

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

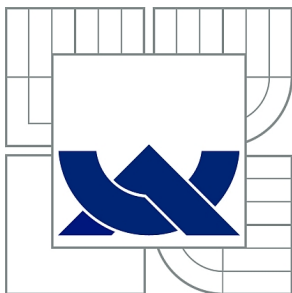
BEZKONTAKTNÍ MĚŘENÍ TEPLoty

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

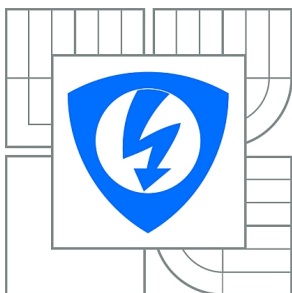
MARTIN SMRŽ

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

BEZKONTAKTNÍ MĚŘENÍ TEPLoty

CONTACTLESS MEASUREMENT OF TEMPERATURE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

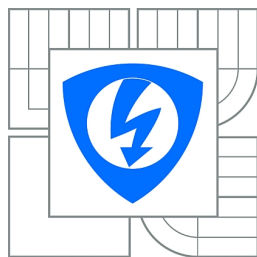
MARTIN SMRŽ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JAROSLAV BALOGH

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Martin Smrž

ID: 133985

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Bezkontaktní měření teploty

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou bezkontaktního měření teploty. 2) Na základě poznatků anatomie lidského těla navrhnete vhodná místa pro snímání povrchové teploty. 3) Navrhnete jednoduchý jednokanálový měřicí přístroj pro měření teploty. 4) Navrhnete možnosti realizace celotělového měření s využitím jednoduchého měřicího přístroje. 5) Navrhnete algoritmus pro sestrojení mapy povrchové teploty člověka. 6) Realizujte aplikaci pro měření a vytvoření mapy povrchové teploty člověka. 7) Sadou měření ověřte funkci zařízení. 8) Proveďte diskuzi dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KREIDL, Marcel. Měření teploty: senzory a měřicí obvody. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 239 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-730-0145-4.
- [2] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1: Všeobecná encyklopedie. 1. díl. A-B. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Balogh

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Anotace:

Cílem této bakalářské práce je seznámit se s problematikou bezkontaktního snímání povrchové teploty lidského těla. Teoretická část práce se věnuje pojednání o fyzikální podstatě bezkontaktního měření teploty, používanými typy detektorů i aplikaci této metody do zdravotnictví. V praktické části se zaměří na návrh a realizaci obvodu pro bezkontaktní měření teploty, jeho komunikaci s osobním počítačem a následné softwarové řešení programu pro sestavení povrchové teplotní mapy pacienta. Na závěr byla provedena sada měření pro srovnání přesnosti sestrojeného teploměru s komerčně dostupnými výrobky.

Klíčová slova:

Teplota, infračervené spektrum, bezkontaktní měření, celotělový.

Abstract:

Purpose of this bachelor thesis is get acquainted with problem of non-contact measuring of surface temperature of human body. The teoretical part of this labour deal about physical substance of non-contact temperature measurement, using types of detectors and application of this method to the medicine. In the practical part will focus on design and realization of electrical circuit for non-contact temperature measuring, communication with personal computer and software solution of program for building surface temperature map of patient. At the end of labour was performed a set of measuring to compare accuracy of built thermometer with commercially available products.

Keyword:

Temperature, infrared spectrum, non-contact measuring, fullbody.

Bibliografická citace mé práce:

SMRŽ, M. Bezkontaktní měření teploty. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 48 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jaroslav Balogh.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci Bezkontaktní měření teploty jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 28. květen 2013

.....
podpis autora

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu své bakalářské práce, panu Ing. Baloghovi, za ochotný přístup při řešení problémů a za cenné odborné a organizační rady. Dále bych chtěl poděkovat Ústavu biomedicínského inženýrství za poskytnutí prostoru a vybavení pro realizaci obvodu a panu doc. Ing. Jiřímu Rozmanovi CSc. za zapůjčení termokamery FLIR. V neposlední řadě patří mé díky všem kamarádům, kteří mi poskytli neocenitelné rady při vývoji hardwaru i softwaru pro bezkontaktní teploměr.

V Brně dne 28. květen 2013

.....
podpis autora

Obsah

1 Úvod	7
2 Fyzikální principy	8
2.1 Teplota.....	8
2.2 Infračervené spektrum.....	8
2.3 Zákony záření	11
3 Detektory	14
3.1 Parametry detektorů	14
3.2 Tepelné detektory	15
3.3 Kvantové detektory	16
3.4 Metody pyrometrie	17
4 Lidské tělo a teplota	20
4.1 Fyziologické teplo	20
4.2 Termoregulace.....	20
4.3 Měření teploty	22
4.4 Lidské tělo jako zdroj IR záření	22
4.5 Teplotní mapování.....	23
5 Systémový návrh teploměru.....	25
5.1 Detektor MLX 90614	25
5.2 Blokové schéma teploměru	27
5.3 Mikroprocesor ATmega8L.....	27
5.4 Převodník MAX232	27
6 Obvodové řešení teploměru.....	28
6.1 Bateriový zdroj	28
6.2 IR teploměr.....	30
6.3 Program pro mikroprocesor	34
7 Snímání a vyhodnocení teplotní mapy	38
7.1 Podmínky a postup snímání	38
7.2 Program pro sestavení teplotní mapy	39
7.3 Ověření funkčnosti systému, zhodnocení.....	40
8 Závěr.....	43
Seznam literatury.....	44

Seznam obrázků	46
Seznam tabulek	47
Seznam příloh na CD	48

1 Úvod

Úkolem této bakalářské práce je seznámit se s podstatou bezkontaktního měření teploty a návrhu jednoduchého měřicího zařízení. První kapitoly se věnují fyzikální podstatě tepla, zákonům, kterými se řídí tepelné vyzařování, používanými typy detektorů infračerveného záření, nároky na ně kladenými a metodami pyrometrie. V další části se zaměřuje na lidské tělo jakožto zdroj tepelného záření, popis míst vhodných pro snímání a možnosti diagnostiky.

Praktická část práce se věnuje návrhu a realizaci samotného snímacího přístroje s využitím senzoru od firmy Melexis a komunikaci této součástky s osobním počítačem přes sériovou linku. Dále je popsán algoritmus snímání a programu pro stanovení povrchové teplotní mapy pacienta. V závěru práce byla provedena sada měření, pro ověření přesnosti zařízení a srovnání s komerčně dostupnými teploměry a termovizní kamerou.

2 Fyzikální principy

Tato kapitola se bude věnovat fyzikálnímu popisu tepla, infračerveného záření a fyzikálním zákonům, kterými se řídí.

2.1 Teplota

Teplota je základní veličinou určující stav veškeré hmoty. Ovlivňuje mechanické, chemické i elektromagnetické vlastnosti látek v makroskopickém měřítku. Tato stavová veličina souvisí s pohybem částic v látce obsažených, tedy s jejich kinetickou energií. Tento pohyb vykazují částice všech těles s teplotou vyšší než 0K. Při tomto stavu dochází k úplnému zastavení pohybu veškerých částic, nazývá se absolutní nula. S veličinou teploty úzce souvisí veličina teplo, což je výsledek onoho pohybu částic. Tyto dva pojmy se nesmí zaměnit.

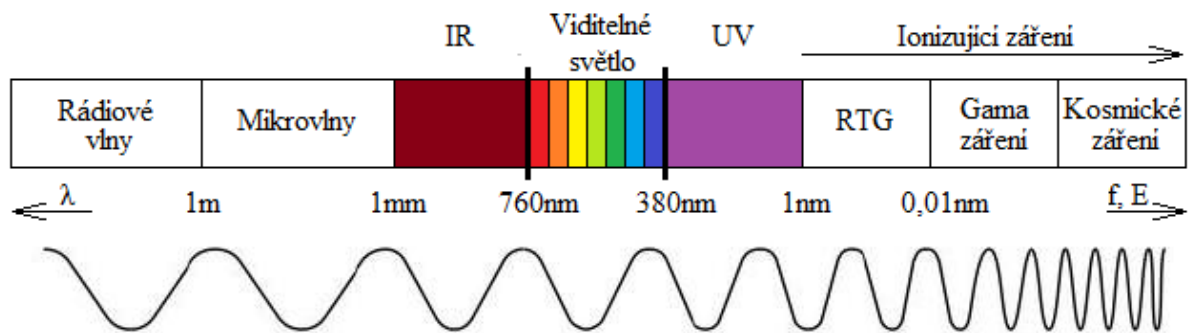
Většina stupnic pro měření teploty vychází z tzv. trojného bodu vody, což je rovnovážný stav tří skupenství, jedná se o jakýsi referenční bod. Termodynamická stupnice cejchovaná v kelvinech tento bod stanovila na hodnotě 273,16K a její počátek je v absolutní nule, 0K. Kelvin (K) je zaveden jako jedna ze základních jednotek soustavy SI. Z termodynamické stupnice vychází Celsiova stupnice, která hodnotu trojného bodu posunula na hodnotu 0,01°C, samotná nula je pak bod tuhnutí vody. Tato stupnice na rozdíl od Kelvinovy může jít do záporných hodnot. Přepočítání mezi Kelviny a stupni Celsia tedy spočívá pouze v přičtené hodnotě 273,15, viz vztah 2.1. Třetí nepoužívanější je stupnice Fahrenheitova, s bodem tuhnutí vody odpovídajícím 32°F, jednotlivé stupně však nejsou rozloženy se stejnými rozestupy jako u předchozích stupnic. Pro převod platí vztah 2.2 [2].

$$t(^{\circ}\text{C}) = T - T_0 = T - 273,15 \quad (2.1)$$

$$t(^{\circ}\text{F}) = \frac{9}{5}T - 459,67 = \frac{9}{5}t - 32 \quad (2.2)$$

2.2 Infračervené spektrum

Infračervené záření se pohybuje v rozmezí vlnových délek od 760nm do 1mm, ze strany vyšších energií ohraničeno viditelným spektrem (resp. jeho červenou složkou) a z druhé strany se překrývá se spektrem radiových vln a mikrovln (obrázek 2.1). Jedná se o nízkoenergetické neionizující záření. Záření mohou produkovat luminiscenční, radiové a tepelné zdroje. V našem případě se budeme zabývat pouze zdroji tepelnými. Toto záření je důsledkem rotačně vibračního pohybu molekul dané látky, který ustane pouze při teplotě 0K [4, 7]. Tato teplota se nikde v našem okolí nevyskytuje, jsme tedy IR zářením zcela obklopeni. Infračervené spektrum se dále dělí do několika oblastí dle vlnové délky (tabulka 2.1). Toto rozdělení však není standardní, každý autor uvádí jiné pásma a meze.



Obrázek 2.1: Elektromagnetické spektrum

Tabulka 2.1: Rozdělení infračerveného spektra [3]

	λ [μm]	
	od	do
blízké	0,75	3
střední	3	6
vzdálené	6	15
velmi vzdálené	15	1000

Spektrum infračerveného záření u plynných látek nabývá čarového charakteru, čehož se využívá při identifikaci daného plynu. Naopak u látek kapalných a pevných je spektrum spojitě, nelze tedy posuzovat složení sledovaného objektu, pouze jeho povrchovou teplotu [7].

Pro porozumění následující kapitoly zabývající se zákony vyzařování musíme definovat veličiny popisující samotné vlnění.

Plocha povrchu:

S [m^2] (pro odlišení plochy tělesa vyzařujícího a tělesa ozářeného jsme zavedli pomocnou jednotku A [m^2])

Jednotkový prostorový úhel:

Ω [sr]

Čas:

t [s]

Zářivá energie:

W_e [J]

Zářivý tok:

výkon přenášení prostřednictvím záření, zářivá energie za jednotku času

$$\Phi = \frac{W_e}{s} [\text{J} \cdot \text{s}^{-1}; \text{W}] \quad (2.3)$$

Intenzita vyzařování:

energie vyzařovaná jednotkou plochy za jednotku času

$$M = \frac{\Phi}{S} [\text{W} \cdot \text{m}^{-2}] \quad (2.4)$$

Zářivost:

podíl energie vyzářené za jednotku času do jednotkového prostorového úhlu

$$I = \frac{\Phi}{\Omega} [\text{W} \cdot \text{sr}^{-1}] \quad (2.5)$$

Měrná zářivost:

podíl energie vyzářené z jednotky plochy do jednotkového prostorového úhlu za jednotku času. Bývá také označována jako **zář**.

$$L = \frac{\Phi}{S \cdot \Omega} [\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}] \quad (2.6)$$

Intenzita ozáření:

podíl zářivého toku dopadajícího na jednotku plochy povrchu ozářeného objektu

$$E = \frac{\Phi}{A} [\text{W} \cdot \text{m}^{-2}] \quad (2.7)$$

V případě dopadu elektromagnetického záření na reálné těleso dochází ke třem dějům. Dopadající vlnění se může odrazit, pohltit nebo projít skrze těleso. K popisu těchto jevů slouží následující bezrozměrné veličiny, nabývající hodnot z intervalu $\langle 0,1 \rangle$.

Absorbance (pohltivost):

$$\alpha = \frac{\Phi_a}{\Phi_d} \quad (2.8)$$

Transmittance (prostupnost):

$$\tau = \frac{\Phi_t}{\Phi_d} \quad (2.9)$$

Reflektance (odraznost):

$$\rho = \frac{\Phi_r}{\Phi_d} \quad (2.10)$$

kde Φ_a je pohlcený, Φ_t prošlý, Φ_r odražený a Φ_d celkový zářivý tok.

Na základě zákona zachování energie se musí součet těchto tří parametrů rovnat jedné, platí tedy následující vztah [3]:

$$\alpha + \tau + \rho = 1 \quad (2.11)$$

2.3 Zákony záření

Pro snadnější matematické vyjádření vyzařovacích zákonů zavedl německý fyzik Gustav Kirchhoff pojem **absolutně černé těleso**. Toto abstraktní teoretické těleso se vyznačuje jako dokonalý absorbent, který pohltí veškeré záření na něj dopadající o jakékoli vlnové délce a pod libovolným úhlem. Hodnota koeficientu absorpance je tedy rovna jedné. K tomuto jevu dochází v případě ohřevu ATČ. Za opačných podmínek, když se těleso ochlazuje, dochází k dokonalému vyzařování energie. Objekt vyzařuje záření o všech vlnových délkách se stejnou intenzitou pro danou teplotu. S tímto jevem úzce souvisí další bezrozměrná veličina emisivita, značí se ε , která pro ATČ nabývá hodnoty jedna. **Emisivita** reálných objektů nabývá hodnot v intervalu $<0,1>$ a spočítá se jako poměr intenzity vyzařené reálným tělesem k vyzařené intenzitě ATČ se stejnou teplotou (vztah 2.12). Všechny veličiny popisující ATČ budou v tomto textu indexovány nulou. [1, 2, 3]

$$\varepsilon = \frac{M}{M_0} \quad (2.12)$$

Hodnota emisivity pro skutečná tělesa je ovlivněna z velké části jeho materiálem a povrchovou úpravou. Například emisivita vyleštěného ocelového plechu se může pohybovat někde kolem hodnoty 0,25, v případě přestříkání tohoto plechu silnou vrstvou černého matného laku může dojít k zvětšení až k hodnotám blížícím se jedné. [11]

Správným stanovením emisivity měřeného povrchu předejdeme jedné z nejmarkantnějších chyb měření pomocí bezkontaktního teploměru. [4]

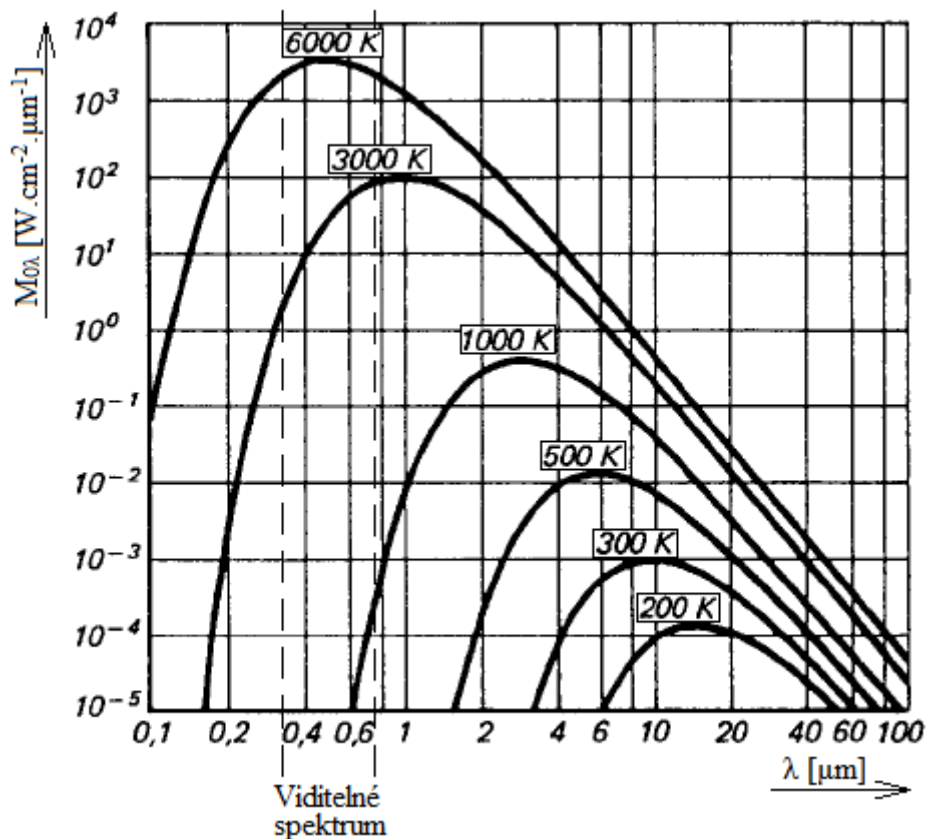
Planckův zákon:

Rovnice 2.13 popisuje závislost spektrální intenzity vyzařování na vlnové délce a teplotě. Tento vztah platí pro ATČ, v případě reálných těles by byl mnohem složitější. [1, 2, 3]

$$M_{0\lambda} = 2\pi hc^2 \lambda^{-5} (e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1)^{-1} = c_1 \lambda^{-5} (e^{\frac{c_2}{\lambda T}} - 1)^{-1} \quad (2.13)$$

kde

$M_{0\lambda}$	spektrální hustota vyzařování černého tělesa [$\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$]
λ	vlnová délka záření [m]
T	termodynamická teplota černého tělesa [K]
c	rychlost světla [$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$]
k	Boltzmannova konstanta [$\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$]
h	Planckova konstanta [$\text{J} \cdot \text{s}$]
c_1	první vyzařovací konstanta ($c_1 = 2 \cdot \pi \cdot h \cdot c^2$) [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$]
c_2	druhá vyzařovací konstanta ($c_2 = h \cdot c / k$) [$\text{m} \cdot \text{K}$]



Obrázek 2.2: Spektrální hustota intenzity vyzařování pro ATČ [1]

Wienův zákon posuvu:

Z předchozího obrázku se dá graficky odvodit Wienův zákon posuvu, který popisuje chování maxima spektrální hustoty intenzity vyzařování. Při rostoucí teplotě tělesa se maximum posouvá směrem doleva, ke kratším vlnovým délkám. To znamená, že těleso s teplotou například 500K bude nejvíce vyzařovat elektromagnetické vlnění o vlnové délce 5,7μm. Za zmínku také stojí posuv vlnové délky při vysokých teplotách, které se dostávají až do viditelné oblasti spektra. [7]

$$\lambda_{MAX} = \frac{c_3}{T} \quad (2.14)$$

kde $c_3 = 2898 \mu\text{m} \cdot \text{K}$

Stefan-Boltzmannův zákon:

Tento zákon popisuje celkovou intenzitu záření absolutně černého tělesa pro jednu konkrétní teplotu. [1, 2]

$$M_0 = \int_0^{\infty} M_{0\lambda} d\lambda = \sigma T^4 \quad (2.15)$$

kde $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-5}$

Lambertův zákon:

Ideální plošný zdroj tepelného záření září ze všech směrů stejně. Při odklonu pozorovatele o úhel φ od kolmice k rovině zdroje klesá zářivost s cosinem tohoto úhlu. Tento ideální plošný zdroj se proto nazývá kosinovým zářičem. [1, 2]

$$L_{\varphi} = \frac{I_n}{\Delta S} = \frac{I_{\varphi}}{\Delta S \cos \varphi} = \frac{I_{\varphi}}{\Delta S_n} = konst.$$

$$I_{\varphi} = I_n \cos \varphi \quad (2.16)$$

kde I_n je maximální hodnota zářivosti ve směru kolmice

Kirchhoffův zákon:

Podíl intenzity vyzařování (resp. záře) a pohltivosti je funkcí pouze termodynamické teploty, nezávisí tedy na chemickém složení, oxidaci či povrchové úpravě tělesa. V případě rozšíření vztahu na spektrální hustoty se do proměnných k teplotě přidává vlnová délka. Ze zákona tedy vyplývá fakt, že těleso nejvíce vyzařuje ty vlnové délky, které nejlépe vstřebává a naopak. Potom můžeme napsat, že emisivita je také funkcí teploty a vlnové délky ($\varepsilon=f(T,\lambda)$). [1, 2]

$$\frac{M}{\alpha} = f(T) \quad \text{resp.} \quad \frac{L}{\alpha} = f(T) \quad (2.17)$$

$$\frac{M_{\lambda}}{\alpha_{\lambda}} = f(T, \lambda) \quad \text{resp.} \quad \frac{L_{\lambda}}{\alpha_{\lambda}} = f(T, \lambda) \quad (2.18)$$

Pokles intenzity vyzařování reálného tělesa a ATČ o stejné teplotě potom dle vztahu 2.19 závisí pouze na emisivitě daného objektu. To samé platí pro zář a spektrální vyzařování. [1, 2]

$$M = \varepsilon M_0; \quad M_{\lambda} = \varepsilon M_{0\lambda} \quad \text{resp.} \quad L = \varepsilon L_0; \quad L_{\lambda} = \varepsilon L_{0\lambda} \quad (2.19)$$

3 Detektory

V následující kapitole se budeme věnovat samotným detektorům infračerveného záření, jejich parametry a metodami bezkontaktního měření teploty. Obecně je lze rozdělit na dvě skupiny dle interakce záření s citlivým materiálem detektoru na tepelné a kvantové. U tepelných detektorů dochází po dopadu záření na citlivou vrstvu k jejímu ohřevu, změna teploty se poté měří nepřímo pomocí snímače teploty. Kvantové detektory pracují na základě fyzikálních principů, které vznikají při interakci kvant fotonů na detektor. [1, 2]

3.1 Parametry detektorů

Pro oba typy detektorů, tepelné i kvantové, platí následující vztahy popisující kvalitu a přesnost senzoru.

Spektrální citlivost:

Integrální citlivost K je dána podílem výstupního napětí na senzoru a zářivým tokem na něj dopadajícím. Vztah pro spektrální citlivost je vztažen k vlnové délce zářivého toku.

$$K_{\lambda} = \frac{U}{\Phi_{\lambda}} \quad [V \cdot W^{-1}] \quad (3.1)$$

Relativní spektrální citlivost:

Tato veličina popisuje poměr mezi danou spektrální citlivostí a spektrální citlivostí o vlnové délce, na kterou je detektor nejvíce citlivý. Nabývá hodnot v intervalu $\{0,1\}$.

$$S_{\lambda} = \frac{K_{\lambda}}{K_{\lambda_{max}}} \quad [-] \quad (3.2)$$

Výkonový ekvivalent (NEP):

Zkratka vychází z anglického **Noise Equivalent Power** a vyjadřuje hodnotu vstupního zářivého toku, při které je výstupní napětí rovno efektivní hodnotě šumového napětí.

$$NEP = \Phi \frac{\sqrt{\frac{U_s^2}{\Delta f}}}{U} \quad [W \cdot Hz^{-\frac{1}{2}}] \quad (3.3)$$

kde $\sqrt{U_s^2}$ efektivní hodnota integrálního šumového napětí a Δf šířka frekvenčního pásma.

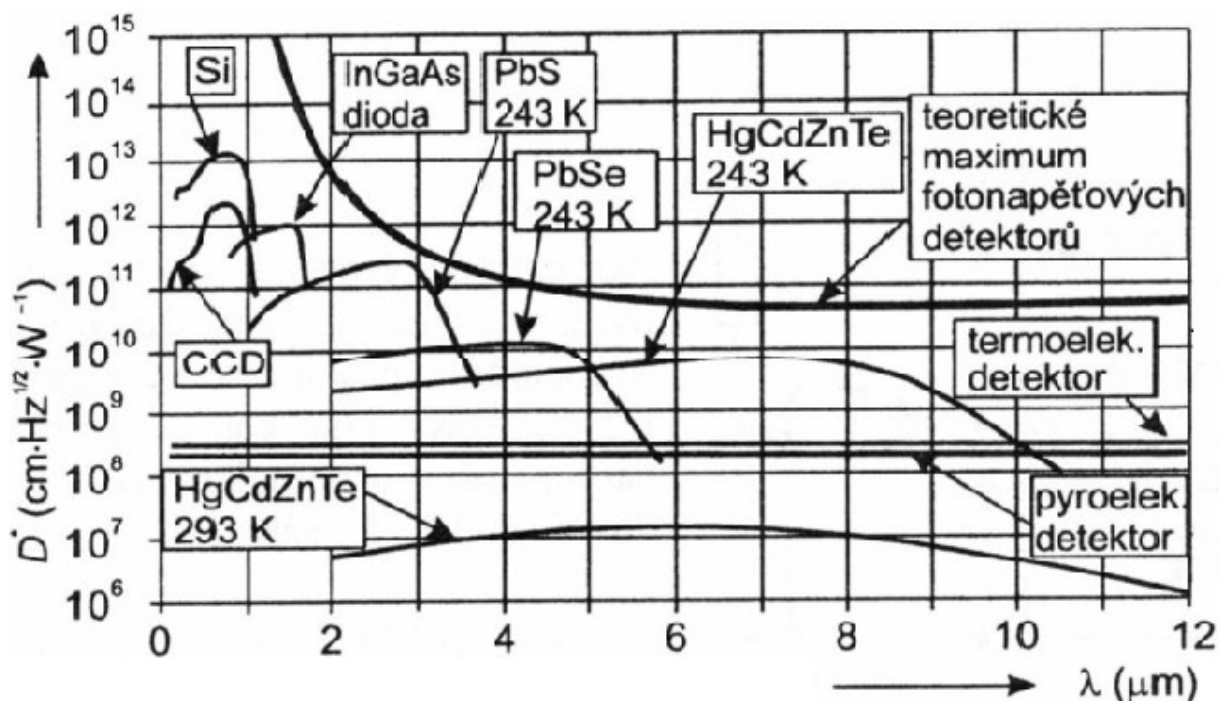
Detektivita:

$$D = \frac{1}{NEP} \quad [W^{-1} \cdot Hz^{\frac{1}{2}}] \quad (3.4)$$

Specifická detektivita:

Toto vyjádření spektrální citlivosti závisí i na velikosti plochy detektoru S a určuje mezní rozlišovací schopnost senzoru. Je to vhodný parametr při porovnávání různých typů detektorů. [1, 2]

$$D^* = D\sqrt{S} = \frac{\sqrt{S}}{NEP} \quad [W^{-1} \cdot m \cdot Hz^{\frac{1}{2}}] \quad (3.5)$$



Obrázek 3.1: Závislost detektivky na vlnové délce pro různé materiály detektoru [6]

3.2 Tepelné detektory

Tepelné detektory jsou založeny na oteplení citlivé vrstvy, kterou jsou pohlceny fotony vyzařené ze zdroje tepla. Samotný ohřev je poté snímán teplotním čidlem. Díky tomuto nepřímému měření je reakční doba senzoru delší, než je tomu u kvantových detektorů. Pracují v širokém pásmu vlnových délek a jsou hojně využívány v radiálních pyrometrech. Dělí se na termoelektrické, bolometrické a pyroelektrické.

Termoelektrické detektory:

Tento typ snímačů pracuje na základě Peltier-Seebeckova termoelektrického jevu, tedy převodu teploty na elektrické napětí. K tomuto ději dochází na rozhraní dvou rozdílných kovů, resp. polovodičů. V základním stavu mají oba materiály konstantní povrchový potenciál, pro každý kov je však odlišný. V místě spoje vzniká měřitelné elektromotorické napětí. Při ohřevu jednoho ze spojů teplem z měřeného objektu dojde k uvolnění elektronů a zvýšení elektromotorického napětí, které je ve zbytku obvodu vyhodnoceno.

Termoelektrické detektory jsou konstruovány jako tzv. termočláňkové baterie, do série zapojené tenké začerněné plíšky pro zvýšení absorpce. Dnes se častěji používají tenkovrstvé polovodičové snímače zhotovené z bismutu či antimonu dotovaným selenem a tellurem. Termočláňkové zapojení zvyšuje citlivost a stabilitu daného snímače. Pro korekci okolní teploty je v pouzdře detektoru zabudován termistor. [1, 2, 4]

Bolometry:

Bolometrické senzory pracují na principu změny elektrického odporu při změně teploty. Absorbované záření ohřeje detekční plošku a to se projeví změnou odporu. Odporová vrstva detektoru je zhotovena pomocí tenkovrstvých technologií z odporových materiálů kysličníků MgO, MnO, NiO a dalších.

Moderní technologie umožňují miniaturizaci senzoru o velikosti v řádech desítek μm , z nichž je možné sestavit řádkovou nebo plošnou matici využívanou v termovizních systémech. Reakční doba senzoru se pohybuje kolem 12ms, což umožňuje snímání rychle se měnících teplotních map. [1, 2, 4]

Pyroelektrické detektory:

Pyroelektrické detektory jsou založeny na pyroelektrickém jevu, který se projevuje změnou spontánní polarizace P_s při změně teploty [1]. Se stoupající teplotou klesá hodnota polarizace. Jev se vyskytuje u pyroelektrických materiálů i u některých feroelektrik.

Konstrukce detektoru připomíná kondenzátor, je tvořen dvěma elektrodami, z nichž je jedna propustná pro IR záření. Mezi elektrodami je umístěn pyroelektrický materiál, ve kterém se při změně teploty naindukuje elektrický náboj. Ten se vybíjí přes měřicí rezistor. Při odečtu je žádoucí zafixovat snímací plochu detektoru nebo měřit časově proměnný zářivý tok. [2]

U těchto detektorů se však vyskytuje parazitní piezoelektrický jev, ke kterému dochází při mechanickém otřesu. Pyroelektrické snímače jsou tedy vhodné pro stacionární aplikace, např. jako detektory pohybu.

3.3 Kvantové detektory

Tento typ detektorů využívá přímou interakci IR záření s materiálem detektoru. Jsou založeny na teorii polovodičů a vnitřním fotoelektrickým jevu. V případě, že je energie dopadajících fotonů větší nebo rovna energii zakázaného pásma, dochází k uvolnění elektronu z valenční do vodivostní vrstvy, tedy na vyšší energetickou hladinu. Po elektronu zůstává ve valenční vrstvě volné místo, díra, s kladným elementárním nábojem. Díky tomuto jevu mají kvantové detektory mnohem vyšší spektrální citlivost než detektory tepelné. I čas odezvy je mnohonásobně kratší, v řádech μs . Velkou nevýhodou tohoto typu detektorů je nutnost chlazení, kvůli většímu odstupu signálu od šumu. Kvality detektorů určuje BLIP (Background Limited Infrared Photodetection) popisující maximální dosažitelný detekční limit určený

náhodnou fluktuací pozadí snímače. Jedná se o fotorezistory a fotodiody pracující ve dvou režimech. [2]

Fotokonduktivní režim:

V tomto režimu se součástka chová jako fotorezistor, s rostoucí intenzitou ozáření detektoru dochází ke zvýšení vodivosti, resp. snížení odporu. Zvyšující se intenzita absorbovaného záření generuje větší počet elektronů a děr podílejících se na vedení proudu. V případě, že použijeme fotodiodu, musí být polarizována v závěrném směru. BLIP pro tento režim je definován vztahem 3.6. [2]

$$D^*_{\lambda} = \frac{\lambda \sqrt{\eta}}{2hc\sqrt{Q}} [W^{-1} \cdot cm \cdot Hz^{\frac{1}{2}}] \quad (3.6)$$

kde η je kvantová účinnost [%], Q je změna radiačního pozadí

Fotovoltaický režim:

Fotodioda citlivá na IR záření se v tomto režimu chová jako zdroj napětí, je polarizována ve směru propustném. Toto napětí je generováno dopadem záření na PN přechod, resp. oblast prostorového náboje (OPN), kde dochází k excitaci nosičů náboje. Elektrony driftují ke katodě, díry k anodě. Se zvyšující se intenzitou ozáření je generováno vyšší napětí. [2]

$$D^*_{\lambda} = \frac{\lambda \sqrt{\eta}}{hc\sqrt{2Q}} [W^{-1} \cdot cm \cdot Hz^{\frac{1}{2}}] \quad (3.7)$$

3.4 Metody pyrometrie

Následující podkapitola se bude věnovat metodám bezkontaktního měření teploty. Primárním parametrem měření je intenzita záření či poměr intenzit. Rozsah měřené signálové radiace primárně závisí na materiálu použitého detektoru, dále pak na spektrálních vlastnostech použitého optického systému a propustnosti atmosféry.

Úhrnná pyrometrie:

Přístroje pracující v úhrnném módu využívají Stefan-Boltzmannova zákona (viz vztah 2.15), teoreticky měří záření v celém rozsahu vlnových délek, tedy v intervalu $\{0, \infty\}$. Pro úhrnné pyrometry lze využít pouze tepelné detektory, kvantové snímače jsou vyloučeny kvůli své spektrální citlivosti na úzký interval vlnových délek. Zářivý tok se zaměřuje pomocí systému čoček nebo zrcadel přímo na snímací plochu. Reálný systém však nemůže snímat teploty v celém rozsahu. Ten je ovlivněn materiálem samotného detektoru, propustností fokusačních čoček, resp. odrazivostí zrcadel, v neposlední řadě také propustností atmosféry. Většina vyráběných úhrnných systémů je kalibrována na emisivitu černého tělesa. Naměřená teplota tedy neodpovídá té reálné, ale teplotě ATČ, které vyzařuje stejnou intenzitou jako měřené těleso. Z toho důvodu je zaveden přepočtení vztah 3.8. [1, 4]

$$T_s = T_0 \sqrt[4]{\frac{1}{\varepsilon \cdot \tau_p}} \quad (3.8)$$

kde T_s je skutečná teplota, τ_p je propustnost prostředí.

Jednopásmová pyrometrie:

Již sám název napovídá, že tato metoda pyrometrie se využívá pro měření teploty v úzkých pásmech vlnových délek. Šířka snímaného pásma se může pohybovat od 10nm po jednotky μm a je opět ovlivněna spektrální citlivostí senzoru, propustností atmosféry a optického systému. Navíc může být pyrometr vybaven sadou filtrů pro snadnější výběr měřeného pásma. Mezi jednopásmové pyrometry se řadí všechny polovodičové detektory, tj. kvantové detektory. Absorbovaná zář se spočte dle vztahu 3.9 jako plocha pod křivkou. [1, 4]

$$L(\lambda_1, \lambda_2, T) = \int_0^\infty \varepsilon_\lambda \psi_\lambda L_{0\lambda} d\lambda \quad (3.9)$$

kde ψ_λ je přístrojová konstanta zahrnující propustnosti atmosféry, optiky i citlivost senzoru.

Teplota měřeného objektu se za předpokladu nastavení emisivity ATČ spočte vztahem 3.10.

$$T_s = \frac{T_0 c_2}{c_2 + \lambda T_0 \ln(\varepsilon_\lambda \tau_p)} \quad (3.10)$$

Dvoupásmová pyrometrie:

Dvoupásmové pyrometry, označované také jako poměrové, vyhodnocují teplotu na základě dvou zářů o dvou různých vlnových délkách. Přístroj je kalibrován na tzv. teplotu spektrálního složení, což je teplota absolutně černého tělesa se stejným poměrem zářů při dvou vlnových délkách jako u měřeného objektu. Dle Planckova zákona (vztah 2.13) je poměr zářů jednoznačný pro každou teplotu [2]. Zjednodušený vztah pro teplotu spektrálního složení T_p [1]:

$$\frac{L_{\lambda 1}}{L_{\lambda 2}} = \frac{\frac{1}{\Omega_0 \pi} c_1 \lambda_1^{-5} e^{-\frac{c_2}{\lambda_1 T_p}}}{\frac{1}{\Omega_0 \pi} c_1 \lambda_2^{-5} e^{-\frac{c_2}{\lambda_2 T_p}}} = \frac{\varepsilon_{\lambda 1} c_1 \lambda_1^{-5} e^{-\frac{c_2}{\lambda_1 T_s}}}{\varepsilon_{\lambda 2} c_1 \lambda_2^{-5} e^{-\frac{c_2}{\lambda_2 T_p}}} \quad (3.11)$$

Z tohoto vztahu se vychází pro výpočet měřené teploty T_s :

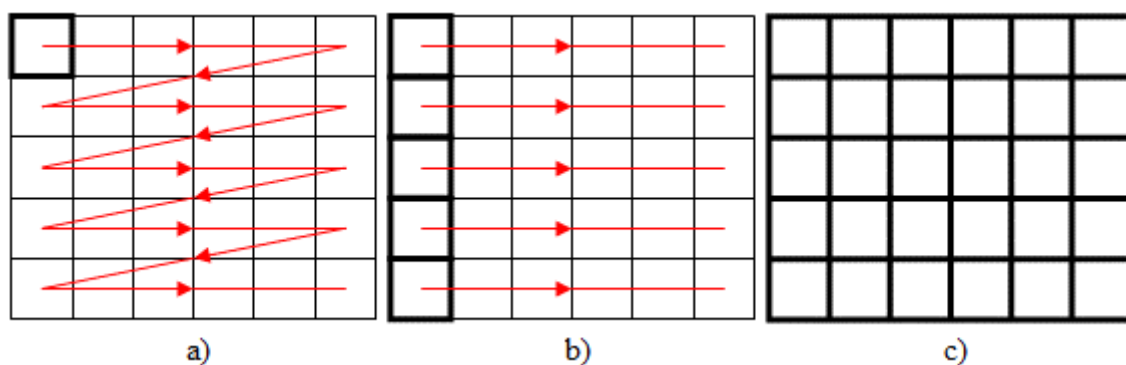
$$\frac{1}{T_s} = \frac{1}{T_p} - \frac{1}{c_2} \frac{\lambda_1 \lambda_2}{\lambda_1 - \lambda_2} \ln \frac{\varepsilon_{\lambda 1}}{\varepsilon_{\lambda 2}} \quad (3.12)$$

Termovizní systémy:

Jedná se o metodu snímání teplotní mapy sledovaného objektu. Zařízení vytváří plošnou (2D) matici tepelných bodů za pomoci rozkladu snímané scény. Rozklad se provádí sériovým či paralelním skenováním, nebo za pomoci mozaiky detektorů.

Sériové skenování využívá pouze jeden detektor, rozklad obrazu je uskutečněn pomocí mechanicky vychylovaných optických hranolů. Tento opticko-mechanický systém přivádí záření na statický detektor, dochází k rozkladu ve dvou osách, x a y. Paralelní skener obsahuje řádkovou matici detektorů, rozklad tedy probíhá pouze v jedné ose, pohyb optické soustavy je méně náročný na mechanické uspořádání. Důležitou součástí těchto zařízení je poziční jednotka, ovládající vychylování hranolů a zápis změřené radiace do správných souřadnic výsledné matice. [3, 7]

Neskenovací systémy využívající plošnou matici (256x256 detektorů [1]), patří mezi nejmodernější zařízení. Rozlišení je pevně dáno počtem snímačů, odpadají zde jakékoli mechanické prvky pro vychylování. Další výhodou oproti skenovacím systémům je lepší poměr signál/šum, tzn. lepší energetické rozlišení, kvůli delší době snímání jednoho bodu scény. Princip snímání všech typů termokamer je na následujícím obrázku. [7]



Obrázek 3.2: Principy snímání teplotních polí: a) sériové skenování, b) paralelní skenování c) neskenovací systém. [7]

4 Lidské tělo a teplota

Tato kapitola bude pojednávat o základních fyziologických poznatcích vztažených k teplotě lidského těla, tvorbě tepla, jeho vedení, ztrátám a termoregulaci. Dále se bude věnovat tělu, jakožto zdroji infračerveného záření, jeho snímání, vytvoření teplotní mapy povrchu kůže a možné diagnostice patologií.

4.1 Fyziologické teplo

Pro správnou funkci biochemických pochodů v buňkách lidského těla je zapotřebí stálé vnitřní teploty. Při její změně by došlo k nežádoucímu nárůstu či poklesu doby trvání chemických reakcí, což by mělo neblahé následky na celý systém lidského organismu. Teplo v lidském těle vzniká jako vedlejší produkt buněčného metabolismu, zpracování živin jako jsou sacharidy, lipidy a proteiny. Ty jsou během metabolismu přeměňovány na molekuly ATP, universální buněčnou energii, která se podílí na veškerých buněčných činnostech, jako je pohyb, růst a rozmnožování. Tento proces však není dokonalý, přeměna živin dosahuje maximálně 50% účinnosti, zbytek energie je přeměněn na teplo a to je dále rozváděno po celém těle.

V lidském těle nejvíce produkují teplo játra, srdce, ledviny, dále pak mozek a v neposlední řadě svalová práce. Poměr jednotlivých složek podílejících se na tvorbě tepla se mění dle aktuální činnosti organismu, např. při sportu může být 90% celkového tepla tvořeno ve svalech. Distribuci tepla do periferií zajišťuje vaskulární systém.

4.2 Termoregulace

Teplota lidského organismu by se měla za normálních okolností pohybovat v rozmezí od 36,6-37 °C. Teplota může kolísat díky vnitřním a vnějším faktorům. K vnitřním patří cirkadiální rytmus (změny teploty během dne, ráno nižší, večer vyšší), menstruační cyklus, nemoc, fyzická zátěž, příjem potravy či stres, vnější faktory pak okolní teplota a vlhkost. Proto je tělo vybaveno termoregulačním systémem, který hlídá teplotu a uplatňuje hned několik mechanismů kompenzace ztrát nebo nadměrné tvorby a příjmu tepla. Teplotu celého organismu kontroluje síť důmyslně rozmístěných termoreceptorů, které jsou rozloženy jak na periferiích (kůže, končetiny), tak v tělesném jádru (dutina břišní, mícha, okolí velkých cév). Centrum vyhodnocení a řízení teploty je v hypotalamu, kde se nachází centrální termoreceptory.

Lidské tělo ztrácí teplo prostřednictvím čtyř dějů, viz tabulka 4.1. Radiací neboli zářením, je odvedeno až 60% tepla. Tento druh energie ve formě elektromagnetického záření v infračervené oblasti je zásadní pro bezkontaktní snímání teploty. Na tepelných ztrátách se nejvíce podílí dýchací ústrojí a kůže.

Tabulka 4.1: Mechanismy ztrát tepla

	Ztráty
Radiace (sálání)	60%
Evaporace (vypařování)	22%
Konvekce (proudění)	15%
Kondukce (vedení)	3%

Snížení teploty:

Při zvýšené tvorbě, či příjmu tepla z okolí se uplatňují následující mechanismy pro snížení tělesné teploty. Tyto procesy řídí přední část hypotalamu.

- vazodilatace cév: dojde k rozšíření cévní stěny, tím se až 6x znásobí průtok krve do periférií. Teplo je ve větší míře předáno do kůže, odkud se pomocí radiace a konvekce odvede z těla
- pocení: při teplotách vyšších než 37 °C dochází k evaporaci potních sekretů spolu s teplem
- zvýšení dýchací frekvence: zde se také uplatňuje princip evaporace, odpařuje se sekret v dýchacích cestách
- nechutenství, zpomalení metabolismu, inhibice termogeneze

Zvýšení teploty:

Při poklesu okolní teploty se do procesu termoregulace zapojuje zadní hypotalamus stimulovaný periferními termoreceptory.

- vazokonstrikce cév: zúžení cév zabrání únikům tepla do kůže, krev se stahuje z periférií do životně důležitých orgánů, tento proces probíhá již při teplotě nižší než 36,8 °C.
- termogeneze: nastupuje svalový třes, zvýšení metabolických procesů generujících teplo, v důsledku toho zvýšená chuť k jídlu, zpracování hnědých tukových zásob, snížení dýchací frekvence

Zvýšená tělesná teplota může být vyvolána také obranným mechanismem, jako odpověď na nežádoucí cizí látky v těle. Horečku vyvolávají pyrogeny působící na hypotalamus, které jsou obsaženy v bakteriálních mikroorganismech přenášející patogeny. Zvýšení teploty napomáhá k zpomalení metabolismu parazitních organismů a k urychlení imunitní odpovědi, zvýšení tvorby protilátek. Příliš vysoká teplota však může být nebezpečná i pro samotný organismus, zde je žádoucí aplikovat léčiva obsahující antipyretika. Zvýšenou tělesnou teplotu lze rozdělit do tří kategorií dle [10], viz tabulka 4.2.

Tabulka 4.2: Kategorie zvýšené tělesné teploty

subfebrilie	37-38°C
febris	38-40°C
hyperpyrexie	>40°C

4.3 Měření teploty

Měření teploty je obecně jeden ze základních parametrů uplatňujících se při stanovování diagnózy. Nejjednodušší a nejstarší detektor teploty jsou termoreceptory na pokožce osoby vyšetřující nemocného, pouhým přiložením dlaně na čelo vyšetřovaného lze rozeznat drobný rozdíl mezi svou a pacientovou teplotou. Tento způsob diagnostiky je však pouze subjektivní, neurčí přesnou hodnotu teploty, pouze její výskyt.

Rozdělení teploměrů:

Objektivní přístroje na měření teploty lze rozdělit na kontaktní a bezkontaktní. Kontaktní lze dále rozdělit na fyzikální a elektronické. Mezi fyzikální se řadí přístroje založené na tepelné roztažnosti pevných (bimetalové), plyných či kapalných (rtuťové, lihové) látek. Tento způsob měření teploty je nejstarší, jeho přesnost je však vysoká. Nevýhodou je však dlouhá doba odezvy na změnu teploty a doba samotného měření pohybující se v řádech jednotek minut. S rozvojem elektroniky a polovodičů jsou fyzikální teploměry nahrazovány digitálními. Ty využívají jako snímač termoelektrické, odporové a polovodičové senzory, signál z nich je poté převeden na elektrickou veličinu a digitálně zpracován. Doba měření je kratší, přesnost je omezena použitou technologií. Nejmodernějším typem přístrojů jsou bezkontaktní teploměry, označované také infrateploměry, radiační teploměry nebo pyrometry.

Snímání teploty:

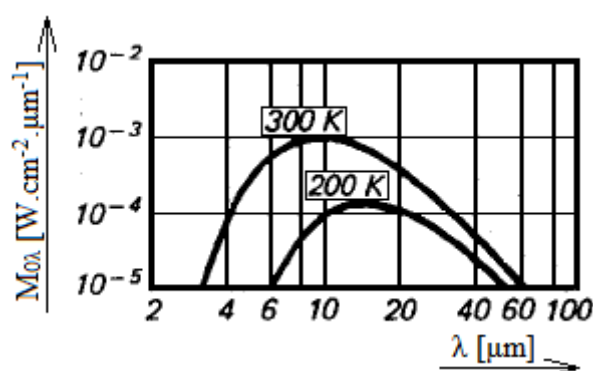
Snímání teploty pomocí dotykových teploměrů se může provádět hned na několika místech lidského těla. Nejpresnější měření se provádí v rektu, teplota se nejvíce přibližuje teplotě tělesného jádra, metoda však přináší jisté nepohodlí pro pacienta. Dále lze teplotu měřit v ústech, tento postup se však střetává s problémem dezinfekce zařízení v případě měření většího počtu pacientů za sebou. Dnes nejběžnější způsob je snímání teploty z podpaždí. Kontaktní měření s sebou však nese nutnost spolupráce pacienta, což může být problém u velmi malých dětí nebo u spících osob.

Tento problém eliminuje snímání bezkontaktní. Bezkontaktně se nejčastěji měří na hlavě, která je během spánku odkrytá. Teploměr se přikládá k dobře prokrvenému ušnímu bubínku, nebo se provede měření tahem přístroje od jednoho spánku k druhému přes čelo, naměřené hodnoty se poté zprůměrují. Hlavní výhodou bezkontaktních teploměrů je jejich rychlost. Nejnovější metodou bezkontaktního měření je stanovení mapy povrchové teploty kůže. Tato metoda bude podrobněji popsána v jedné z následujících kapitol.

4.4 Lidské tělo jako zdroj IR záření

Všechna tělesa s teplotou vyšší než absolutní nula vyzařují infračervené teplotní záření. Lidské tělo není výjimkou. Teplota tělesného jádra se udržuje kolem hodnoty 37 °C, to je však teplota vnitřní, kterou pomocí bezkontaktního měření, nebo narušení integrity těla, nelze zaznamenat. Pomocí radiačního pyrometru lze změřit pouze teplotu povrchovou, vyzářenou

do okolí těla kůží. Za nepatologických stavů jsou hodnoty povrchové teploty o něco nižší, na periferiích mohou dosáhnout až 26 °C, při patologii mohou vzrůst k teplotám přes 40 °C. Můžeme tedy stanovit rozsah teplot vyzařovaný povrchem těla na interval 22-42 °C [9], v termodynamické stupnici se budou pohybovat kolem hodnoty 300 K. Z grafu spektrální emisivity ATČ můžeme odečíst přibližnou hodnotu vlnové délky maxima vyzařování pro teplotu 300 K pohybující se kolem 9 μm, interval vlnových délek vyzařovaných lidským tělem se pohybuje v rozmezí 5-15 μm [9], viz obrázek 4.1. Stanovení vlnové délky je založeno na faktu, že má lidské tělo emisivitu téměř rovnu jedné, nemusí se tedy provádět korekce. V medicínských aplikacích je lidské tělo možno považovat za černý zdroj záření [7].



Obrázek 4.1: Spektrální hustota intenzity vyzařování pro ATČ, detail [1]

4.5 Teplotní mapování

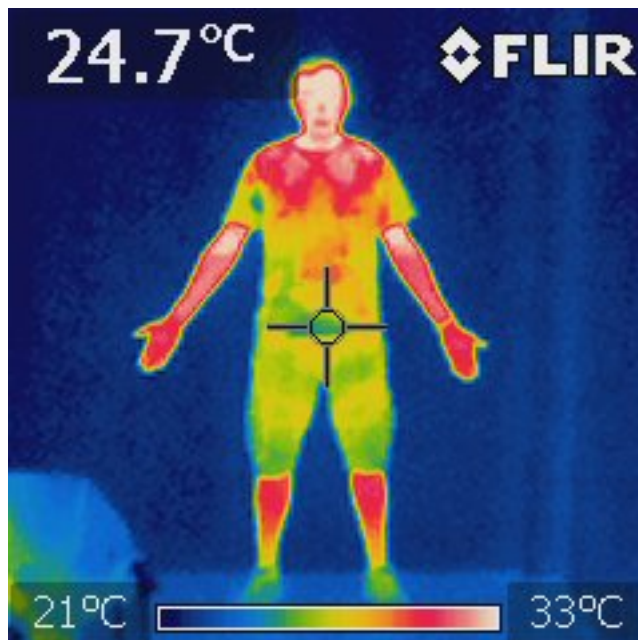
Tato metoda využívající IR záření je založena na principech termovizního snímání teploty popsaných v podkapitole 3.4. Zařízení sestojí dvourozměrný obraz rozložení bodové teploty na povrchu kůže, tzv. termogram. Výpočetní algoritmus přiřadí každé hodnotě teploty určitou barvu ze spektra od modré po červenou. Zvolené barvy nemají nic společného s chováním teplotního záření, jsou navrženy s ohledem na lidské vnímání teploty barev, modrá značí nízké, červená naopak vysoké teploty.

Teplotní mapování je pasivní proces zobrazování, primárním parametrem je záření vycházející přímo z lidského organismu. Díky tomu odpadá interakce buněk těla s jakýmkoliv škodlivým zářením, jako je tomu například u rentgenových zobrazovacích systémů. Metoda má velký potenciál, který stále čeká na širší uplatnění v klinické praxi, zatím se využívá pouze jako doplněk k běžným diagnostickým vyšetřením. Výzkum v této oblasti stále pokračuje [3, 7].

Možnosti diagnostiky:

Pomocí stanovení teplotní mapy lze diagnostikovat sledovat následující patologie:

- Nádorové bujení: nádorové buňky potřebují velké množství živin pro své nekontrolovatelné dělení, v místě tumoru se vytvoří velká síť krevních kapilár, které ho zásobují. S větším prokrvením přichází i zvýšení místní teploty, tedy i vyzařování IR záření. V místě maligního nádoru může dojít k zvýšení teploty až do 3 °C, benigní tumor zvýší teplotu o 1 °C oproti svému okolí.
- Sledování změn prokrvení: změny prokrvení způsobené onemocněním cévní stěny či farmaceutickým účinkem se projeví poklesem teploty, nejčastěji se pozoruje defekt prokrvení končetin, např. u diabetiků.
- Sledování posttraumatických účinků: sleduje se nástup hojení tkání po chirurgickém zákroku.
- Zánětlivá onemocnění: odpověď těla na infekční onemocnění zvýšením teploty.
- Hormonální či nervové změny v organismu [3, 7].



Obrázek 4.2: Ukázka teplotní mapy lidského těla

5 Systémový návrh teploměru

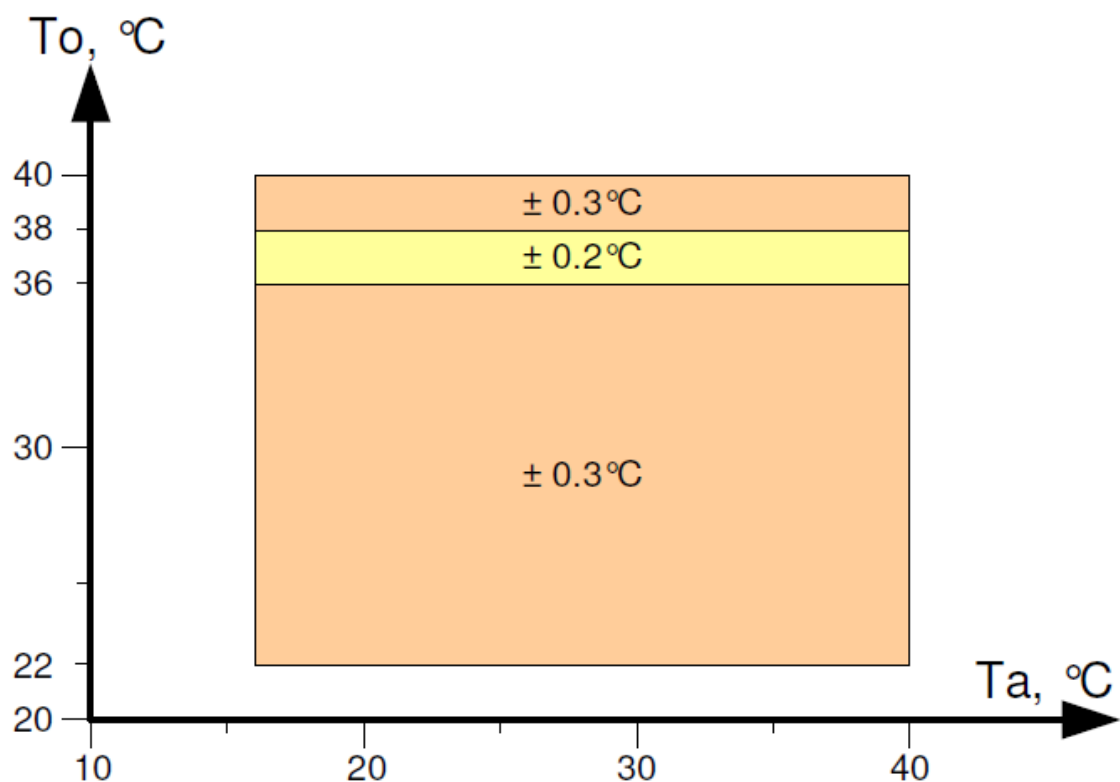
V následující kapitole se budeme věnovat systémovému návrhu bezkontaktního teploměru pro snímání lidské teploty. Popíšeme si základní filozofii fungování obvodu, jeho jednotlivé části a blokové schéma přístroje. Kvůli zpracování nasnímaných dat a tvorbě teplotní mapy musí celý systém komunikovat s osobním počítačem, jako rozhraní byl zvolen sériový port RS232.

5.1 Detektor MLX 90614

Nejdůležitější součástí teploměru je bezesporu samotný snímač teploty. Základním požadavkem byla dostatečná přesnost z důvodu snímání teploty lidského těla, kde každá desetina hraje roli v rozpoznávání patologických stavů. Z tohoto důvodu byl zvolen detektor z rodiny MLX 90614 od belgické firmy Melexis, konkrétně verze s celým označením MLX 90614 ESF DAA 000 TU, určený přímo pro medicínské aplikace a měření lidské teploty. Součástka se skládá ze dvou částí, samotného detektoru a obvodů pro zpracování.

Detektor nesoucí označení MLX81101 pracuje na základě Seebeckova termoelektrického jevu, jedná se tedy o termočlávkovou baterii zhotovenou polovodičovou technologií. Z toho plyne, že senzor pracuje v úhrnném režimu. Obvod pro zpracování analogového signálu přichozícího z detektoru je označen jako ASSP MLX90302, obsahuje zesilovač s nízkou úrovní šumu, 17 bitový AD převodník a signálový procesorem s dvojicí pamětí EEPROM a RAM. Obvod je navržen s ohledem na požadovanou přesnost přímo pro zpracování výstupu IR čidla. Důležitou součástí je i termistor pro snímání okolní teploty, kterou je zapotřebí znát pro korekci snímacích charakteristik. Celý systém je vybaven dvojicí výstupů, sběrnici SMBus a PWM (pulsně šířková modulace).

Senzor pracuje v rozsahu teplot měřeného objektu -70 až 380 °C, provozní teplota se pohybuje od - 40 do 125 °C, s rozlišovací schopností na dvě desetinná místa. Označení D v kódu součástky označuje detektor vhodný pro medicínské aplikace s přesností $\pm 0,2$ °C v rozsahu lidské teploty při pokojové teplot, viz obrázek 5.1. Přesnost v jiném rozsahu teplot pro tento projekt není podstatná.



Obrázek 5.1: Graf přesnosti senzoru MLX 90614 Dxx. [13]

Poznámka: T_o je teplota měřeného objektu, T_a okolní teplota

Zorné pole součástky je 90° , pro naši aplikaci není potřebné tento parametr řešit, ke snímání bude docházet z bezprostřední blízkosti lidské kůže. Celý systém je uložen ve standardním pouzdře TO-39, komunikace a napájení (3,3 V) je zprostředkováno přes čtveřici pinů. Důležité vlastnosti senzoru jsou obsaženy v tabulce 5.1, podrobnější informace viz katalogový list součástky. [13]

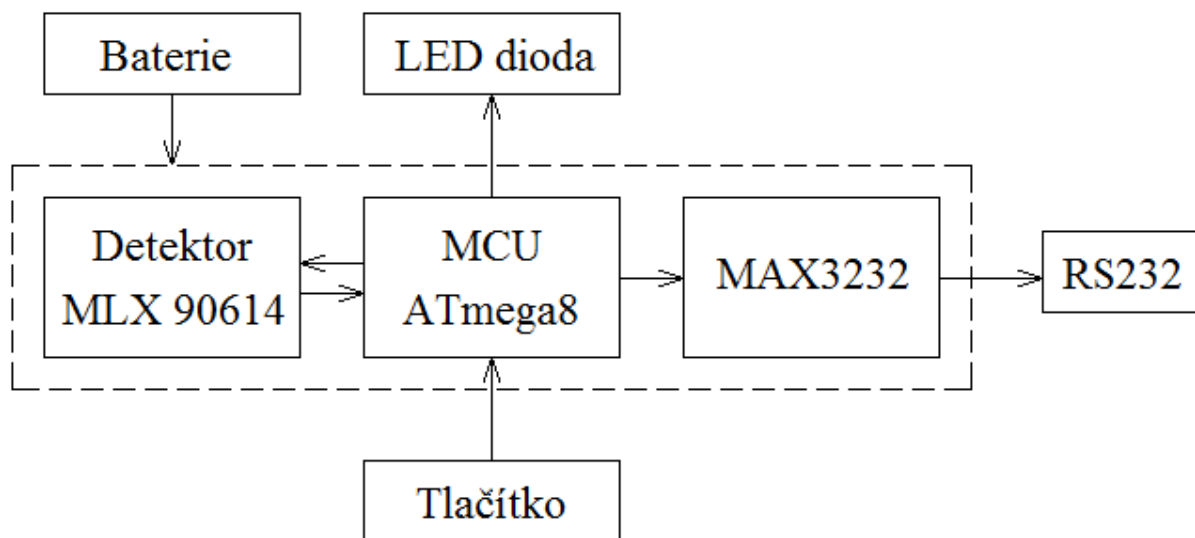
Tabulka 5.1: Důležité vlastnosti IR senzoru MLX 90614 ESF DAA 000 TU [13]

Parametr	Hodnota	Jednotky	Poznámka
Rozsah vlnových délek	5,5 až 14	μm	
Teplota měřeného objektu	-70 až 380	$^\circ\text{C}$	
Provozní teplota	-40 až 125	$^\circ\text{C}$	
Rozlišovací schopnost	0,02	$^\circ\text{C}$	
Přesnost	$\pm 0,2$	$^\circ\text{C}$	viz Obr. 5.1
Napájecí napětí	2,6 až 3,6	V	
Proudový odběr	1,3 až 2	mA	
Výstupy	SMBus/ PWM	-	
Paměti	EEPROM/ RAM	-	

5.2 Blokové schéma teploměru

Čtení teploty měřeného objektu z čidla bude zajišťovat mikroprocesor ATmega8L přes digitální rozhraní SMBus, dále v něm proběhne přepoččet dat z kelvinů na °C. Výstup procesoru bude připojen k integrovanému obvodu MAX3232, který zajišťuje převod napěťových úrovní z TTL logiky na rozhraní RS232.

Systém bude vybaven tlačítkem pro zahájení komunikace senzoru s procesorem a počítačem a indikační LED diodou. Napájení bude zprostředkováno bateriovým zdrojem.



Obrázek 5.2: Blokové schéma IR teploměru

5.3 Mikroprocesor ATmega8L

ATmega8 je jedním z nejpoužívanějších jednočipových mikroprocesorů vyráběných americkou firmou Atmel. Pro naši aplikaci postačí nižší řada s označením L. Jedná se 8 bitový mikrokontrolér s nízkým odběrem (2,7-5,5 V), který pojme až 130 instrukcí. Je vybaven 8 kbytovou vnitřní přepisovatelnou pamětí typu flash, dále pak pamětí EEPROM a SRAM. V obvodu je obsažen osmi kanálový AD převodník, pracující na frekvenci 0-8 MHz. Mikroprocesor je vybaven trojicí portů, využívaných jako AD převodníky, k sériové komunikaci, atd. Popisu připojených pinů a komunikaci procesoru s okolím se budeme věnovat v následující kapitole. [14]

5.4 Převodník MAX232

Tento integrovaný obvod vyráběný americkou firmou Maxim integrated slouží jako převodník mezi napěťovými úrovněmi TTL (v našem případě 3,3 V logika) a sériovým rozhraním RS232. Jeho bezesporu největší výhodou oproti jiným převodníkům je absence 15 V zdroje napětí. Obvod je napájen pouze 3,3 V, napětí v rozsahu -15 až 15 V zajišťují externí kondenzátory pracující jako nábojové pumpy. [15]

6 Obvodové řešení teploměru

Tato kapitola se bude věnovat realizaci IR teploměru, popisu programu pro mikroprocesor a komunikaci s PC. Popíšeme si způsob napájení obvodu, schéma zapojení, návrh desky plošného spoje a seznam součástek.

6.1 Bateriový zdroj

Energetická rozvaha

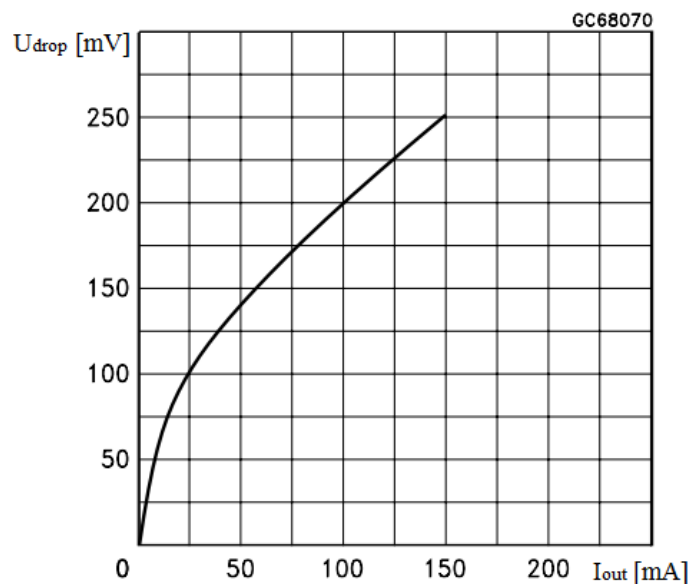
Návrh zdroje napájení pro celý systém vychází z požadavku teplotního čidla MLX90614DAA, které vyžaduje na svých vstupních svorkách napětí 2,6 – 3,6 V. Ostatní součástky obvodu jsou vybrány s ohledem na tento fakt. Napájení z baterie bude nesymetrické +3,3 V a GND. Proudové odběry všech použitých součástek jsou shrnuty v tabulce 6.1.

Tabulka 6.1: Energetické nároky jednotlivých součástek

Součástka	Napájecí napětí [V]	Proudový odběr [mA]	Poznámka
MLX90614DAA	2,6 - 3,6	2	
ATmega8L	2,7 - 5,5	3,6	f=4 MHz, U=3V
MAX3232	3 - 5,5	1	
LED	3,3	20	
LE33CZ	3,5 - 18	3	
	Celkem	29,6	

Stabilizátor LE33CZ

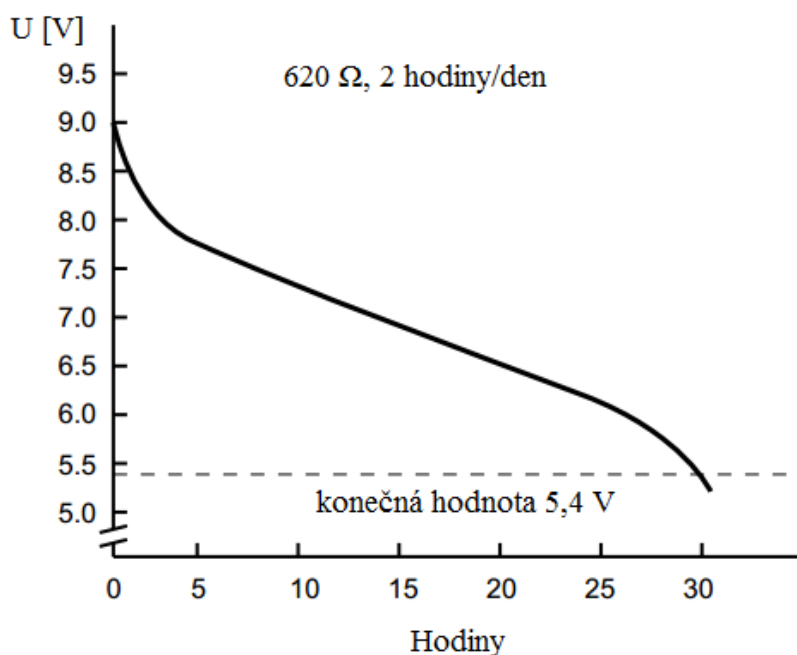
Jedná se o napěťový stabilizátor s velmi nízkým odpadním „dropout“ napětím, které je rovno 0,2 V při odběru 100mA. Je tedy zapotřebí pro správnou činnost udržovat na vstupních svorkách minimálně napětí 3,5 V. Tabulka 6.1 poskytuje informaci o celkovém proudovém odběru obvodu, který činí 29,6 mA. Na obrázku 6.1 je zobrazena závislost odpadního napětí na velikosti odebíraného proudu, v našem případě je rovno zhruba 110 mV. Součástka je uložena v pouzdře TO-92 a pracovní teplota se pohybuje v rozsahu -40 až 125 °C. [16]



Obrázek 6.1: Závislost odpadního napětí na velikosti odebíraného proudu [16]

Baterie

Maximální hodnota napájení pro stabilizátor LE33CZ je 18V, minimální se pohybuje okolo 3,5 V při odběru 100 mA. Pro správnou funkci je tedy žádoucí udržovat na vstupních svorkách stabilizátoru alespoň minimální napětí. S hledem na tento fakt byl jako zdroj energie zvolen elektrochemický ZnC článek od firmy GP, s počáteční hodnotou napětí 9 V. Dalším důležitým parametrem je konečná hodnota napětí a vybíjecí charakteristika, viz obrázek 6.2. Hodnota konečného napětí je stanovena výrobcem na 5,4 V, což umožňuje v naší aplikaci plně využít celou její kapacitu. Jako kontrola stavu baterie bude sloužit indikační LED dioda připojena k mikroprocesoru ATmega8L, viz dále. [17]



Obrázek 6.2: Vybíjecí charakteristika baterie [17]

6.2 IR teploměr

Nyní, když máme navržen zdroj napájení, se můžeme pustit do samotného měřicího zařízení.

Detektor MLX9061490614 ESF DAA 000 TU

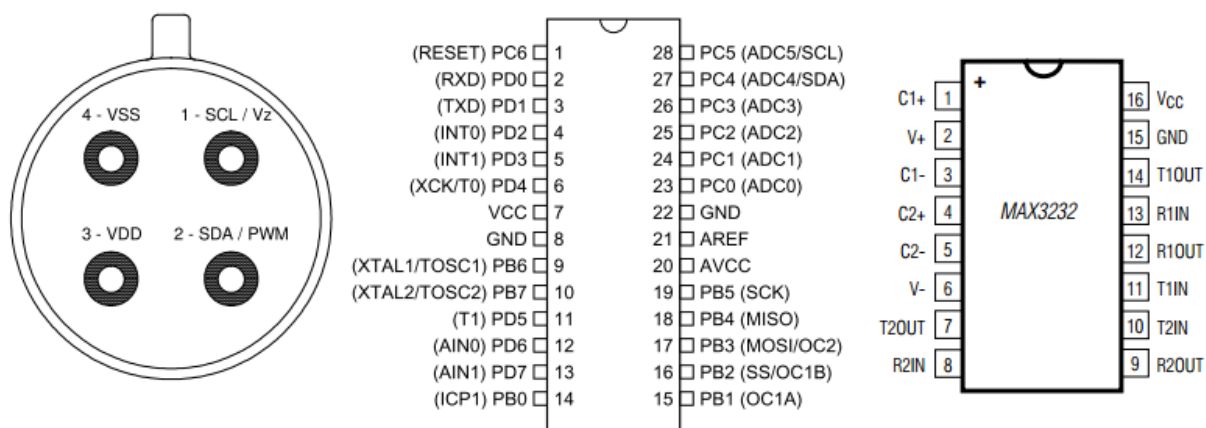
Jak bylo řečeno v předchozí kapitole, nejdůležitější součástí celého teploměru je bezesporu detektor infračerveného záření. Pro komunikaci s okolím využívá dvojici výstupů, pulsně šířkovou modulaci (PWM), nebo sběrnici SMBus. Pro tuto aplikaci byl vybrán druhý způsob, který je již továrně nastaven jako primární komunikační kanál čidla. Na svém výstupu tedy součástka MLX90614 bude poskytovat plně digitální hodnotu teploty měřeného objektu v kelvinech. Pro napájení a komunikaci součástky s okolím se využívá čtveřice pinů, viz obrázek 6.3. Důležité je připojení tzv. pull-up rezistorů mezi napájení a piny SDA, SCL, které zabraňují vzniku neurčitých stavů (zakázané pásmo mezi logickou 0 a 1).

Mikroprocesor ATmega8L

Inicializaci, příjem a zpracování dat bude zprostředkovávat mikroprocesor (dále jen MCU) ATmega8L podporující tento druh komunikačního protokolu před dvojicí pinů SDA, SCL. Vodič SCL slouží jako generátor hodinového signálu pro čidlo, po vodiči SDA probíhá obousměrný přenos dat. V MCU dále probíhá přepočítání měřené teploty z kelvinů na °C, poté je odeslána přes své sériové rozhraní, konkrétně piny RXD, TXD, k dalšímu zpracování v integrovaném obvodu MAX3232. K zahájení komunikace MCU s čidlem a následné odeslání dat po sériové lince slouží tlačítko T2, LED dioda LED1 indikuje stav baterie a úspěšné přenesení dat. Obě tyto součástky jsou připojeny na vstupně výstupní porty procesoru, viz schéma zapojení na obrázku 6.4.

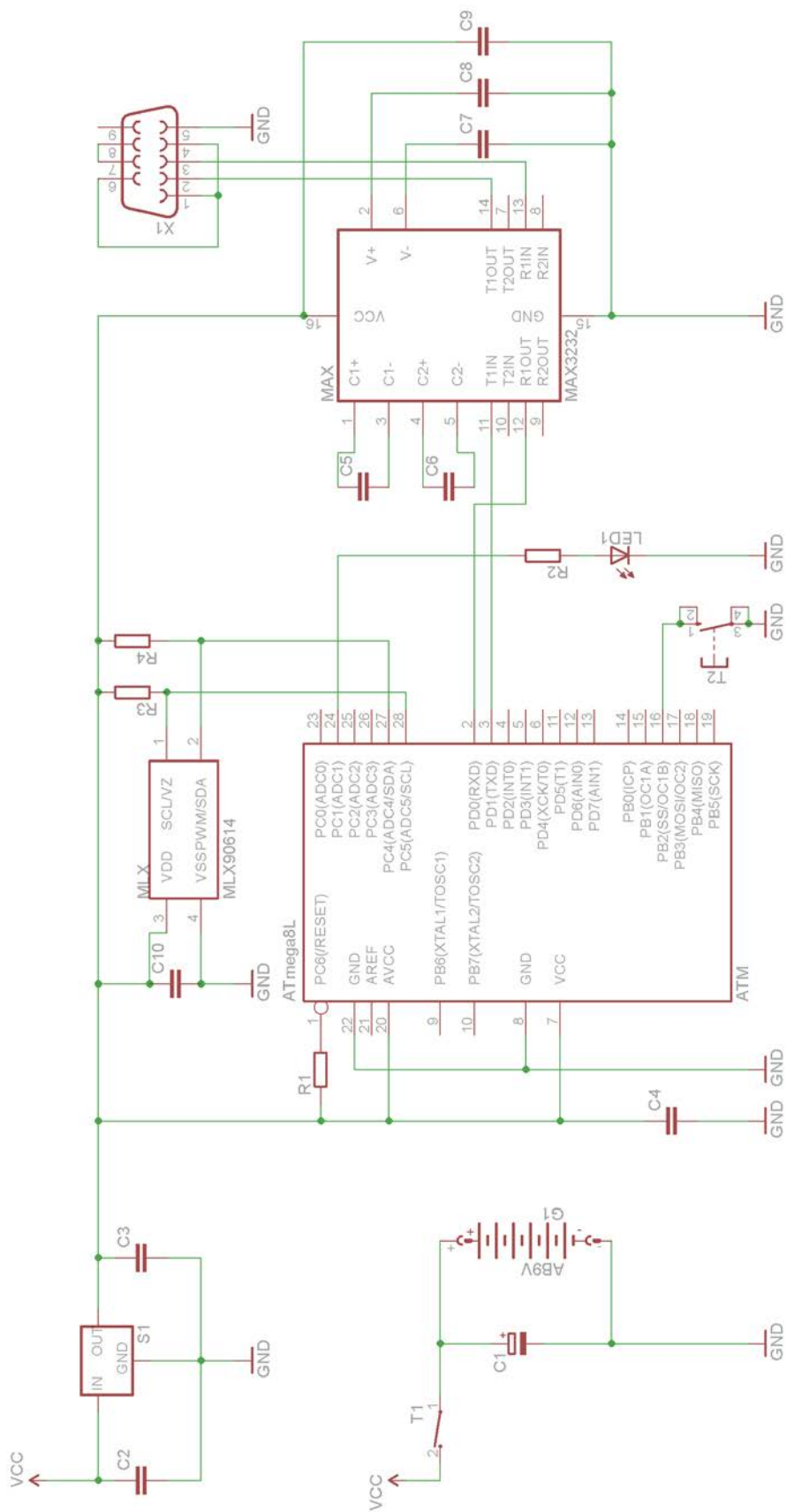
MAX3232

Obvod MAX3232 slouží k převodu napěťových logických úrovní TTL logiky, které poskytuje MCU na logické úrovně využívané sériovým rozhraním RS232. Pro konverzi signálu byl použit první z dvojice převodníků, konkrétně piny T1IN, R1OUT. Takto upravená data jsou poslána přes piny T1OUT a R1IN na sériový konektor DP9 Canon, odkud data poputují do osobního počítače. Důležité je prohození datových drah u konektoru, mikroprocesor ATmega8L je vysílač (vysílá data přes pin TXD) ale počítač je přijímač (přijímá data přes pin RXD), tyto piny tedy musí být spojeny. Obvodně tomu je u druhé dvojice vodičů. Rozložení pinů všech integrovaných obvodů a čidla MLX90614 viz obrázek 6.3.



Obrázek 6.3: Rozložení pinů integrovaných obvodů, z leva: MLX90614, ATmega8L, MAX3232 [13, 14, 15]

Schéma zapojení



Obrázek 6.4: Schéma zapojení IR teploměru s bateriovým napájením.

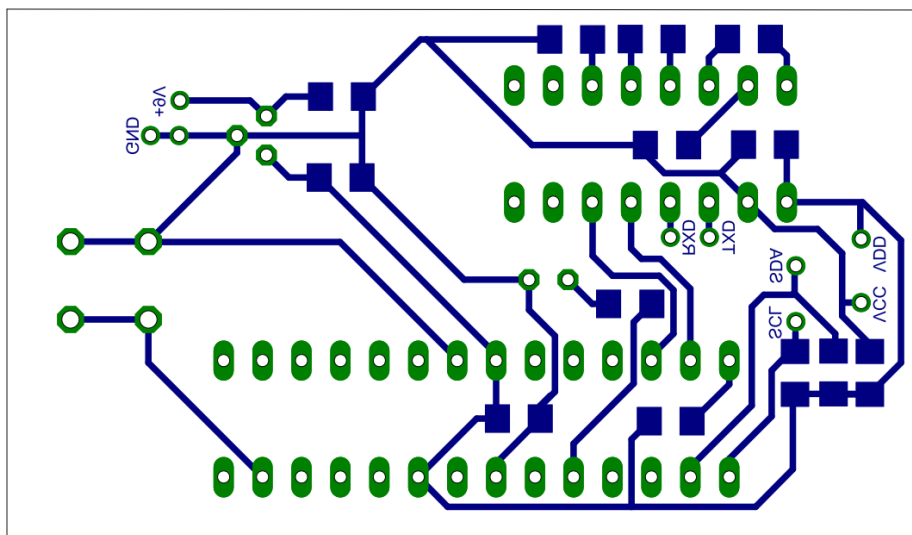
Celý obvod je tedy napájen 9 V z baterie G1, elektrolytický kondenzátor C1 o velikosti 100 μ F vyrovnává energetický náraz při sepnutí tlačítka T1. Kondenzátory na vstupu a výstupu stabilizátoru S1 jsou doporučeny výrobcem. Přes rezistor R1 je připojen pin RESET k napájení, čímž se zabrání spuštění resetovací funkce mikroprocesoru. R2 slouží k omezení proudu LED diodou, R3 a R4 jsou pull-up rezistory zabráňující vzniku neurčitých stavů. Kondenzátory C4, C9 a C10 slouží jako ochrana integrovaných obvodů proti energetickým výbojům, C5-C8 jsou doporučeny výrobcem obvodu MAX3232. Tlačítko T2 zahajuje přenos dat, LED dioda indikuje stav baterie a datový přenos. Hodnoty všech použitých součástek jsou shrnuty v tabulce 6.3.

Tabulka 6.3: Seznam všech použitých součástek

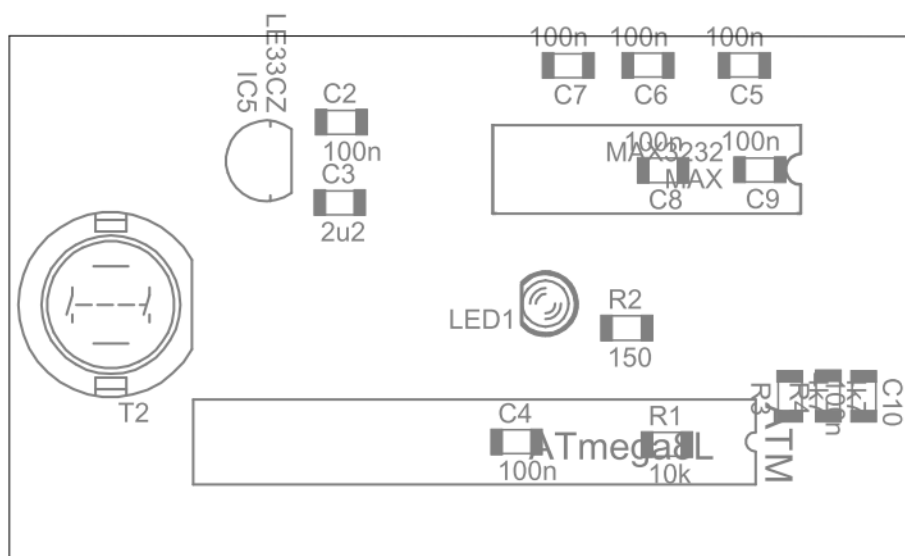
Označení	Název	Hodnota	Přesnost
R1	R1206	10 k Ω /0,25 W	1%
R2	R1206	150 Ω /0,25 W	1%
R3, R4	R1206	4,7 k Ω /0,25 W	1%
C1	CE 100 μ /25V	100 μ F/25 V	20%
C2, C4-C10	CKS1206	0,1 μ F/16 V	20%
C3	CKS1206	2,2 μ F/16 V	20%
T1	P-B140A-NEW	125 V/0,5 A	-
T2	P-DT6WS	35 V/0,01 A	-
G1	GP1604G	9 V	-
-	Napájecí konektor DCI 006-PI	9V	-
S1	LE33CZ	3,3 V/100 mA	2%
MLX	MLX9061490614 ESF DAA 000 TU	3,3 V/1,3 mA	-
ATM	ATmega8L	3,3 V/3,6 mA	-
MAX	MAX3232CPE	3,3 V/1 mA	-
LED1	3MM PURE GREEN/30°	3,3 V/20 mA	-
X1	XINYA CAN 9 Z G	-	-

Návrh desky plošného spoje

Pro tvorbu desky plošného spoje byl použit software Eagle, verze 6.3.0. Rezistory a kondenzátory použité pro konstrukci teploměru jsou ve formě SMD, všechny ostatní součástky (integrované obvody, stabilizátor, tlačítko a LED dioda) mají drátové vývody. Na tento fakt se musel brát zřetel při návrhu desky plošného spoje, kdy jsou součástky SMD umístěny na spodní straně spolu s vodivými cestami, zbytek osazení je na straně horní. Na obrázku 6.5 jsou patrné vývody pro napájení systému, komunikaci procesoru po sériové lince (popisek RXD, TXD) a vývody pro čidlo MLX90614. Tyto součástky spolu s tlačítkem T1, sériovým konektorem, baterií a kondenzátorem C1 jsou umístěny mimo desku z konstrukčních důvodů. Obrázek 6.6 ukazuje rozložení jednotlivých součástek.



Obrázek 6.5: Návrh desky plošného spoje pro IR teploměr 2:1 (1:1=60x35 mm)

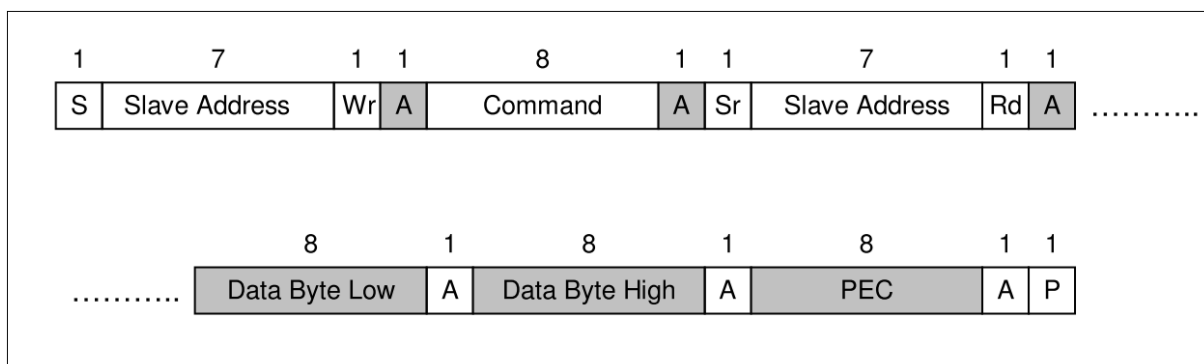


Obrázek 6.6: Osazení součástek na desce plošného spoje 2:1 (1:1=60x35 mm)

6.3 Program pro mikroprocesor

Komunikace prostřednictvím SMBus

Pro přenos naměřené teploty sledovaného objektu z čidla MLX90614 byla zvolena sběrnice SMBus, továrně nastavena jako primární komunikační rozhraní. Jedná se o jednoduchou dvou vodičovou sběrnici odvozenou od známější počítačové sběrnice I²C firmy Philips. Umožňuje komunikaci mezi hlavním zařízením typu master (pán) s až 255 periferiemi typu slave (otrok) prostřednictvím datového vodiče SDA a vodiče pro hodinový signál SCL. Zařízení master se stará o inicializaci přenosu dat a generování hodinového signálu. V případě IR čidla komunikační protokol probíhá v rozsahu frekvencí od 10 do 100 kHz a pro jednoduchost umožňuje pouze dva typy příkazů čtení (read) a zápis (write). Teplota sledovaného objektu je k dispozici v paměti RAM, konkrétně na adrese 0x07. [12, 13]



Obrázek 6.7: Čtení dat z čidla prostřednictvím sběrnice SMBus [12]

Legenda k obrázku 6.7:

S – start bit (0)

Sr – opakovaný start bit (0)

P – stop bit (1)

Wr – zápis (1)

Rd – čtení (0)

A – potvrzovací bit, v pořádku ACK (0), chyba NACK (1)

Bílé pole – pán otrokovi (MCU → čidlo)

Šedé pole – otrok pánovi (čidlo → MCU)

Slave adress – adresa čidla

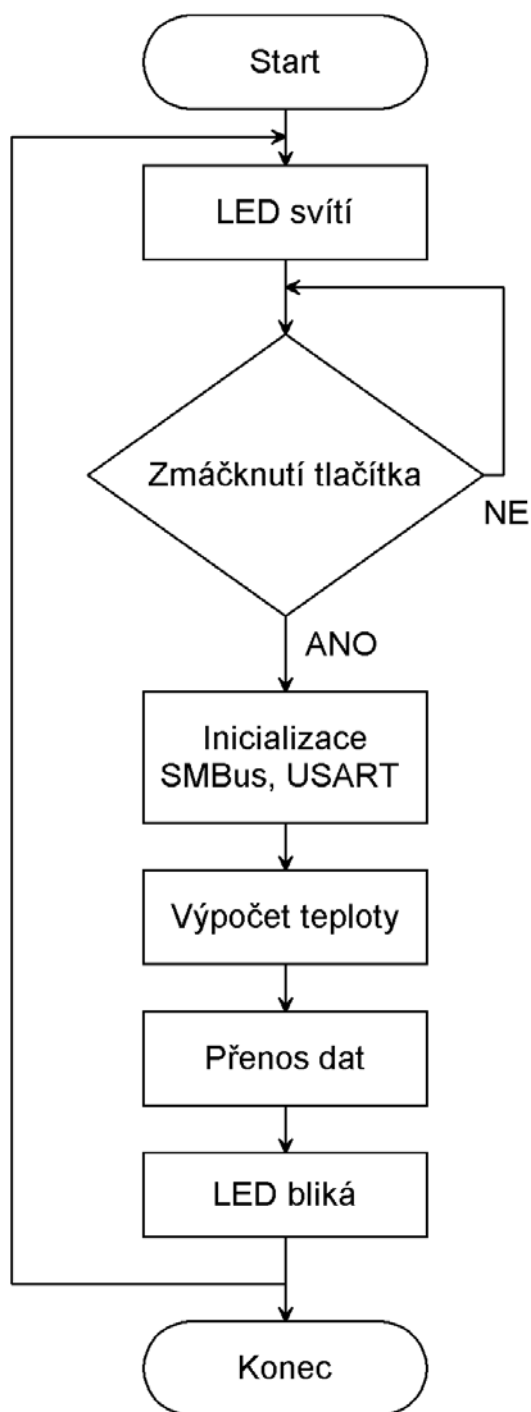
Command – příkaz

Data Byte Low/High – dolní a horní datový bajt

PEC – balíček chyb

Na obrázku 6.7 vidíme postup při čtení dat z čidla, master (v našem případě ATmega8L) nejdříve odešle zahajovací start bit (logická 0), poté adresuje čidlo. Následně adresované zařízení odešle potvrzovací znak ACK (0). V případě, že ke sběrnici není připojeno zařízení s touto adresou, obdrží master znak NACK (data zůstávají na logické 1) a celý proces adresování se opakuje. V případě znaku ACK pokračuje komunikace zopakováním start bitu. Následně master odešle adresu registru a bit pro čtení (1), slave odešle nejdříve spodní a poté horní datový bajt a na závěr balíček chybových hlášek PEC. Jednotlivé bajty jsou proloženy potvrzovacím bitem (ACK/NACK), aby čidlo vědělo, zda má pokračovat v komunikaci. Pro ukončení komunikačního protokolu odešle master stop bit.

Vývojový diagram



Obrázek 6.8: Vývojový diagram programu

Vývojový diagram na obrázku 6.8 popisuje zjednodušený princip fungování hlavní části programu. Po spuštění se rozsvítí indikační LED dioda, tím se ověří přítomnost napájecího napětí. V nekonečném cyklu se program stále táže, zda je sepnuté tlačítko T2. Pokud ano, provede inicializaci obou komunikačních rozhraní, přijme data z čidla, provede přepočet na °C a odešle naměřenou teplotu po sériové lince do počítače. Jako indikace úspěšného přenosu dat zabliká LED dioda. Po uvolnění tlačítka se LED dioda opět rozsvítí, může následovat další měření.

Zdrojový kód

Pro naprogramování mikroprocesoru ATmega8L byl použit software AVR Studio 6.0 od firmy Atmel využívající jazyk C. Kromě standardních knihoven, kterými je vývojový program vybaven, byla použita knihovna *i2cmaster1.h* dostupná z internetových stránek, viz [18]. Autor Peter Fleury tuto knihovnu poskytuje jako open source, tedy volně šiřitelný program s možností vlastní úpravy, výsledný produkt však nemůže být komerčně využit.

Program je plně funkční, po kompilaci nehlásí žádné chyby ani varování. Byl otestován i na reálném zařízení, to se chová přesně dle výše popsanych algoritmů. Za zmínku také stojí vedlejší funkce *i2crefresh* sloužící k přepsání registru obsahujícím snímanou teplotu. Postupuje přesně podle algoritmu pro čtení dat po sběrnici I²C, ze dvou přečtených bajtů vytvoří jednu proměnnou typu double (2x8 bitů). Nyní máme v registru uloženou teplotu měřeného objektu v kelvinech. Po přepočtu na °C (viz vztah 2.1) se provede vynásobení 100, čímž se odstraní desetinná čárka. Přenos dat je tak jednodušší, na tento fakt se však musí pamatovat při zpětné rekonstrukci dat v počítači. Nyní si ukážeme pouze hlavní nejdůležitější část programu, celý zdrojový kód je k dispozici na příloženém CD.

```
int main(void)
{
    DDRC = (1<<PC1);           // zapnutí portu C jako výstupní
    PORTC |= (1<<PC1);          // na pinu C1 bude 1 (LED dioda svítí)
    PORTB = (1<<PB2);           // zapnutí pull-up rezistoru
    for(;;)                     // nekonečná smyčka
    {
        if((PINB & (1<<PB2)) == 0)
        {
            PINC = (1<<4)|(1<<5); // otevření pinů C4,5 pro komunikaci po I2C sběrnici
            i2c_init();           // inicializace I2C
            i2c_refresh();        // aktualizace dat z čidla
            USART_Init(51);       // inicializace USART
            _delay_ms(2250);       // zpoždění 2250 ms, potřebné pro naběhnutí čidla
            USART_Transmit(0xFF); // označení pro sériový přenos
            USART_Transmit(celsius&0xFF); // vyslání dat z proměnné celsius (dolní bity)
            USART_Transmit((celsius>>8)&0xFF); // horní bity
            while((PINB & (1<<PB2)) == 0) // dokud je tlačítko T1 stisknuté...
            {
                blink();          // ...LED dioda bliká
            }
            PORTC |= (1<<PC1);     // po uvolnění tlačítka se LED rozsvítí
        }
    }
}
```

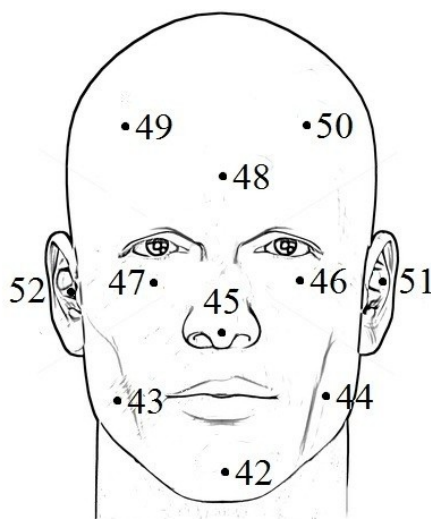
7 Snímání a vyhodnocení teplotní mapy

Komerčně vyráběné přístroje pro snímání teplotní mapy povrchu lidské kůže využívají rozklad obrazu či matici detektorů, čas měření trvá několik málo vteřin. Úkolem této práce je navrhnout, popsat a zrealizovat postup při snímání teplotní mapy za pomoci jednokanálového měřicího přístroje. Snímání tímto způsobem bude časově náročnější, výhodou však může být výrazně nižší pořizovací cena celého zařízení. V následující kapitole si popíšeme podmínky a postup při snímání, program pro sestavení samotné teplotní mapy a zhodnotíme přesnost této metody.

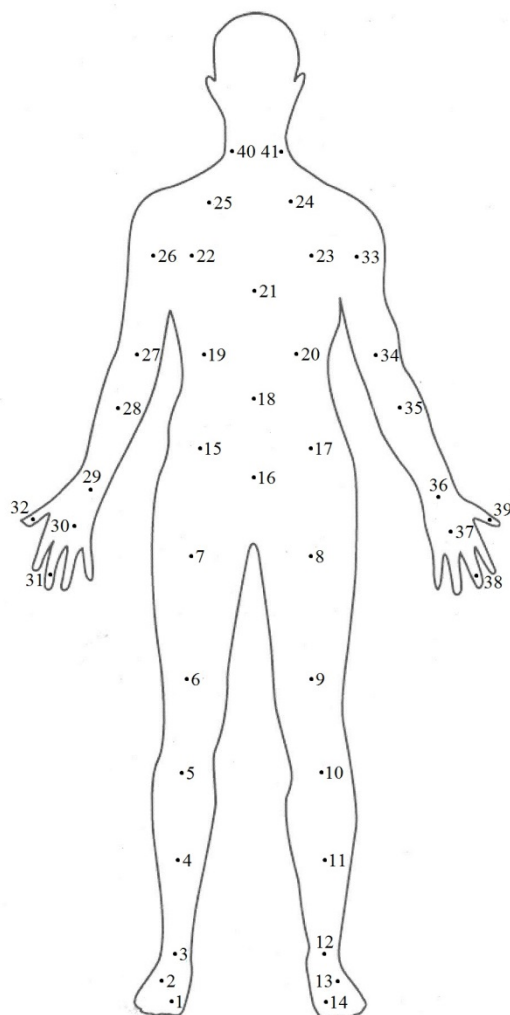
7.1 Podmínky a postup snímání

Základní myšlenka teplotního mapování za pomoci jednokanálového měřicího zařízení spočívá v nasnímání teplot z několika desítek bodů rovnoměrně rozložených na povrchu lidského těla. Teplotní mapa je poté rekonstruována v počítači interpolací jednotlivých bodů.

Snímání teplotní mapy tímto způsobem je velmi náchylné na zanesení chyby při nedodržení předem stanoveného postupu a podmínek. V místnosti pro snímání musí být udržována stálá teplota a vlhkost. Podmínky by měly u vyšetřované osoby navodit stav tepelné pohody. Pacient, oděný pouze ve spodním prádle, by se před samotným vyšetřením měl v této místnosti aklimatizovat po dobu nejméně 15 minut a uvést se do duševního a tělesného klidu. Samotné vyšetření probíhá ve stoje, vyškolený pracovník snímá body dle přiloženého schématu (viz obrázek 7.1, 7.2), začíná u bodu 1 na palci pravé nohy, končí bodem 52 na pravém uchu. Posloupnost jednotlivých bodů je pro sestavení teplotní mapy zásadní, jejich záměna je nepřipustná, mohla by vést k falešně pozitivním nálezům. Důležité je také dodržovat stejnou vzdálenost od pokožky (2cm) a držet senzor teploměru kolmo ke snímanému povrchu.



Obrázek 7.1: Rozložení snímaných bodů na obličeji pacienta



Obrázek 7.2: Rozložení snímaných bodů na těle pacienta

7.2 Program pro sestavení teplotní mapy

Pro sestavení teplotní mapy byl použit program Matlab verze R2011b. První z dvojice programů, *seriova_linka.m* se stará o zpracování a zobrazení příchozích dat z mikroprocesoru prostřednictvím sériového portu. Mikroprocesor odesílá trojici bajtů, první bajt je kontrolní, obsahuje samé nuly, poté následují dva datové bajty. Při zpětné rekonstrukci se musí dbát na posloupnost dat dle komunikačního protokolu sériové linky, kdy je nejdříve poslána dolní a poté horní polovina 16 bitové hodnoty teploty. Matlab tyto data obdrží v desítkové soustavě, jsou však oddělena, netvoří jedno číslo. Je tedy nutné tyto data převést zpět do hexadecimální formy, správně je poskládat, spojit v jedno a poté opět převést. Zbývá pouze vydělení stem, což nám dá desetinnou čárku, a máme hodnotu naměřené teploty. Za zmínku také stojí funkce *BytesAvailableFcn*, ta poskytne data z bufferu ke zpracování po zaplnění tří bajtů. Díky tomu umožňuje okamžitý výpis hodnoty. Bohužel se mi nepodařilo zprovoznit ukládání těchto dat do matice, což snižuje komfort při měření teplot pro sestavení povrchové teplotní mapy za využití druhého programu *teplotni_mapa.m*.

Tento program nejdříve načte a upraví obrázek lidské siluety, poté jsou nadefinovány pozice měřených bodů ve vektorech x , y . Hodnoty teplot jsou zadány manuálně do vektoru v . Program využívá k sestavení teplotní mapy funkci *griddata* pro interpolaci rozptýlených dat v 2D prostoru. Potřebná vstupní data jsou vektory poloh měřených bodů a hodnoty teplot v těchto bodech (x , y , v) a vektory poloh bodů, ve kterých má být provedena interpolace. Samotná interpolace naměřených bodů však nestačí, musíme počítat i s okolní teplotou. Ta je rozmístěna ve vzdálenosti 10 pixelů od obrysu těla, nedochází tak k přílišnému ovlivňování se se zbytkem teplot. Po interpolaci se výsledný obrázek překryje maskou okolní teploty a na závěr se zvolí barevná mapa typu *jet*, která přiřadí teplotám odpovídající barvu od světle žluté přes oranžovou po tmavě červenou. Zdrojové kódy viz příloha na CD, složka Program Matlab.

7.3 Ověření funkčnosti systému, zhodnocení

Pro ověření funkčnosti námi sestaveného teploměru byla jako referenční zařízení použita termokamera FLIR zapůjčená z Ústavu biomedicínského inženýrství, FETK, VUT v Brně. Bylo provedeno jak měření bodové teploty na ověření přesnosti teploměru, tak sejmутí celé teplotní mapy měřeného subjektu.

Bodové měření

Srovnávací měření bylo provedeno na různých materiálech o rozlišné emisivitě. Teplotní čidlo MLX90614 využitě v naší aplikaci má nastavenou emisivitu na 1, termokamera FLIR na 0,98. Při snímání z matných povrchů je rozdíl naměřených teplot minimální, odchylka může být způsobena chybou měření (špatný úhel snímání, nestejná vzdálenost). Měření lesklých předmětů zanáší do měření značnou chybu, odchylka u teploty polyethylenové výplně je rovna zhruba 3,5 °C.

Měření teploty na povrchu lidské pokožky přineslo potěšující výsledky, rozdíl naměřených teplot u obou zařízení se pohybuje okolo 0,4 °C. Tato odchylka může být způsobena opět chybou měření nebo lokální změnou prokrvení tkáně. Dá se tedy říct, že pro bodové měření lidské teploty se povedlo sestavit velmi přesné zařízení. Pro přesnější srovnání by bylo vhodné provést více měření za pomoci bezkontaktního teploměru určeného přímo pro medicínské využití. I přesto můžeme být se sestrojeným teploměrem spokojeni.

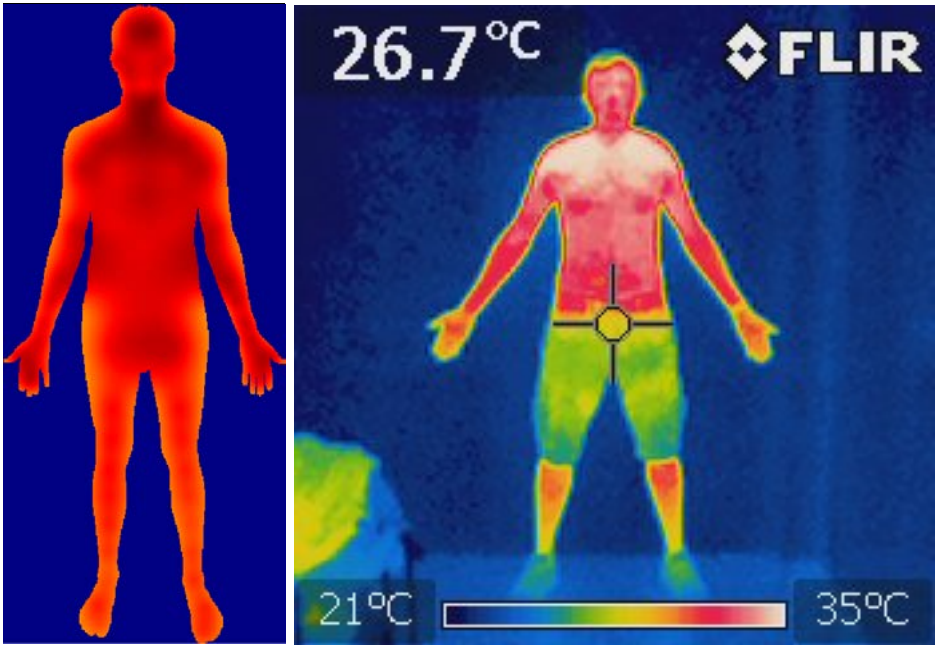
Tabulka 7.1: Srovnání naměřených teplot

Měřený objekt	Materiál	MLX	FLIR
Deska lavice	laminát, matný	25,05	25,1
Zed'	bílá omítka, matná	24,28	25,8
Polyethilenová výplň	bílá, lesklá	25,66	22,4
Noha stolu	lak, šedý, matný	24,01	24,6
Předlokní		32,79	32,5
Dlaň		32,44	32,9
Lýtko		31,25	31,6

Teplotní mapa

Pro srovnání teplotní mapy vypočtené pomocí výše popsaného algoritmu byla opět použita termokamera FLIR. Na obrázku 7.3 vidíme porovnání obou metod. Již na první pohled je zřejmý jasný rozdíl, u snímku z termokamery jsou patrné části ošacení figuranta, rozpoznáváme konturu vlasové části hlavy, nižší teplotu ochlupených částí těla a mnoho dalších detailů. Teplota končetin s rostoucí vzdáleností od trupu klesá, v obličeji můžeme pozorovat bradu, nos a obočí s nižší teplotou než je jejich okolí. Snímek věrně reprezentuje rozložení povrchové teploty.

Výsledek teplotní mapy vypočtené z naměřených teplot 52 bodů je spíše orientační, vidíme vyšší teplotu horní části hrudníku, krku a čela. V obličejové části můžeme rozpoznat méně prokrvené části, bradu a nos. Teplota směrem k okrajům těla klesá, stejně jako u snímku z termokamery.



Obrázek 7.3: Srovnání metod stanovení teplotní mapy, vlevo pomocí našeho algoritmu, vpravo snímek z termokamery FLIR

Zhodnocení

Co se týče samotného teploměru, můžeme být s jeho funkčností více než spokojeni. Při měření na lidském těle vykazoval vysokou přesnost v porovnání s termokamerou FLIR, bylo by však vhodné provést větší počet měření s více retenčními přístroji. Po přidání grafického displeje by mohl teploměr najít uplatnění v domácnostech i ve zdravotnictví, kvůli zpracování dat je zařízení limitováno nutností připojení k počítači, což není pro běžné měření teploty zcela praktické.

O účinnosti metody stanovení teplotní mapy za využití jednokanálového měřicího zařízení a následném výpočtu by se dalo polemizovat. Metoda je zatížena velkou chybou měření, musí se udržovat stálé teplotní podmínky, snímání by se mělo provádět u každého bodu ze stejné vzdálenosti a pod stejným úhlem. I při dodržení všech zásad je metoda pouze orientační, její rozlišovací schopnost je prakticky nulová. Mezi měřenými body, kde dochází k interpolaci teplot, může dojít ke skrytí některé z patologií kůže vyskytující se zvýšenou teplotou. Metoda by byla schopna odhalit například velký teplotní rozdíl mezi dvěma končetinami, při takovém stavu by však byl rozdíl mezi funkčností jednotlivých částí těla patrný i pouhým okem (otok, zarudlá kůže, nekróza...). Metoda by mohla najít uplatnění mezi příznivci alternativní medicíny nebo léčitelství, pořizovací cena zařízení není tak vysoká jako je tomu u termokamery. Západní konzervativní medicína stále hledá uplatnění pro mapování povrchové teploty lidského těla, námi navržená metoda snímání je v tomto ohledu spíše krokem vzad.

8 Závěr

V teoretické části práce byly shrnuty základní fyzikální poznatky a zákony týkající se tepelného záření. Dále práce pojednává o používaných typech detektorů a lidském těle z hlediska teplotního záření. Neopomíjí také možnosti diagnostiky za pomoci teplotního mapování.

Praktická část se věnuje návrhu a realizaci jednoduchého bezkontaktního teploměru s využitím teplotního čidla MLX90614. Byl popsán základní princip fungování obvodu, schéma zapojení a návrh desky plošného spoje. Dále se práce věnuje vývoji programu pro mikroprocesor ATmega8L v prostředí Atmel studio 6.0 a realizaci komunikace zařízení s osobním počítačem přes sériové rozhraní RS232. V poslední kapitole je popsán postup a podmínky snímání teplotní mapy a program pro její sestavení v prostředí Matlab. Jako poslední byla provedena sada měření pro ověření funkčnosti celého systému za pomoci termokamery FLIR.

Seznam literatury

- [1] ĎAĎO, Stanislav. *Senzory a měřicí obvody*. 2. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1999, 315 s. ISBN 80-010-2057-6.
- [2] KREIDL, Marcel. *Měření teploty: senzory a měřicí obvody*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 239 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-730-01454.
- [3] DRASTICH, Aleš. *Záření v lékařství III: Infraradiometrické detekční a zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno: VUT, 1980, 255 s.
- [4] LYSENKO, Vladimír. *Detektory pro bezdotykové měření teplot*. 1. vyd. Praha: BEN – technická literatura, 2005, 153 s. ISBN 80-730-0180-2.
- [5] CHMELAR, Milan. *Lékařská přístrojová technika II*. 1. vyd. Brno: VUT, 1984, 179 s.
- [6] ROZMAN, Jiří. *Diagnostika životního prostředí*. 1. vyd. Brno: VUT, 2000, 136 s. ISBN 80-214-1771-4.
- [7] SCHUPPLER, David. *Zobrazovací systémy v lékařství*. 1. vyd. Brno: SPŠE Kounicova 16, 2008, 114s.
- [8] VALEČKO, Zdeněk. *Bioelektronika v amatérské praxi*. 1.vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 223 s. ISBN 80-730-0122-5.
- [9] HRAZDÍRA, Ivo. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [10] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Praktický slovník medicíny*. 6. rozš. vyd. Praha: MAXDORF, 2000, 490 s., il. ISBN 80-859-1238-4.
- [11] LEINVEBER, Jan. *Strojnické tabulky: pomocná učebnice pro školy technického zaměření*. 2. dopl. vyd. Úvaly: ALBRA, 2005, 907 s. ISBN 80-736-1011-6.
- [12] HRBÁČEK, Jiří. *Komunikace mikrokontroléru s okolím*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 1999. ISBN 80-86056-42-21.
- [13] Melexis. Belgium. MXL 90614 datasheet. 2012. 51s.
- [14] ATMEL Corporation. San Jose, USA. ATmega8 datasheet. 2004. 315s.
- [15] Maxim integrated. San Jose, USA. MAX3232 datasheet. 1999. 16s.
- [16] STMicroelectronics. Geneva, Switzerland. LE00AB/C datasheet. 2005. 28s.

- [17] GP Batteries International Limited. Hong Kong. GP1604G datasheet. 1s.
- [18] FLUERY, Peter. AVR-Software: Source Examples. [online]. 2006 [cit. 2013-05-28]. Dostupné na WWW<<http://homepage.hispeed.ch/peterfleury/avr-software.html>>.

Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Elektromagnetické spektrum	9
Obrázek 2.2: Spektrální hustota intenzity vyzařování pro ATČ	12
Obrázek 3.1: Závislost detektivky na vlnové délce pro různé materiály detektoru	15
Obrázek 3.2: Principy snímání teplotních polí	19
Obrázek 4.1: Spektrální hustota intenzity vyzařování pro ATČ, detail	23
Obrázek 4.2: Ukázka teplotní mapy páru lidských rukou	24
Obrázek 5.1: Graf přesnosti senzoru MLX 90614 Dxx	26
Obrázek 5.2: Blokové schéma IR teploměru	27
Obrázek 6.1: Závislost odpadního napětí na velikosti odebíraného proudu	29
Obrázek 6.2: Vybíjecí charakteristika baterie	29
Obrázek 6.3: Rozložení pinů integrovaných obvodů	31
Obrázek 6.4: Schéma zapojení IR teploměru s bateriovým napájením	32
Obrázek 6.5: Návrh desky plošného spoje pro IR teploměr 2:1	34
Obrázek 6.6: Osazení součástek na desce plošného spoje 2:1	34
Obrázek 6.7: Čtení dat z čidla prostřednictvím sběrnice SMBus	35
Obrázek 6.8: Vývojový diagram programu	36
Obrázek 7.1: Rozložení snímaných bodů na obličeji pacienta	38
Obrázek 7.2: Rozložení snímaných bodů na těle pacienta	39
Obrázek 7.3: Srovnání metod stanovení teplotní mapy	41

Seznam tabulek

Tabulka 2.1: Rozdělení infračerveného spektra	9
Tabulka 4.1: Mechanismy ztrát tepla	21
Tabulka 4.2: Kategorie zvýšené tělesné teploty	21
Tabulka 5.1: Důležité vlastnosti IR senzoru MLX 90614 ESF DAA 000 TU	26
Tabulka 6.1: Energetické nároky jednotlivých součástek	28
Tabulka 6.3: Seznam všech použitých součástek	33
Tabulka 7.1: Srovnání naměřených teplot	41

Seznam příloh na CD

- bakalářská práce (ve formátu pdf)

Složka dokumenty a datasheety:

- datasheet ATmega8L
- datasheet LE33CZ
- datasheet MAX3232
- datasheet MLX90614
- datasheet GP1604g

Složka Eagle:

- *schema.sch*, schéma zapojení
- *DPS.brd*, návrh desky plošných spojů

Složka Program AVR:

- *ir_teplomer.c*, hlavní program
- *i2cmaster1.h*, knihovna pro komunikaci po sběrnici I²C
- *twimaster.c*, pomocná funkce pro knihovnu *i2cmaster1*

Složka Program Matlab:

- *seriova_linka.m*, program pro načtení měření hodnoty
- *teplotni_mapa.m*, program pro sestavení teplotní mapy
- *Human_body_silhouette256.png*, obrázek lidské postavy