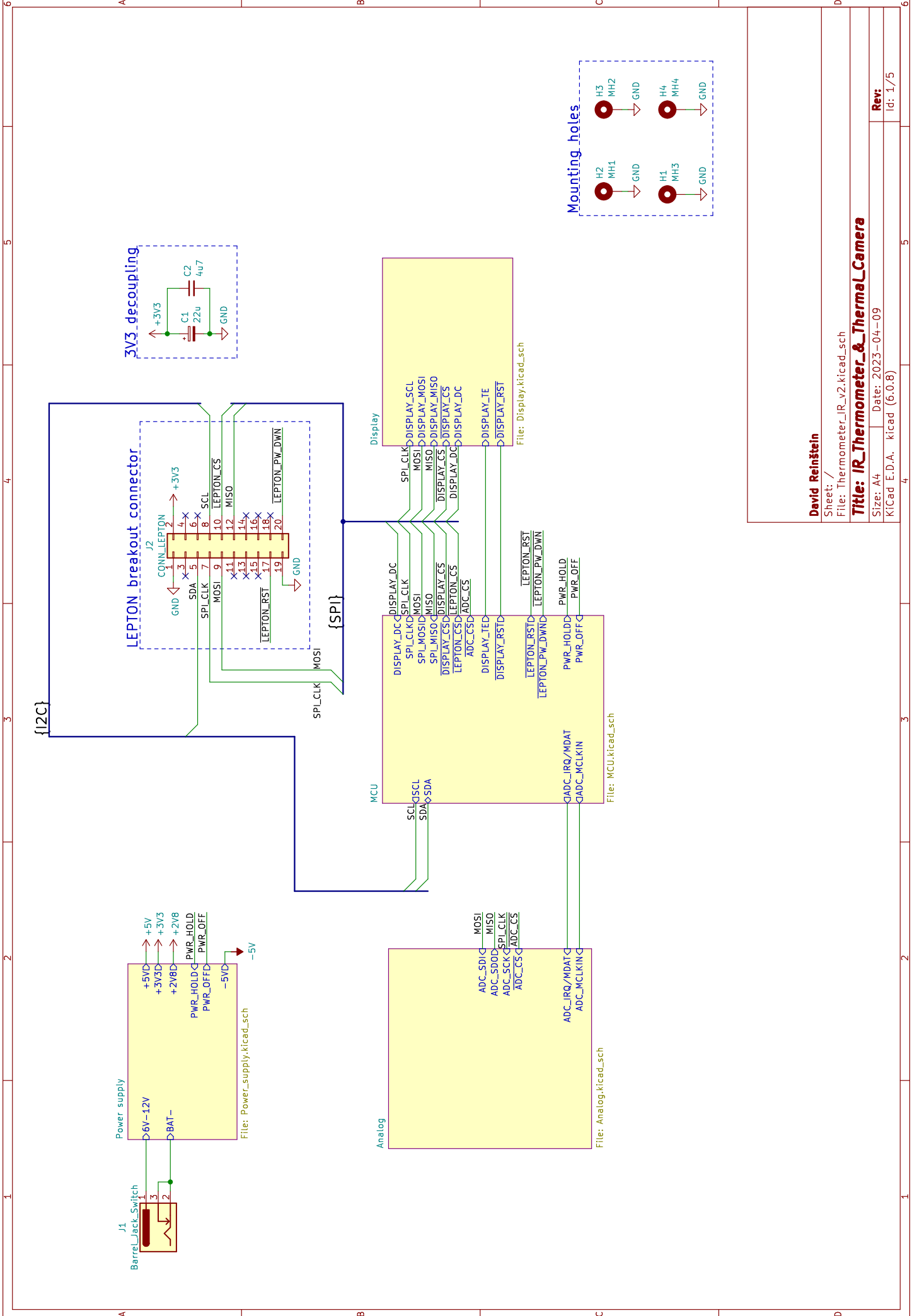
- [1] Tělesná teplota – WikiSkripta. [online]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Tělesná_teplota
- [2] CHEN, Wenxi. Thermometry and interpretation of body temperature. Biomedical Engineering Letters [online]. 2019, 9(1), 3-17 [cit. 2023-03-06]. ISSN 2093-9868, dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6431316/>
- [3] BRYCHTA, R J a K Y CHEN. Cold-induced thermogenesis in humans. European Journal of Clinical Nutrition [online]. 2017, 71(3), 345-352 [cit. 2023-03-06]. ISSN 0954-3007, dostupné z: <https://www.nature.com/articles/ejcn2016223>
- [4] Termoregulace, Funkce buněk a lidského těla. Funkce buněk a lidského těla, Multimediální skripta [online]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/xi-regulacni-mechanismy-1-endokrinni-regulace/11-termoregulace/>
- [5] KUHT, James a Andrew D. FARMERY. Body temperature and its regulation. Anaesthesia & Intensive Care Medicine [online]. 2014, 15(6), 273-278 [cit. 2023-03-06]. ISSN 14720299, dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1472029914001064>
- [6] Glykolýza – WikiSkripta [online]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Glykolýza>
- [7] Termoregulace – WikiSkripta [online]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Termoregulace>
- [8] MAHMMOUD, Yasser A. Capsaicin Stimulates Uncoupled ATP Hydrolysis by the Sarcoplasmic Reticulum Calcium Pump. Journal of Biological

- [17] Beurer FT 90 non-contact thermometer, dostupné z <https://www.beurer.com/web/gb/products/medical/fever-thermometers/infrared-clinical-thermometer/ft-90.php>
- [18] Termokamera Fluke TiS20+, dostupné z <https://www.fluke.com/cs-cz/produkt/termokamery/tis20plus>
- [19] NTC Thermistors Steinhart and Hart Equation, dostupné z <https://www.ametherm.com/thermistor/ntc-thermistors-steinhart-and-hart-equation>
- [20] NTC Thermistor Beta, dostupné z <https://www.ametherm.com/thermistor/ntc-thermistor-beta>
- [21] KESTER, W.: Practical design techniques for sensor signal conditioning. Analog Devices, 1999, ISBN 0-916550-20-6, dostupné z <https://www.analog.com/en/education/education-library/practical-design-techniques-sensor-signal-conditioning.html>
- [22] THAPA, Suvhashis, Siva Mahesh TANGUTOORU, Eric J. GUILBEAU a Niel D. CREWS. The thermopile: An anisotropic temperature sensor. Sensors and Actuators A: Physical [online]. 2012, 187, 132-140 [cit. 2023-03-06]. ISSN 09244247, dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424712004876>
- [23] FLIR LEPTON Breakout Board v2.0 Datasheet, 2021, dostupné z <https://www.flir.com/products/lepton-breakout-board-v2.0?vertical=microcam&segment=oem>
- [24] FLIR LEPTON Engineering Datasheet, 2014, dostupné z <https://www.flir.eu/products/lepton/>
- [25] FLIR LEPTON Software IDD REV 303, 2014, dostupné z <https://www.flir.eu/products/lepton/>
- [26] ZTP-135SR Thermometrics Thermopile IR Sensor Datasheet, 2014, dostupné z <https://www.amphenol-sensors.com/en/thermometrics/infrared-sensors/414-ztp-135sr>
- [27] 74AHC1G125 Single buffer gate with 3-state output datasheet , 2011, dostupné z <https://www.diodes.com/assets/Datasheets/74AHC1G125.pdf>
- [28] MCP1663 High-Voltage Integrated Switch PWM Boost Regulator with UVLO, 2015, dostupné z <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20005406A.pdf>
- [29] LDI1117-05H Positive low dropout voltage regulator datasheet, dostupné z <https://diotec.com/en/product/LDI1117-05H.html>
- [30] LDI1117-3.3H Positive low dropout voltage regulator datasheet, dostupné z <https://diotec.com/en/product/LDI1117-3.3H.html>



Příloha B

Schéma zapojení přípravku



David Reinstejn

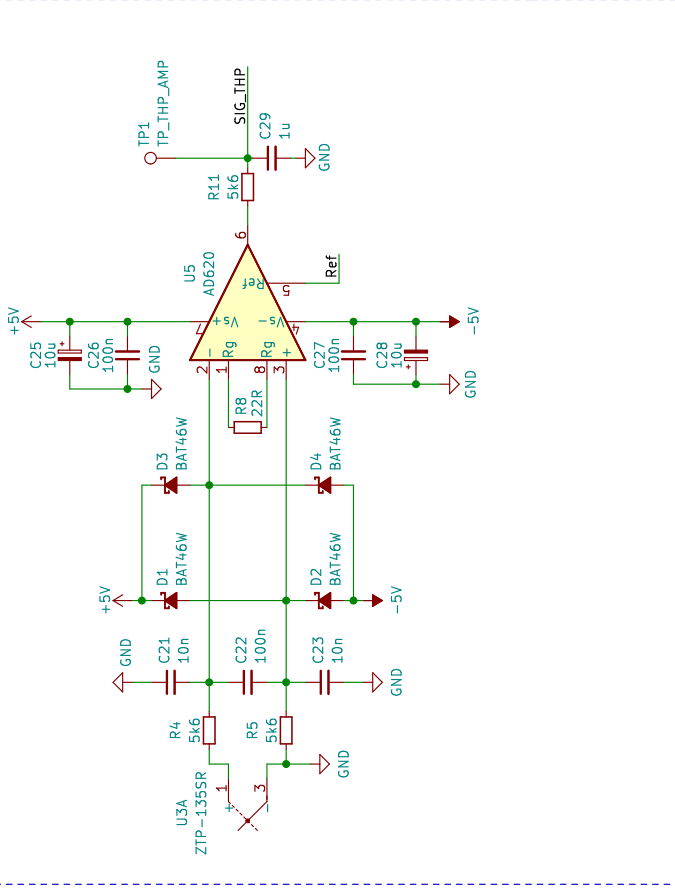
Sheet: /
File: Thermometer_IR_v2.kicad_sch

Title: IR_Thermometer_&Thermal_Camera

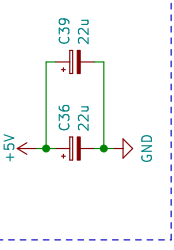
Size: A4 | Date: 2023-04-09
KiCad E.D.A. kicad (6:0:8)

Rev:
Id: 1/5

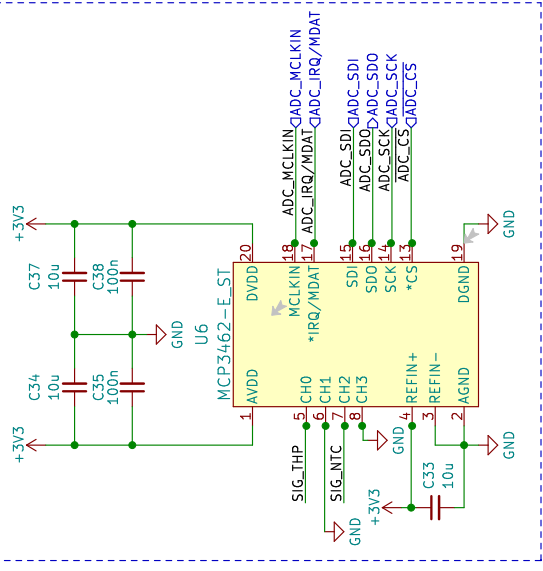
Thermopile instrumentation and filtering



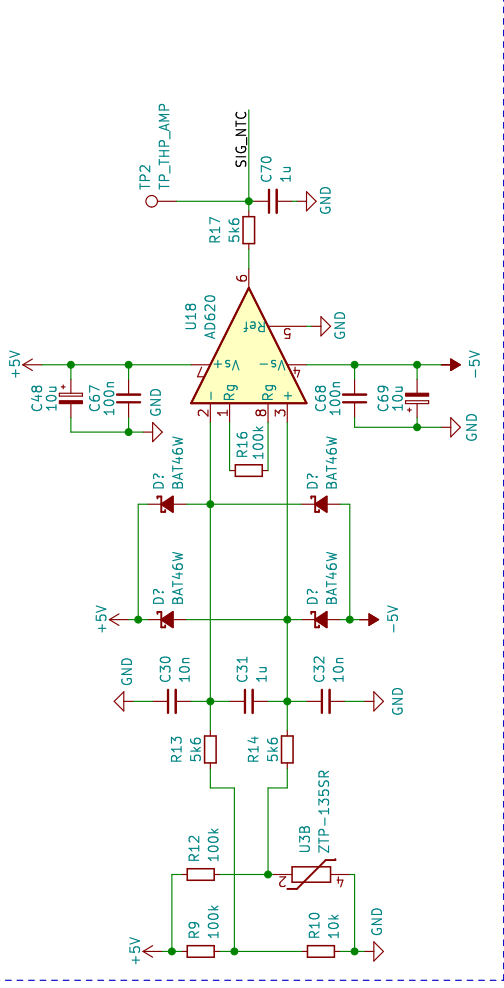
Additional decoupling option



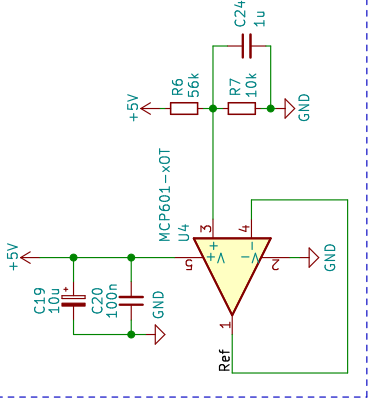
ADC 2 channel



NTC filtering



Reference driver



David Reinstein

Sheet: /Analog/
File: Analog.kicad_sch

Title: Analog

Size: A4

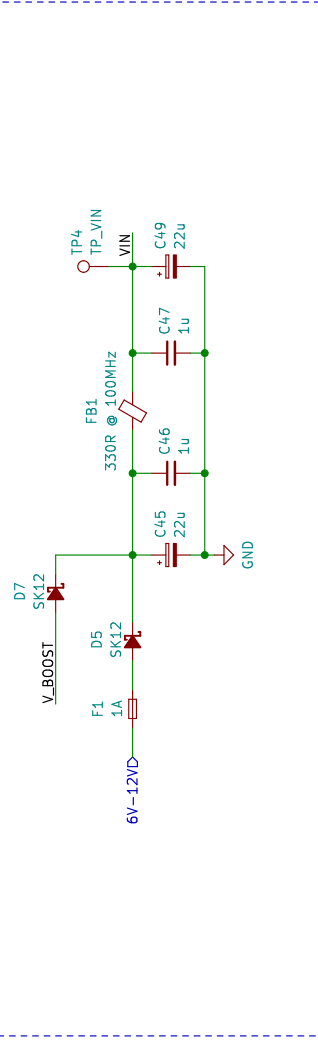
Date: 2023-04-09

KiCad E.D.A. kicad (6:0:8)

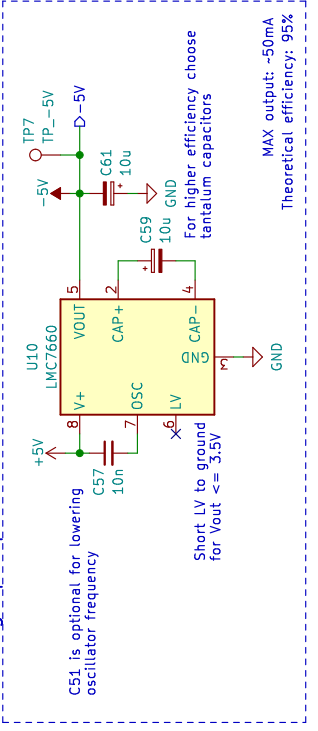
Rev:

Id: 3/5

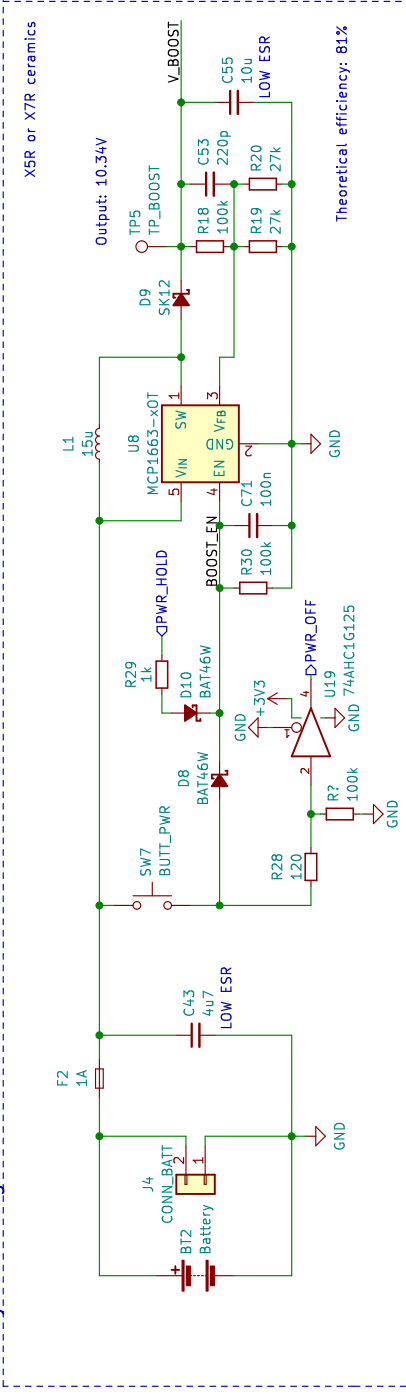
Voltage input



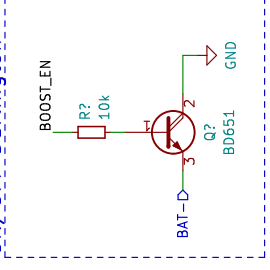
5V Charge pump



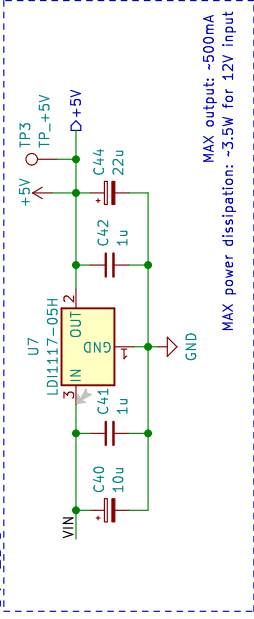
Battery boost regulator



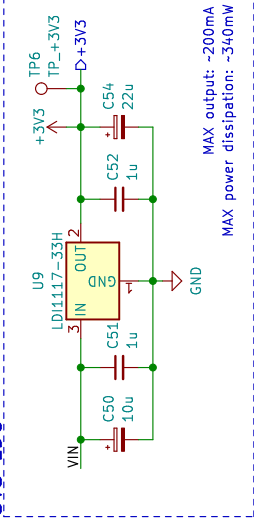
ON/OFF Darlington



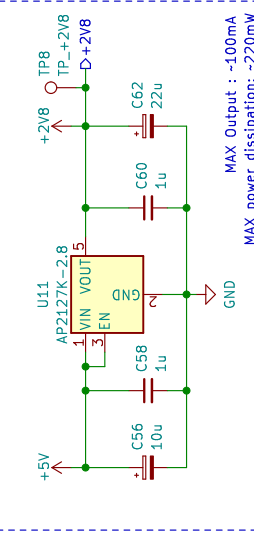
5V_LDO



3V3_LDO



2V8_LDO



David Reinstein

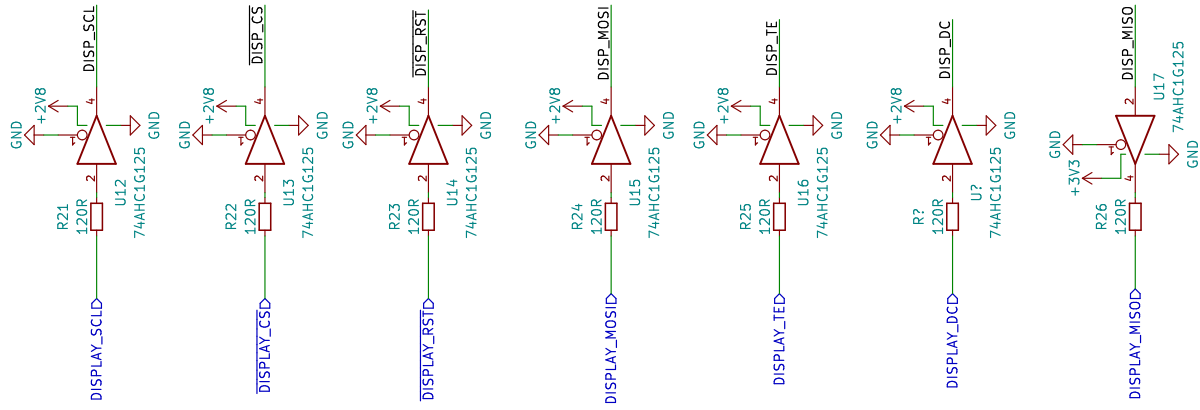
Sheet: /Power supply/
File: Power_supply.kicad_sch

Title: Power supply

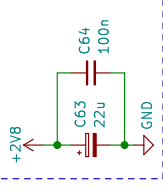
Size: A4 | Date: 2023-04-09
KiCad E.D.A. kicad (6:0:8)

Rev:
Id: 4/5

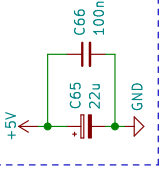
3V3 to 2V8 buffers



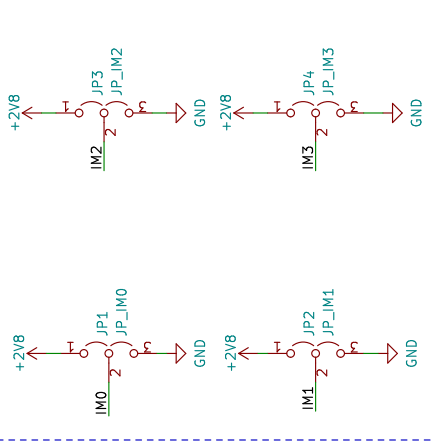
2V8 decoupling



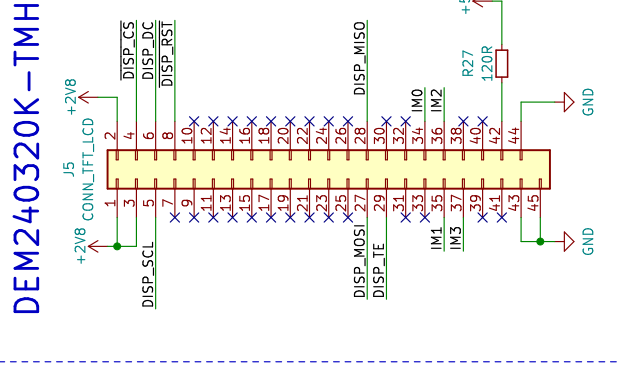
5V decoupling



Format selection jumpers



Display_connector



Sheet: /Display/
File: Display.kicad_sch

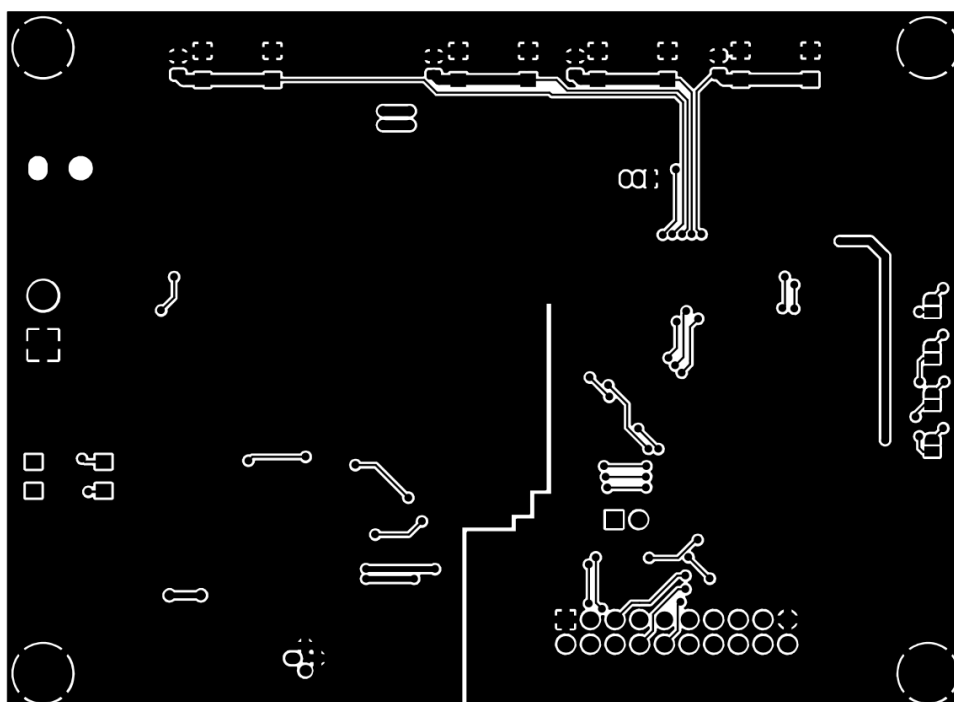
Title:

Size: A4 | Date:
KiCad E.D.A. kicad (6.0.8)

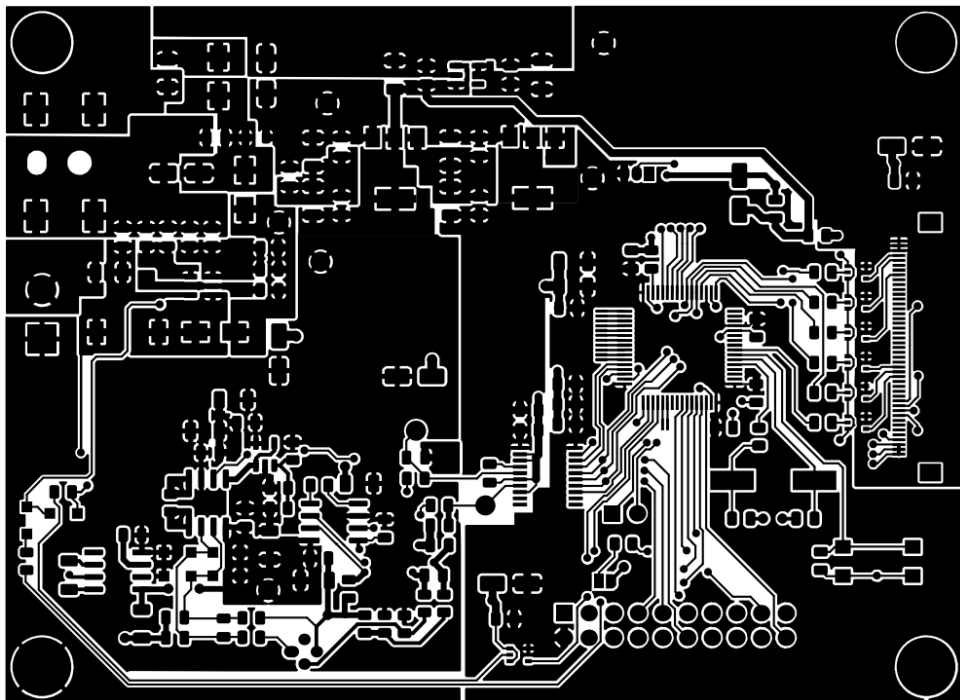
Rev:
Id: 5/5

Příloha C

Výkres desky plošných spojů



: Velikost : 99.14 mm × 71.02mm



: Velikost : 99.14 mm × 71.02mm