

5 Senzory tepelných veličin

5.1 Fyzikální podstata teploty

Teplota je fyzikální veličina, která patří mezi základní veličiny SI. Subjektivně je možno chápat teplotu jako pocit chladu, či tepla. Teplota je obecně označení pro tepelný stav hmoty. Teplotní stav tělesa souvisí s průměrnou kynetickou energií částic látky. Například v plynech je teplota úměrná střední kinetické energii molekul a frekvenci jejich srážek.

Pro určení teploty se využívá závislosti fyzikálních veličin na teplotě. Což umožňuje transformaci měřené teploty na jinou fyzikální veličinu.

Druhy teplotních stupnic:

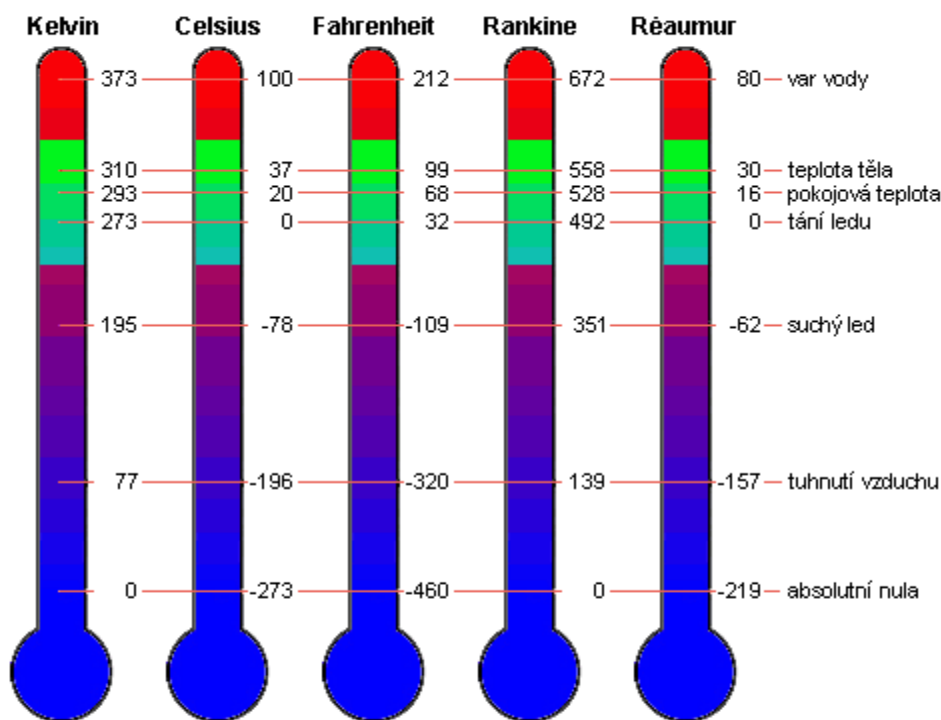
°C – stupeň Celsia

°K – stupeň Kelvina

°F – stupeň Fahrenheita

°Rank – stupeň Rankina

°R – stupeň Réaumur



Obr.5.1 Porovnání teplotních stupnic

Kelvinova stupnice: Stupnice je nazývána termodynamická teplotní stupnice. Patří do kategorie absolutních teplotních stupnic, tzn. její počátek je v absolutní nule. Druhý významný bod této stupnice je teplota trojného bodu vody, který má hodnotu 273,16 °K.

Celsiova stupnice: Základní hodnota této stupnice je 100°C pro teplotu rovnovážného stavu chemicky čisté vody a jejího ledu při tlaku $101\,325\text{ Pa}$ a 0°C . Mezi těmito body je teplotní stupnice rozdělena na 100 stejných dílů.

Fahrenheitova stupnice: Za základní body této stupnice jsou zvoleny teplotní stavy směsi vody, ledu a salmiaku.

Tělesná teplota

Normální teplota:

- v podpaží: $34,7 - 37,3^{\circ}\text{C}$
- v ústech: $35,5 - 37,5^{\circ}\text{C}$
- v konečníku: $36,6 - 38^{\circ}\text{C}$
- v uchu: $35,8 - 38^{\circ}\text{C}$

Měření tělesné teploty

Zde se bude jednat o senzory používané především k měření tělesné teploty. Měření tělesné teploty patří k nejstarším diagnostickým metodám v lékařství. Dnes rozlišujeme kontaktní a bezkontaktní metody měření teploty lidského těla. U kontaktních metod se měřicí přístroj - teploměr (případně pouze jeho senzor) přímo dotýká tkáně, jejíž teplotu měříme. Teplo se tedy přenáší z tkáně na teploměr přímým kontaktem. Naopak je tomu u metod bezkontaktních, kdy přenos tepla z tkáně na teploměr probíhá skrze okolní prostředí, tedy atmosféru.

Kontaktní měření se provádí na přístupných místech v blízkosti velkých artérií, která dobře odrážejí teplotu vnitřního prostředí. Nejčastěji je to v podpaždí, dutině ústní a konečníku, méně často v jícnu či pochvě apod. Používá se lékařských rtuťových nebo elektronických teploměru s negastory.

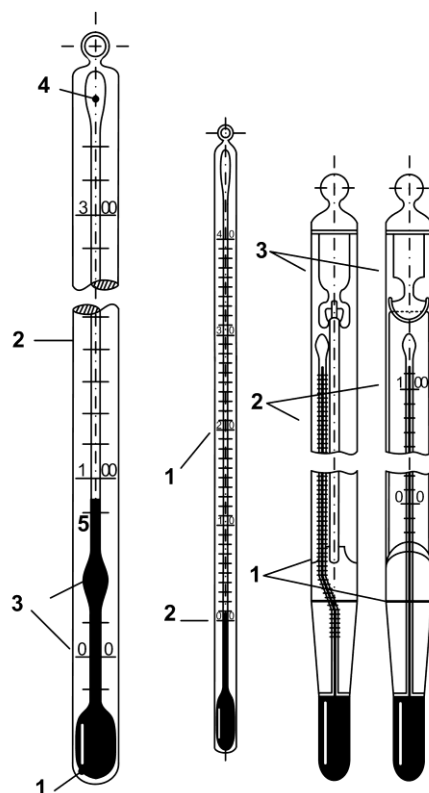
Bezkontaktní měření využívá detekce infračerveného záření. Zdrojem tohoto záření je každá hmota, jejíž teplota je vyšší než absolutní nula. K bezkontaktním patří také ušní infračervené teploměry, určené k měření tělesné teploty na základě tepelného vyzařování ušního bubínku.

5.2 Kontaktní měření tělesné teploty

Pro kontaktní měření tělesné teploty se dnes používají rtuťové a elektronické teploměry. V budoucnu se očekává úplná eliminace rtuťových teploměru, neboť obsahují toxickou látku - rtuť a měření s nimi je velmi pomalé.

5.2.1 Rtuťový teploměr

Lékařský rtuťový teploměr patří do skupiny kapalinových teploměru. Je upraven k měření maximální teploty, a to zúžením kapiláry v místě nad bankou se rtutí. Proto je před jeho použitím nutné rtuť sklepat zpět do banky. Měřicí rozsah lékařského rtuťového teploměru bývá $35-42$ stupňů celsia. Nevýhodou rtuťových teploměru je relativně pomalé měření. Podle některých studií je vhodné ponechat teploměr v kontaktu s tělem minimálně 8 minut.



Obr.5.2 Obalový a tyčinkový skleněný teploměr

Obalový teploměr – popis:

- 1 – baňka, která je vyplněna tepelnou náplní
- 2 – obal
- 3 – kapilára
- 4 – expanzní nádoba

Tyčinkový teploměr - popis:

- 1 – tlustostěnná kapilára
- 2 – teploměrná náplň

Výhody:

- levný, nepotřebuje ke své funkci zdroj

Nevýhody:

- křehký
- obsahuje toxickou rtuť
- není možno tento teploměr využít v regulačním řetězci.
- dlouhá prodleva ustálení naměřené hodnoty

5.2.2 Elektronický teploměr

Pro rychlé zjištění tělesné teploty se používají malé elektronické kontaktní teploměry s LCD displejem a bateriovým napájením, sloužící jako náhrada za klasické teploměry rtuťové. Teplotní senzor je zde umístěn v kovové špičce, která se přikládá i s teploměrem k místu měření. Tyto teploměry jsou určeny především pro orientační měření teploty v podpaždí.

Speciální elektronické teploměry určené pro přesné a dlouhodobé měření a zaznamenávání teploty jsou vybaveny teplotními sondami, které se fixují nejčastěji lepicí páskou přímo na povrch těla. Vstupem pro připojení teplotní sondy disponují také běžné lůžkové monitory.

5.2.3 Senzory pro kontaktní měření teploty

Seebeckův jev

Seebeckův jev se využívá u termočlánků. Podstatou tohoto jevu je fakt, že pokud dva spoje termočlánku mají rozdílnou teplotu, jsou i kontaktní napětí těchto spojů různá. Výsledné napětí, které je zjištěno mezi těmito rozhraními, je nenulové a termočlánek lze použít jako zdroj elektrického napětí. Uzavřeným obvodem protéká elektrický proud.

Hodnota termoelektrického napětí pro dvojice kovů dosahuje velmi malých hodnot. Navíc pouze asi 1% - 3% dodané tepelné energie se přemění na elektrickou energii. Aby termočlánek správně fungoval, je nutné mezi teplotními spoji vytvořit teplotní rozdíl. To lze nejjednodušeji vytvořit tak, že rozhraní kovů ohřejeme. Tedy dodáme tepelnou energii.

Termoelektrické senzory teploty

Tyto typy senzorů patří do skupiny senzorů pro kontaktní měření teploty. Jejich princip měření teploty je založen na tzv. Seebeckova termoelektrickém jevu (převodu tepelné energie na elektrickou). V každém vodiči, jehož teplota není konstantní, vzniká tzv. termoelektrické napětí, pro které platí matematické vyjádření:

$$dU = \delta(T)dT \quad (5.1)$$

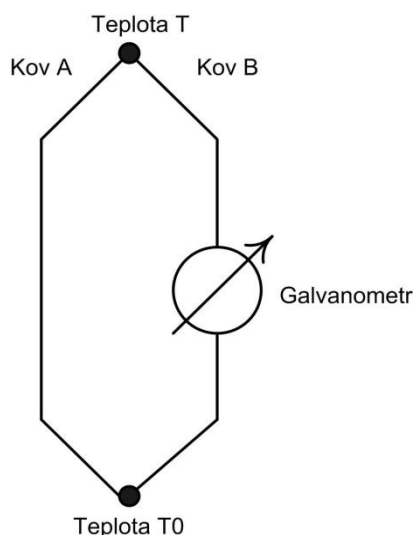
Vezmeme-li v úvahu situaci, že vodičem neprotéká žádný elektrický proud. Napětí $U_{A,B}$ mezi konci vodiče A a B je závislé pouze na rozdílu teploty těchto konců a nikoliv na průběhu teploty po délce vodiče přesto, že v celé oblasti vznikají teplotní změny. Uvedený fakt je přesný v případě, když jsou vodiče vyrobeny z homogenního materiálu.

$$U_{A,B} = \int_{T_B}^{T_A} \delta(T)dT \quad (5.2)$$

Toto termoelektrické napětí existuje, ale je neměřitelné. Spojíme-li dva vodiče z materiálů s rozdílnými Seebeckovými koeficienty, bude mezi jejich rozpojenými konci napětí:

$$U_{B,C} = U_{B,A} - U_{A,C} = \int_{T_B}^{T_A} \delta_1(T)dT + \int_{T_A}^{T_C} \delta_2(T)dT \quad (5.3)$$

Napětí na termočlánek nevzniká na měřicím spoji, ale v těch místech, kde se mění teplota po délce celého termočlánku až po srovnávací spoj. Je velmi důležité dbát na materiálovou kvalitu celého termočlánku, zejména na materiálovou homogenitu.



Obr.5.3 Princip termoelektrického senzoru teploty.

Termoelektrické senzory – termočlánky se skládají ze dvou různých kovů (např. měď - konstantan, platina – iridium). Princip spočívá v tom, že spojením těchto dvou různých kovů vzniká na jejich rozhraní kontaktní potenciálový rozdíl, přičemž teplota měřicího spoje T bude různá od teploty srovnávacího spoje T_0 (díky rozdílné tepelné vodivosti obou kovů) a v důsledku vytvořeného elektrického napětí na kontaktech kovů A a B bude obvodem protékat proud.

Rozdíl napětí na obou kontaktech je možno vyjádřit vztahem:

$$DU_{AB} = a \cdot (T - T_0) + \frac{1}{2} \cdot b \cdot (T - T_0)^2 \quad (5.4)$$

kde:

$a, \beta \dots$ Seebeckovy koeficienty pro danou dvojici kovů

Jeden z kovů je vždy referenční (většinou platina) a hodnoty Seebeckových koeficientů se určují oproti tomuto referenčnímu kovu (např. olovu při $T_0 = 0^\circ\text{C}$). V následující tabulce **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** jsou pro ilustraci uvedeny hodnoty Seebeckových koeficientů některých materiálů používaných pro konstrukci termočlánku.

materiál	$\alpha[\mu\text{V/K}]$	$\beta[\mu\text{V/K}^2]$
hliník	-0.47	0.003
měď	2.76	0.012
železo	16.7	-0.030
nikl	-19.1	-0.030
platina	-1.79	-0.035
stříbro	2.5	0.012
konstantan	-38.11	-0.089
Pt - Rh	6.69	0.011

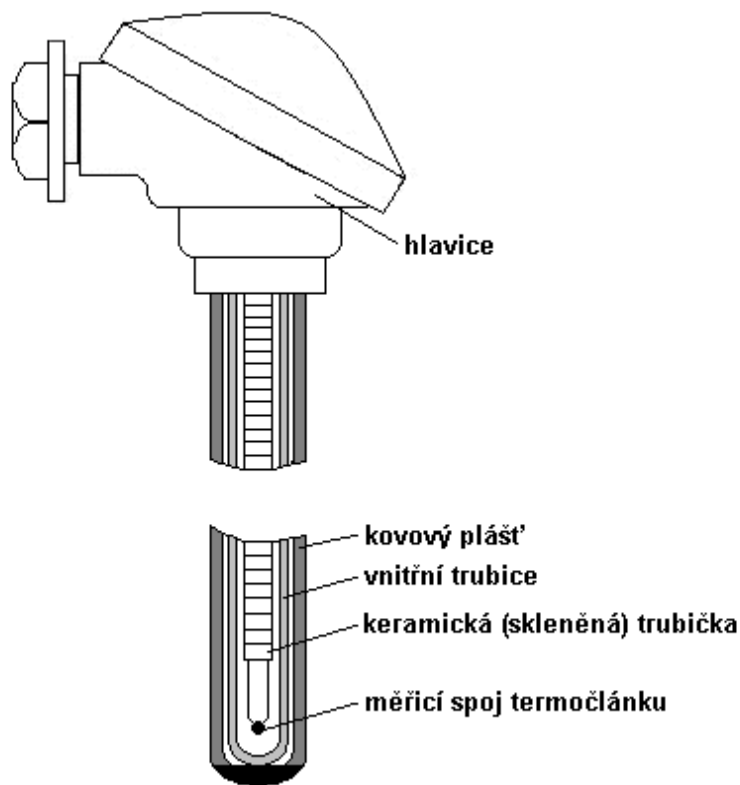
Tab. 5.1 Seebeckovy koeficienty pro vybrané materiály.

Závislost termoelektrického napětí na teplotě je nelineární (v rozsahu 0 – 1000 °C). Při měření v malém rozsahu teplot (pro měření tělesné teploty v rozsahu 35 – 42°C) lze však tuto závislost považovat za téměř lineární. Protože výsledné termoelektrické napětí se pohybuje pouze okolo 1mV, je nutné pro další zpracování signálu nesoucí informaci o měřené teplotě toto napětí podle potřeby zesílit operačním zesilovačem s vysokým ziskem, aby bylo možno zaznamenávat teplotní změny v rozlišení 0,01 °C. Pro měření teplot do 1700 °C se používají platinové termočlánky. Pro měření v rozsahu -200 °C až 1000 °C postačí levnější termočlánky, například s materiály měď – konstantan.

Materiály použité pro termočlánky by měly obecně vykazovat tyto vlastnosti:

- co největší přírůstek termoelektrického napětí s teplotou
- dostatečná stabilita údaje o teplotě při dlouhodobém provozu snímače
- odolnost proti chemickým a mechanickým vlivům
- biokompatibilita – netoxičnost vůči lidskému organismu

V biomedicíně se termočlávkové senzory používají v provedení miniaturních vlasových senzorů, které jsou součástí katétrů pro invazivní měření tělesné teploty v lokalizovaných místech lidského těla. Toto je však jediná oblast použití termočlávkových senzorů, neboť tyto senzory mají oproti jiným řadu nevýhod jako je nízká citlivost a stabilita a nízká úroveň výstupního signálu ze senzoru. Mnohem lepších vlastností dosahují termistorové senzory teploty, které se v medicíně používají v elektronických lékařských teploměrech pro kontaktní měření tělesné teploty. Tyto senzory mají oproti termočlávkům vysokou citlivost a rychlou odezvu na změnu měřené teploty.



Obr.5.4 Konstrukce termočláunku

Výhody:

Termočlánek je schopen měřit v širokém rozsahu teplot $-200^{\circ}\text{C} - 2500^{\circ}\text{C}$. Teplotní rozsah závisí na použitém kovu termočláunku.

Termočláanky jsou velmi malé, ale přesto robustní zařízení. Termočláanky jsou robustní na otřesy a vibrace. Jsou vhodné pro použití v prostředí, kde dochází k mechanickým otřesům.

Termočláanky mají nízkou tepelnou kapacitu, mohou rychle reagovat na teplotní změny. Reakční doba termočláunku se pohybuje řádově v několika set milisekund.

Nevýhody:

Chyba přenosu převedení termonapětí na hodnotu teploty (algoritmus, nelinearita, vzorkování).

Přesnost a chyba měření – měřená teplota je řádově zatížena chybou $1^{\circ}\text{C} - 2^{\circ}\text{C}$.

Termočláanky jsou málo rezistentní vůči korozi, což vede ke zhoršení přesnosti měření. Zejména je potřeba chránit konce termočláunku například opláštěním.

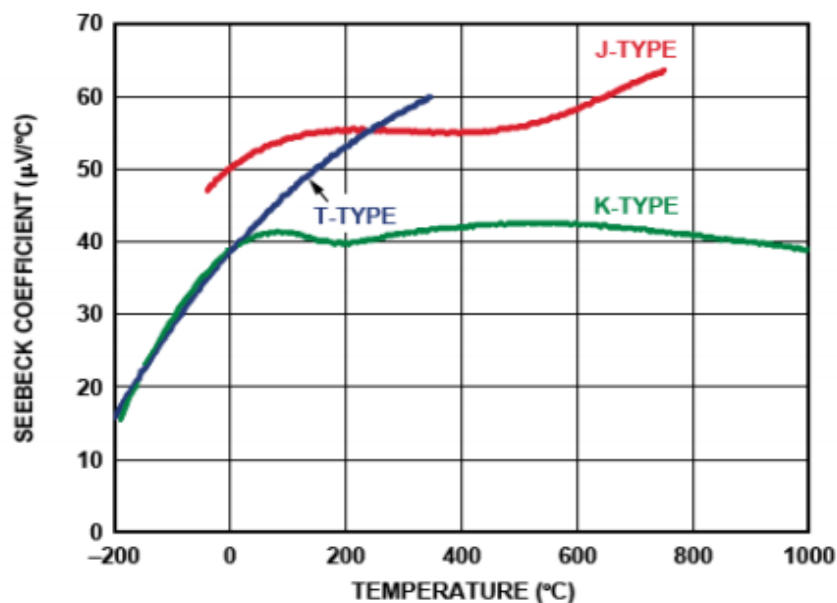
Citlivost a šum – Výstupní hodnota napětí termočláunku se pohybuje řádově v mikrovoltech – zde mohou vznikat rušivá magnetická pole. Tato situace je řešena použitím stínových kabelů. Měřicí systém by měl také disponovat možností filtrace a potlačení signálu.

Typy termočláunků

Nejběžnějšími termočláanky jsou termočláanky typu J, K a T. Při pokojové teplotě se výstupní napětí mění v závislosti na změně teploty o $52\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$. Toto je označováno jako Seebeckův koeficient α .

Thermocouple Type	Seebeck Coefficient ($\mu\text{V}/^\circ\text{C}$)
E	61
J	52
K	41
N	27
R	9
S	6

Tab. 5.2 Tabulka Seebecových koeficientů



Obr.5.5 Závislost Seebecových koeficientů na teplotě

Kovové odporové senzory

Využívají závislosti elektrického odporu kovu na teplotě. V teplotním intervalu $0^\circ\text{C} - 100^\circ\text{C}$ roste elektrický odpor v závislosti na teplotě přibližně lineárně dle matematického vztahu:

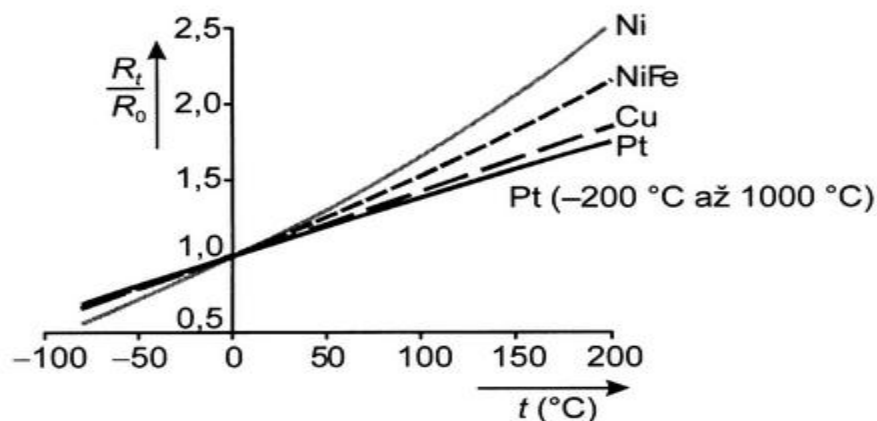
$$R_t = R_0 [1 + \alpha(t - t_0)] \quad (5.5)$$

kde:

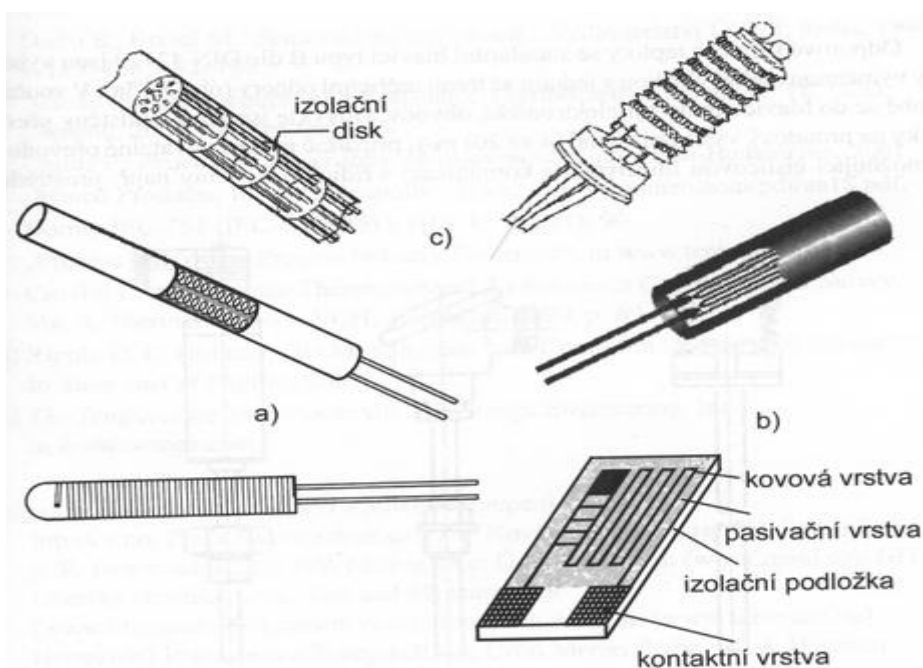
R_t – je odpor senzoru při teplotě t

R_0 – je odpor senzoru při teplotě t_0

α – je teplotní součinitel elektrického odporu



Obr.5.6 Teplotní závislost kovových odporových snímačů



Obr.5.7 Provedení kovových odporových snímačů

- a – drátkový platinový měřicí odpor
- b – tenkovrstvý platinový, nebo niklový měřicí odpor
- c – standartní platinový měřicí odpor pro metrologická měření

Konstrukce kovových senzorů teploty

Odporové senzory jsou standartně tvořeny vnitřním vedením, stonkem a hlavicí. Vývody se nejčastěji vyrábí z mědi, stříbra, nebo ze slitin platiny. Vývody čidla mohou být provedeny jako: dvou vodičové, třívodičové, nebo čtyřvodičové. Čidlo teploty s vnitřním vedením je uloženo ve stonkové hlavicí. Tento stoněk slouží jako ochranný nástroj proti poškození.



Obr.5.8 Příklad odporového senzoru

Termistorové senzory teploty

Termistory jsou polovodičové rezistory se značnou závislostí odporu na teplotě. Rozlišujeme negastory, jejichž odpor s rostoucí teplotou klesá, a pozistory, jejichž odpor s rostoucí teplotou naopak roste. Pro měření teploty jsou vhodné jen negastory, pozistory se používají spíše jako dvoustavové senzory, indikující překročení určité teploty.

Negastory se vyrábějí v různých provedeních pomocí různých výrobních technologií, lišících se zapouzdřením a vývody, většinou z práškových směsí oxidu různých kovů (železa, titanu, manganu, kobaltu atd.). Odpor negastoru lze výrobní technologií dobře ovlivnit, pohybuje se v řádu megaohmu pro záporné teploty až do desítek ohmu pro vyšší kladné teploty.

Závislost odporu na teplotě je u negastoru nelineární a můžeme ji přibližně popsat s využitím exponenciální funkce:

$$R(T) = A \cdot e^{\frac{B(T)}{T}} \quad (5.6)$$

kde:

R [Ω] . . . elektrický odpor

A [Ω] . . . konstanta závislá na geometrickém tvaru a materiálu

B [K] . . . parametr závislý na materiálu negastoru a teplotě

T [K] . . . termodynamická teplota

Budeme-li chtít exponenciální závislost odporu na teplotě linearizovat, lze vypočítat teplotní součinitel odporu α , který udává poměrnou velikost změny odporu při změně teploty:

$$\alpha(T) = \frac{1}{R} \cdot \frac{dR}{dT} \quad (5.7)$$

Lineární závislost odporu na teplotě lze pomocí teplotního součinitele odporu vyjádřit vztahem:

$$\alpha(T) = R_0(1 + \alpha_0(T - T_0)) = -\frac{B}{T^2} \quad (5.8)$$

Kde:

R_0 [Ω] . . . odpor při referenční teplotě T_0

α_0 [K^{-1}] . . . teplotní součinitel odporu při T_0

Teplotní součinitel odporu negastoru je záporný. Důsledkem použití linearizované závislosti je přídavná chyba, při měření v intervalu ± 5 °C je při výpočtu teploty na základě naměřené hodnoty odporu její velikost maximálně $\pm 0,01$ °C, pro interval ± 15 °C činí maximálně $\pm 0,1$ °C. Lze tedy konstatovat, že při měření tělesné teploty bude tato chyba zanedbatelná, neboť měříme v intervalu o velikosti 10 °C a maximální chyba daná výrobní odchylkou vlastností samotného negastoru je nejčastěji $\pm 0,1$ °C.

Jednou z možností zapojení negastoru jako teplotního snímače je jeho napájení ze zdroje konstantního proudu. Napětí na negastoru je obecně nelineárně závislé na procházejícím proudu $U_T = f(I_T)$. Avšak pro velmi nízké proudy je volt-ampérová charakteristika negastoru lineární, neboť téměř veškeré teplo způsobené průchodem proudu se rozptýlí do okolí. Při větších proudech se negastor více zahřívá, čímž dochází k velkému poklesu jeho odporu a tím k poklesu úbytku napětí na negastoru. Omezením proudu na malou konstantní hodnotu (řádově stovky μA) samozahřívání eliminujeme. Úbytek napětí je pak přímo úměrný odporu negastoru podle Ohmova zákona. Negastory určené k měření tělesné teploty (které mají odpor standardně 1354 při $t = 37$ °C) se napájejí proudem v řádu maximálně stovek mikroampéru

Monokrystalické odporové senzory teploty

Dělení:

- bez PN přechodu
- s jedním PN přechodem
- s více PN předchody

Monokrystalické senzory teploty bez PN přechodu

Tyto senzory se vyrábějí z monokrystalů křemíku a germánia a jejich slitin. Křemíkové senzory jsou schopné měřit v rozsahu teplot -50 °C – 300 °C.

Výhody:

Teplotní stabilita a nízká pořizovací cena.

Nevýhody:

Nelinearita teplotní charakteristiky SI senzoru. Menší rozsah teplot.

Monokrystalické senzory teploty s PN přechodem

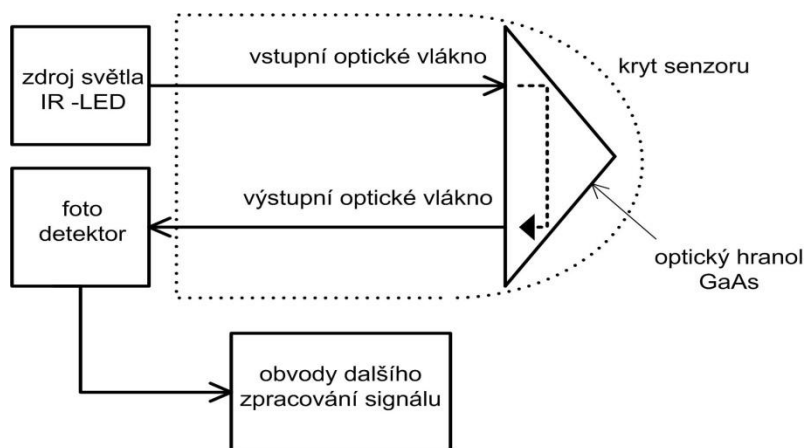
Tyto senzory využívají závislost napětí PN přechodu na působící teplotě. Mezi tyto senzory teploty zejména patří diodové a tranzistorové senzory teploty.

Senzory teploty s optickými vlákny (OVS)

Tyto speciální typy senzorů teploty se v medicíně používají především pro intravenózní měření teploty a pro měření oteplení tkáně při vyšetření pomocí magnetické rezonance. Použití optických vláken pro konstrukci senzoru přináší řadu výhod, mezi ty hlavní patří:

- vysoká citlivost
- odolnost vůči rušení a agresivnímu prostředí
- biokompatibilita – netoxičnost vůči živým organismům
- malé rozměry (průměr senzoru okolo 0,25mm)

Optická vlákna dovolují přenášet světelný signál s velmi malým tlumením na velké vzdálenosti bez ohledu na okolní prostředí, ve kterém se optické vlákno nachází, čímž je dána citlivost celého senzoru a odolnost vůči okolnímu rušení, např. elektromagnetické záření nebo ztráty v přenášeném signálu vlivem deformace optického vlákna. Jako základní materiály pro výrobu optických vláken se používají plasty (pro vedení optického signálu na delší vzdálenosti u senzorů, jež jsou součástí ohebných katétrů), nebo skelná vlákna na bázi SiO_2 (pro vedení optického signálu na velmi krátké vzdálenosti) a skelná vlákna s jinými sloučeninami (tzv. vzácné zeminy), které zlepšují přenosové vlastnosti samotného optického vlákna a tím i citlivost samotného senzoru. Takové materiály jsou zároveň netoxické, což umožňuje použití senzorů v medicíně pro invazivní měření teploty. Výhodou použitých materiálů je také možnost konstruovat senzory velmi malých rozměrů (průměr optických vláken se zde pohybuje okolo desetin mm).



Obr.5.9 Struktura senzoru teploty s optickými vlákny.

Vlastní optovláknový teplotní senzor využívá teplotní závislost absorpce světla v optickém hranolu z materiálu GaAs. Jako zdroj světelného záření se používá infračervené světlo o vlnové délce 860nm generované diodou IR – LED. Světelný signál je veden vstupním optickým vláknem k optickému hranolu, kde vlivem působení teplotních změn na materiál hranolu dochází ke změnám útlumu optického signálu, který je potom veden výstupním optickým vláknem k fotodetektoru. Optická vlákna i hranol jsou chráněny před vlivem okolního prostředí pomocí ohebného ochranného krytu.

Fotodetektor představuje CCD snímač, který dopadající optické záření přemění na elektrický náboj, tedy na elektrický signál, který se dále zpracovává a je převeden do digitální podoby například pro číselné zobrazení údaje o teplotě, nebo pro formu grafické závislosti teploty na čase.

Tento typ senzoru se s výhodou používá tam, kde není možno použít konvenční teplotní senzory, například senzory s kovovými komponenty (kovové elektrody, přívodní vodiče, atd.) se nesmí používat v silných magnetických polích při léčbě nádorových onemocnění mikrovlnným ohřevem, nebo při vyšetření pomocí magnetické rezonance kdy je potřeba kontrolovat oteplení tkáně.

Následující tabulka

ukazuje pro ilustraci základní parametry komerčně dostupných optovláknových senzorů teploty.

rozsah měření	5 až 60°C
přesnost	±0,5°C (FS)
útlum	<5dB/km
vlnová délka použitého záření	860nm
materiál optického vlákna	SiO ₂
materiál citlivé části senzoru	GaAs
provozní teplota	0 až 70°C

Tab. 5.3 Vybrané parametry senzoru teploty s optickými vlákny.

Dělení optických vláknových senzorů teploty

OVS se dají dělit z mnoha hledisek. Například dle působení snímané veličiny na:

- vnější
- vnitřní

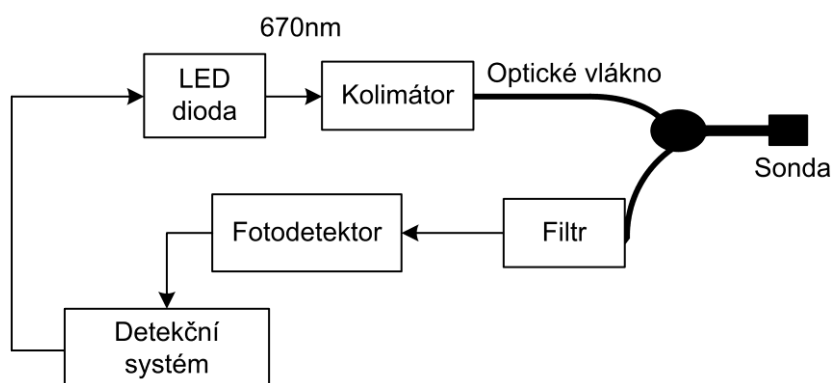
Vnitřní OVS využívají optické vlákno jako snímací prvek, měřená fyzikální veličina přímo ovlivňuje přenosové vlastnosti optických vláken. Nejčastěji je měněn útlum optického vlákna, kde dochází k zeslabení světelného signálu. Toto zeslabení je dáno změnou koeficientu útlumu optického vlákna.

Vnější OVS využívají optické vlákno pouze k přenosu světelného signálu. Vyhodnocení změn vlastnosti optických vláken se uskutečňuje v modulátoru.

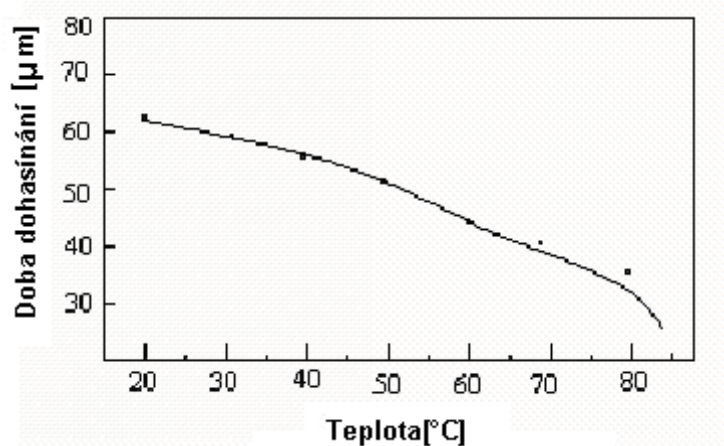
OSV založené na měření doby zhášení fluorescence

Tyto senzory jsou rozšířeny v mnoha odvětvích biomedicíny (např. pro měření teploty tkání lidského těla), při snímání chemických veličin (např. pH). Základním prvkem každého fluorescenčního senzoru je sonda z fluorescenčního materiálu. Světlo je vedeno optickým vláknem až k sondě, která je umístěna na konci tohoto vlákna. Tato sonda je v přímém kontaktu s objektem, který chceme měřit. Přivedené světlo je absorbováno molekulami krystalu, které tím excitují. Po této excitaci se molekula nachází v nestabilním stavu, a proto se zbaví energie vyzářením. Tím dojde k excitaci světelného fotonu. Popsaný jev se nazývá fluorescence. Vybuzené světlo je vedeno přes skleněný filtr. Tento filtr je charakteristický tím, že propustí světlo pouze určitého rozsahu vlnových délek. Filtr propouští pouze větší vlnové délky, než je vlnová délka světla, které je emitováno diodou. Výstup filtru je veden na fotodetektor, kde je změřena doba poklesu intenzity fluorescence, která je funkcí teploty.

Chyba měření fluorescenčním senzorem se pohybuje okolo 0,12%.



Obr.5.10 Blokové schéma fluorescenčního senzoru teploty



Obr.5.11 Závislost doby dohasínání fluorescence na teplotě

Senzory, které využívají záření absolutně černého tělesa

Jedná se o nejjednodušší typy senzorů. Využívá fyzikálních zákonů vyzařování absolutně černého tělesa. Objekt, jehož teplotu chceme měřit, ohřívá dutinu. Vnitřní stěny této dutiny jsou černé – vykazují vlastnosti absolutně černého tělesa. Tato dutina emituje tepelné záření v podobě elektromagnetického vlnění všech vlnových délek. Toto záření je přenášeno optickým vláknem k hranolu. Na tomto hranolu je světelný tok rozdělen na dva svazky. První svazek je veden na filtr, který není zcela monochromatický. Výstup filtru je veden na fotodetektor, který vyhodnotí spektrální intenzitu tohoto záření.

Druhý svazek také prochází filtrem, výstup tohoto filtru je veden na fotodetektor 2. Tento fotodetektor také vyhodnotí intenzitu tohoto záření. Princip vyhodnocení teploty měřeného tělesa spočívá v porovnání poměru získaných spektrálních intenzit s využitím Planckova zákona.

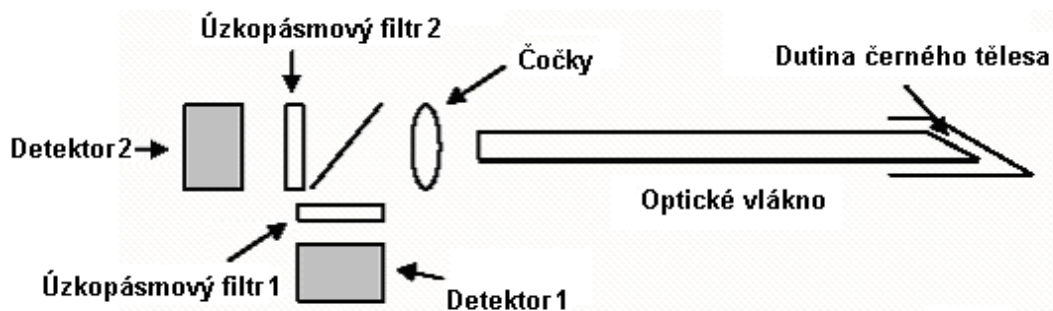
$$\frac{M_{\lambda_1}}{M_{\lambda_2}} = \frac{\lambda_2^5 \left(e^{\frac{h \cdot c}{k \cdot T \cdot \lambda_2}} - 1 \right)}{\lambda_1^5 \left(e^{\frac{h \cdot c}{k \cdot T \cdot \lambda_1}} - 1 \right)} = \frac{\lambda_2^5}{\lambda_1^5} e^{\frac{h \cdot c}{k \cdot T} \left(\frac{1}{\lambda_2} - \frac{1}{\lambda_1} \right)} \quad (5.9)$$

M_{λ_1} a M_{λ_2} jsou spektrální hustoty intenzity vyzařování

λ_1 a λ_2 jsou vlnové délky záření dopadajícího na detektory.

Zlogaritmováním dostaneme vztah pro výslednou teplotu:

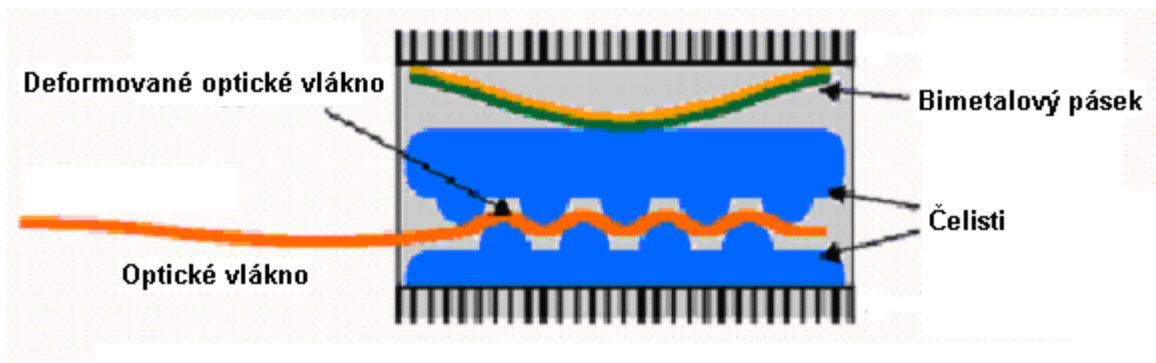
$$T = \frac{\left(\frac{1}{\lambda_2} - \frac{1}{\lambda_1} \right) h \cdot c}{k \left(\ln \left(\frac{M_{\lambda_1}}{M_{\lambda_2}} \right) + \ln \left(\frac{\lambda_1^5}{\lambda_2^5} \right) \right)} \quad (5.10)$$



Obr.5.12 Schéma detektoru využívající záření absolutně černého tělesa

Senzory využívající deformaci optického vlákna

Tyto senzory využívají faktu, že měřená veličina způsobí deformaci optického vlákna. Tato deformace má za následek vznik mikrohybů podél optického vlákna. Optické vlákna je zpočátku rovné (neprohnuté). Kolem tohoto vlákna jsou umístěny čelisti, které volně obklopují vlákno. Nad jednou čelistí je bimetálový proužek, který je na počátku rovný. Při vzrůstu teploty nad určitou mez dojde k průhybu proužku. Po určitém stupni prohnutí dojde k tlaku na horní čelist a tím k deformaci optického vlákna. Měří se pokles intenzity světla na konci vlákna.



Obr.5.13 Ukázka optického snímače, využívající deformaci optického vlákna

Výhody OSV

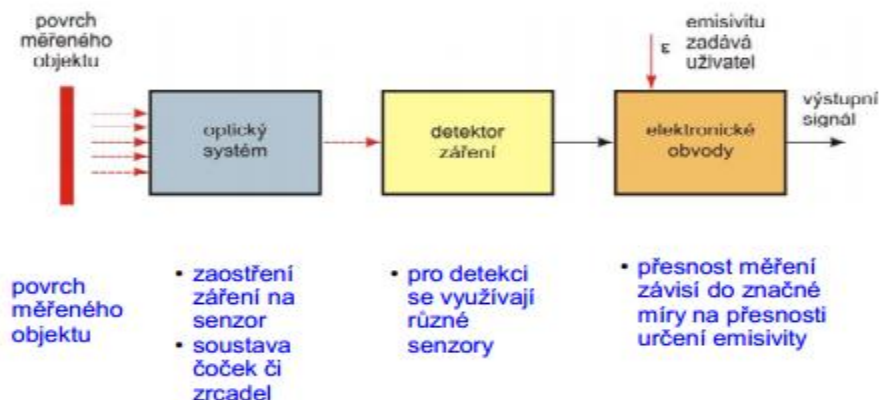
- Odolnost vůči elektromagnetickému vlnění
- Jednoduchá konstrukce
- Odolnost vůči nárazům
- Možnost použití v chemicky agresivním prostředí
- Málý útlum signálu
- Rychlá odezva na změnu měřené veličiny
- Vysoká míra spolehlivosti

Nevýhody OSV

- Vysoká pořizovací cena

5.3 Bezkontaktní měření tělesné teploty

Bezkontaktním měřením teploty na povrchu tkání (nejčastěji pokožky) se zabývá lékařská termografie. V současnosti se v tomto oboru používají termografické kamery s infračervenými tepelnými či kvantovými senzory záření. Tepelným senzorem záření je vybaven také ušní infračervený teploměr, který měří tělesnou teplotu na základě tepelného vyzařování ušního bubínku.

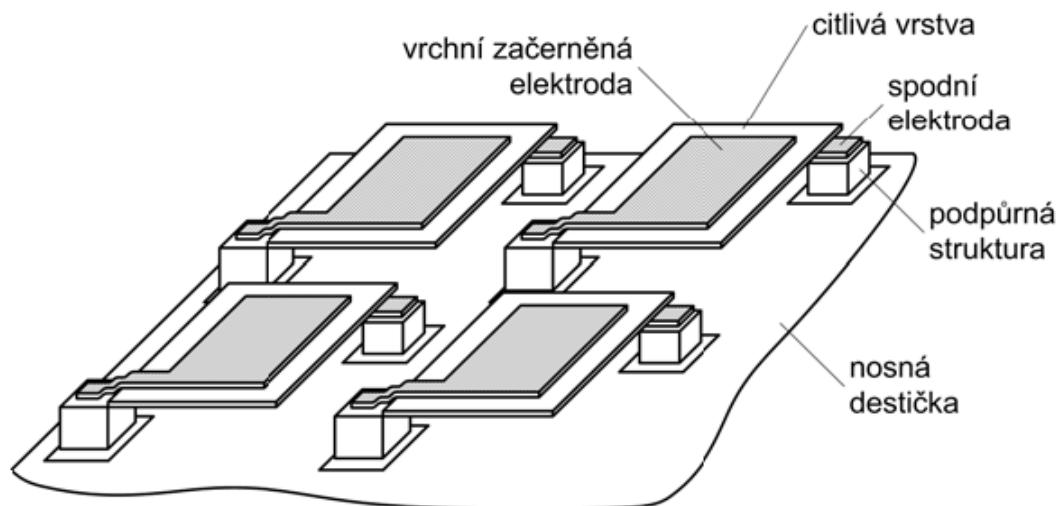


Obr.5.14 Uspořádání bezdotykového teploměru

5.3.1 Senzory pro bezkontaktní měření teploty

Bezkontaktní senzory teploty lze rozdělit do dvou skupin, podle jejich interakce s dopadajícím infračerveným zářením, a to na tepelné a kvantové. Senzory teploty se vyrábějí ve dvou provedeních. Prvním je jednoduchý sensor, určený pro bezkontaktní měření teploty v určitém bodě (resp. na velmi malé ploše). Pro termografii jsou určeny plošné maticové senzory, obsahující řádově statisíce mikrosenzorů. Jsou obdobou CCD a CMOS snímačů obrazu, které jsou známé např. z digitálních fotoaparátů a videokamer.

U tepelných senzorů se využívá ohřátí citlivé vrstvy působením dopadajícího infračerveného záření. Změna teploty vrstvy se projeví změnou jejích elektrických vlastností, nejčastěji se využívá změny odporu či kapacity. Tyto senzory se nazývají odporovými, resp. kapacitními bolometry. Pro potřeby bezkontaktního měření teploty v lékařství se používají hlavně miniaturní odporové bolometry, nazývané také mikrobolometry, a to ve formě bodových i maticových senzorů.



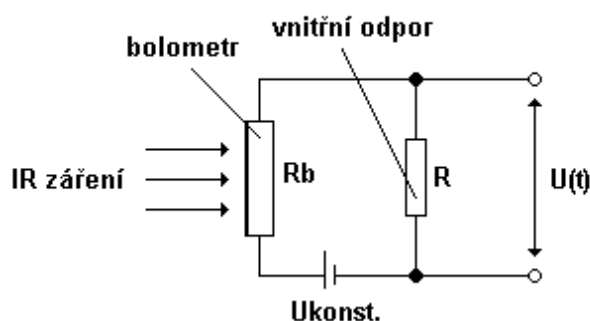
Obr.5.15 Architektura mikrobolometrického maticového senzoru.

V základním provedení je odporový bolometr tvořen tenkou vrstvou vhodného materiálu. Nutnou vlastností takového materiálu je vysoký teplotní součinitel odporu. Používá se např. oxidu vanadičitého VO_2 . Vrstva je nanášena na vodivé podložce a překryta další vodivou elektrodou, skrze kterou musí dopadající tepelné záření proniknout a která je z tohoto důvodu začerněna. Jako elektrodový materiál se používá platina, případně titan s nanášenou vrstvou platiny.

V případě plošné matice mikrobolometru jsou jednotlivé mikrobolometry upevněny na výstupcích vyleptaných do nosné destičky, od které jsou tím dobře tepelně izolovány. Celá sestava je umístěna na masivnější kovové destičce, aby bylo možné udržet teplotu všech prvků senzoru na stejné konstantní teplotě. Nosná destička je obvykle z křemíku a jsou na ní vytvořeny elektronické obvody s bipolárními či unipolárními tranzistory, připojené k jednotlivým prvkům a sloužící jako měřicí převodníky odporu na výstupní napětí a multiplexery.



Obr.5.16 Mikrobolometrický maticový senzor, foto firma ULIS France.



Obr.5.17 Elektrické schéma zapojení bolometru

Odpor bolometru R_B závisí na teplotě a ta závisí na množství absorbovaného IR záření (odpor bolometru je největší za tmy, přičemž s množstvím absorbovaného záření se jeho odpor zmenšuje). Výstupní napětí na bolometru je dáno:

$$U(t) = \frac{RU_{konst.}}{R_B} \quad (5.11)$$

kde:

R je vnitřní odpor
 R_B je odpor bolometru
 $U_{konst.}$ je napětí zdroje

Odpor bolometru se mění s teplotou přibližně lineárně podle vztahu (ten je stejný jako u odporových senzorů)

$$R_B = R_{B0} [1 + \alpha(t - t_0)] \quad (5.12)$$

Kde:

R_{B0} je odpor bolometru při teplotě t_0
 R_B je odpor bolometru při teplotě t .

Výsledný vztah pro teplotu je potom dán rovnicí:

$$t = \frac{RU_{konst.} - R_{B0}U(t)}{R_{B0}\alpha U(t)} + t_0 \quad (5.13)$$

kde R , R_{B0} , α , $U_{konst.}$, t_0 známe a $U(t)$ změříme. Aby změna teploty detekovaná bolometrem byla dána pouze absorbovaným IR zářením, je zapotřebí bolometr tepelně izolovat od svého okolí.

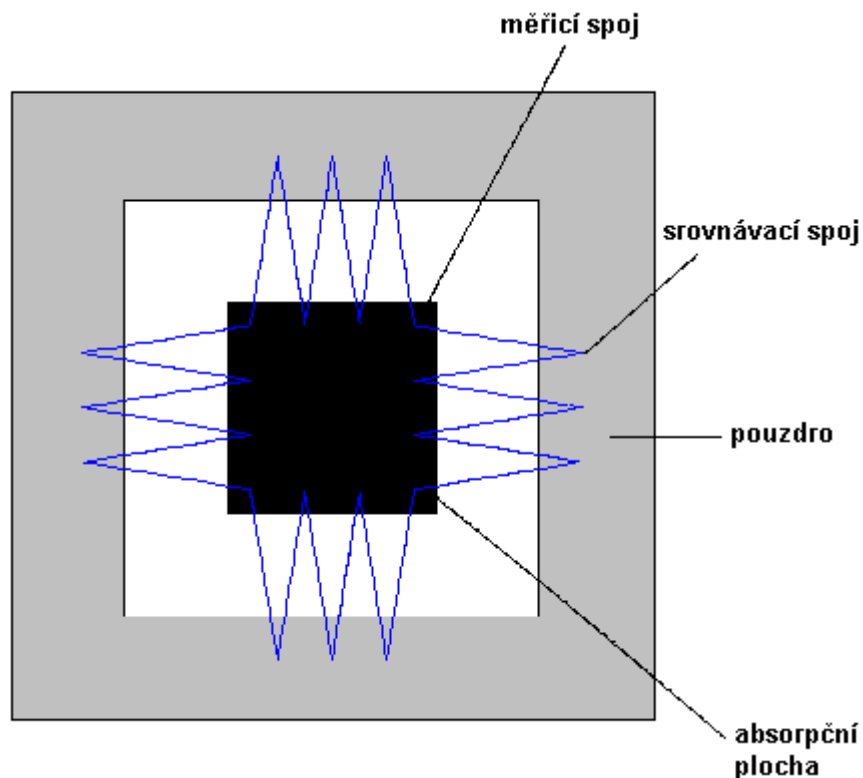
Citlivost senzoru tepelného záření je ovlivněna především jeho vlastním šumem. Velikost tohoto šumu určuje tzv. výkonový ekvivalent šumu, zkráceně NEP (Noise Equivalent Power). Ten udává zářivý tok dopadající na senzor, při kterém je velikost výstupního napětí rovna přesně efektivní hodnotě šumového napětí. Výkonový ekvivalent se udává ve wattech. Vzhledem k tomu, že efektivní hodnota šumu je závislá na jeho spektrální hustotě, bývá hodnota NEP normalizována velikostí uvažované šířky pásma a pak se udává v jednotkách $W \cdot Hz^{-1/2}$.

Schopnost senzoru rozlišit teplotní rozdíly popisujeme pomocí parametru NETD (Noise Equivalent Temperature Diference), teplotnímu rozdílu ekvivalentního šumu. Jde o velikost změny teploty, která způsobí změnu dopadajícího zářivého toku, odpovídající výkonovému ekvivalentu šumu NEP. Jednotkou NETD je tedy Kelvin. Změny teploty menší než NETD není senzor schopen rozlišit. Je zřejmé, že čím menší NETD bude, tím větší bude teplotní rozlišení.

Teplotní rozlišení senzoru můžeme zvětšit (kromě volby typu senzoru a jeho konstrukčního provedení) především zvětšením plochy senzoru. Tím ovšem snížíme jeho prostorové rozlišení. Na rozdíl od tepelných senzorů se kvantové senzory používají především ve formě plošných maticových senzorů. Pro bezkontaktní měření teploty v jednom bodě se používají odporové bolometry.

Termoelektrické senzory IR záření

Tyto senzory tvoří tzv. termočlávková baterie, která je dána sériově zapojenými termočlávkami. Řádově se jedná o jednotky až desítky termočlávků. Termoelektrické senzory pracují na principu jako klasické termočlávkové - využívají tzv. Seebeckův jev. Záření, které je emitováno tělesem, jehož teplotu měříme, dopadá přes filtr na absorpční plochu termoelektrického senzoru, který je natřen černým lakem. Zde dochází k absorpci záření a jeho transformaci na teplo. Dojde k ohřátí měřícího spoje termočlávků, které jsou v kontaktu s černou absorpční vrstvou. Srovnávací spoje termočlávků jsou udržovány na konstantní teplotě. Na základě rozdílné teploty obou spojů dojde ke vzniku termoelektrického napětí.

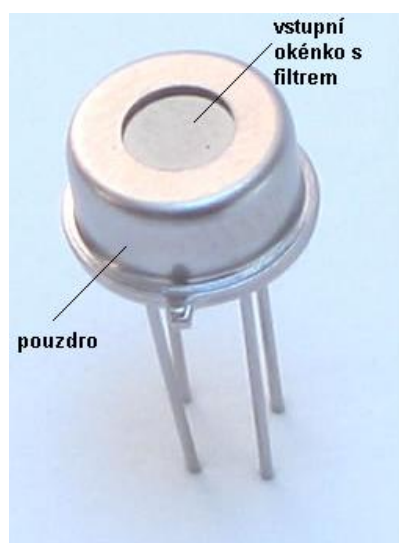


Obr.5.18 Principiální schéma termočlánekové baterie

Termoelektrické senzory se vyrábí:

- Drátkovou technologií - tenké kovové pásy
- technologie tenkých vrstev

Termočlánekové senzory se řadí mezi neselektivní detektory záření. Rozsah vlnových délek záření, pro které lze senzor použít, závisí na propustnosti materiálu filtru. Materiály pro výrobu filtru bývají nejčastěji: křemen, polyethylen nebo teflon.



Obr.5.19 Termoelektrický senzor

Bezkontaktní ušní teploměr

Ušní infračervený teploměr k měření tělesné teploty využívá tepelného vyzařování ušního bubínku. Ten má společné cévní zásobení s hypothalamem, který řídí tělesnou teplotu. Proto by měla teplota ušního bubínku lépe kopírovat vnitřní teplotu těla než teplota jeho povrchu. Tento typ teploměru využívá odporového bolometru, umístěného ve speciální sondě, zasouvané do ucha (bývá pevně spojena s tělem teploměru). Úbytek napětí na bolometru je pomocí A/D převodníku převeden na číslicový údaj, který je vyhodnocen s využitím vestavené kalibrační křivky. Naměřená teplota je zobrazena na LCD displeji.

Termografie

Infračervené záření

Infračervené záření je elektromagnetické záření s vlnovou délkou 750nm - 1mm s frekvencí 300GHz - 400THz. Toto záření představuje kombinaci příčného a postupného vlnění elektromagnetického pole. Tepelná energie je přenášena od svého zdroje prostřednictvím elektromagnetického záření. Tuto energii lze popsat vzorcem:

$$E=h.f$$

kde:

h - je Planckova konstanta ($h=4,14 \cdot 10^{-15} \text{ eV.s}$)

f - je frekvence, která náleží dané vlně

Termografie je vědní obor, který se zabývá rozložením teplotního pole na povrchu snímaného tělesa. Primárním cílem termografie je analyzovat rozložení teploty, která je vyzařována studovaným objektem, a vyhodnotit termogram. Termogram nese informaci, která je spojená s generací teplotního reliéfu a také popisuje přeměnu tepelné energie na infračervené záření. Následně je termogram převeden do oblasti viditelného spektra, protože infračervené záření je okem neviditelné. Infračervené záření je možno rozdělit na několik podoblastí, dle jejich vlnových délek:

Oblast IR	Vlnová délka	Zkratka
Blízká infraoblast	0,75 μm -3 μm	NWIR
Střední infraoblast	3 μm -5 μm	MWIR
Vzdálená infraoblast	5 μm -15 μm	LWIR
Velmi vzdálená infraoblast	15 μm - 1 mm	VLWIR

Tab. 5.4 Oblasti IR záření

Generace infračerveného záření

Základními zdroji IR záření jsou atomy a molekuly látky, v nichž toto záření vzniká rotačními pohyby elektricky nabitých částic. Aby mohlo dojít k emitování energie atomem - musí být atom vybuzen (excitován). K excitaci je nutné dodat atomu příslušnou energii. Podle formy energie, ze které je hrazena energie záření, je možné rozdělit optické zdroje na zdroje teplotní, luminiscenční a elektromagnetické.

Zdroje teplotní - Generovaná zářivá energie je hrazena na úkor tepelné energie zdroje záření. Spektrum tepelného záření tuhých a kapalných látek je spojitě, naopak spektrum plynů a par

je diskrétní. Teplotním zdrojem záření je teoreticky každé těleso, jehož teplota je větší než absolutní nula - 0K. Tyto zdroje jsou charakteristické tím, že emitují obecně záření všech vlnových délek elektromagnetického spektra, avšak s velmi různou energií.

Zdroje luminiscenční - zde jsou řazeny zdroje, u nichž je IR záření buzeno absorpcí jiného záření, nebo spádem napětí ve výbojové dráze. Energie záření je v tomto případě hrazena z jiných forem energie než z energie tepelné.

Zdroje elektromagnetické - Pro získání IR záření lze použít optických zdrojů záření, ale také radiotechnických generátorů (oscilátorů).

Zdroje IR záření lze také rozdělit dle spektrální emisivity

Absolutně černá tělesa - jedná se o ideální těleso, které pohlcuje veškeré záření na všech vlnových délkách. Absolutně černé těleso je jednak ideální absorbent, ale také ideální emitér. Absolutně černé těleso vyzařuje na všech vlnových délkách maximální dosažitelnou energii záření.

Šedá tělesa - Jsou charakteristická tím, že jejich emisivita se s okolními změnami teploty nemění. Neemitují ani neabsorbují celkové záření, protože jejich koeficient emisivity není roven 1.

Selektivní zářiče - Vyznačují se proměnnou emisivitou. Jejich emisivita se mění s vlnovou délkou a okolními podmínkami. Mezi tato tělesa patří většina tepelných zářičů.

Termografická kamera může využívat bodového, lineárního či maticového senzoru tepelného záření. Při použití bodových a lineárních senzorů je nutné provádět mechanický rozklad obrazu pomocí soustavy rotujících optických prvků (zrcadel apod.). Starší termografické kamery, které takto fungovaly, byly konstrukčně velmi náročné, a proto velmi drahé, jejich optická soustava se vždy skládala z desítek prvků. Dnes se pro lékařskou termografii bez výjimek používá maticových senzorů, a to kvantových s termoelektrickým chlazením nebo nechlazených bolometrických.

Termokamera bývá vybavena objektivem s pevnou ohniskovou vzdáleností, nejčastěji 50 mm. Tyto objektivy se vyznačují malým počtem optických prvků, a proto velkou světelností. Volba velikosti snímání plochy se provádí přesunem kamery do vhodné vzdálenosti od objektu, proto se umísťuje na stativ. Zaostřování je automatické.

Teplotní rozlišení moderních termokamer je řádově $0,1 \div 0,01$ °C, měřicí rozsah je většinou částí intervalu $20 \div 50$ °C. Zobrazovací frekvence se pohybuje v širokém rozsahu až do 30 Hz u nejrychlejších kamer, některé však umožňují snímat pouze jeden obraz za několik sekund. Frekvence je omezena časovou konstantou snímače a závisí na rychlosti zpracování obrazu. Používají se 16-bitové a 24-bitové A/D převodníky. Prostorové rozlišení kamer dosahuje při nejmenší možné vzdálenosti od objektu až desetiny milimetru. Jelikož kvantové detektory jsou více závislé na spektru dopadajícího záření, bývá jejich měřicí rozsah menší, než je tomu u kamer s tepelnými senzory.

Konstrukce termografické kamery

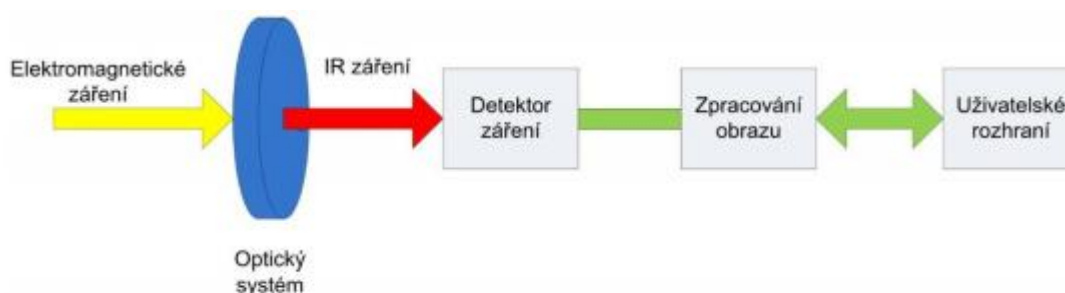
Celkovou konstrukci kamery lze rozdělit na několik subsystémů:

Optický systém - zachycuje infračervené záření z měřeného objektu a přivádí jej na senzor infračerveného záření. Tento systém se skládá ze soustavy čoček, závěrky, ostření.

Senzor IČ záření - konstrukčně se jedná o maticový senzor, který převádí dopadající IČ záření na elektrický signál, který je následně digitalizován a zpracováván ve výsledný

termogram.

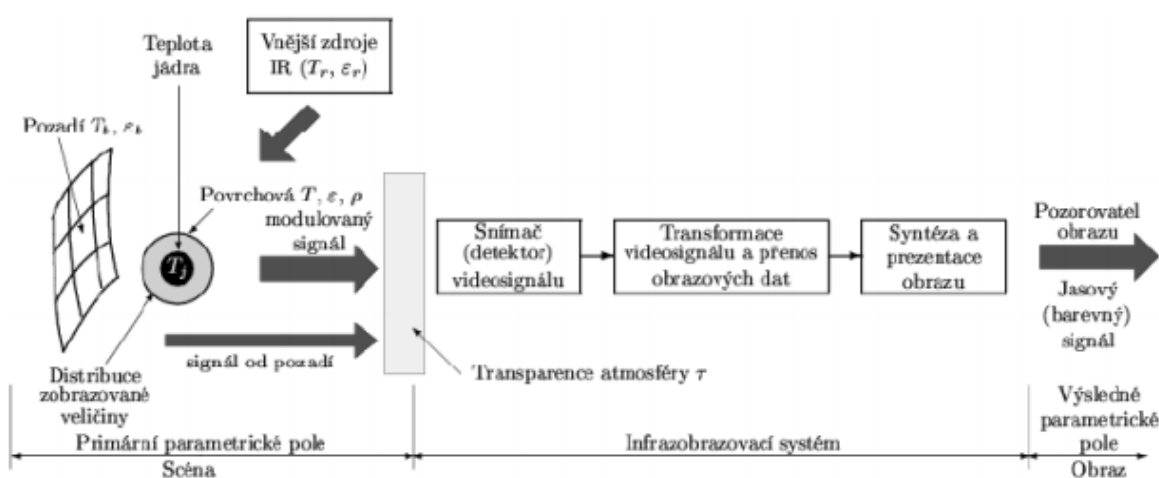
A/D převod a zpracování obrazu - zde je provedena digitalizace dat z IČ senzoru. Výsledný digitální obraz je zpracován a zobrazen na obrazovku termografické kamery.



Obr.5.20 Blokové schéma infračervené termografické kamery

Proces zobrazení termokamery

Radiační tok, který je detekován termokamerou, je dán jednak tokem od snímaného objektu, ale také tokem od vnějších radiačních zdrojů. Značné komplikace spočívají ve skutečnosti, že snímaný radiační tok je ovlivněn teplotou a transparentností atmosféry, ochlazováním objektů, prouděním vzduchu a také směrovostí vyzařování. Je nutné rozdělit parametry, které ovlivňují snímanou scénu na tzv. vnější a vnitřní.



Obr.5.21 Obecné schéma procesu zobrazení

Topologie snímaného objektu

Neživé objekty - U topologie je nutné určit směrovost vyzařování a také určit, zda snímané těleso je či není Lambertovským zářičem. V situaci, kdy je povrch tělesa nerovný, je nutné sečíst všechny složky odraženého záření, aby došlo k eliminaci nesprávného výpočtu teploty.

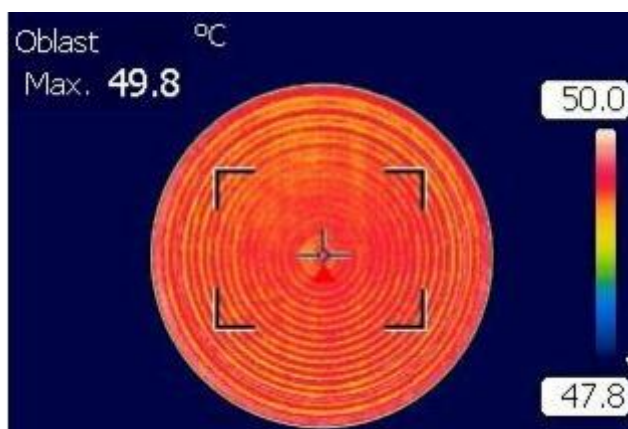
Člověk - Z pohledu topologie se pokožka jeví jako ideální Lambertovský zářič. Zářivost lidské pokožky je dána Angstromovým vztahem:

$$I_{\alpha} = \frac{I_n \cos \alpha}{1 + (m^2 - 1) \sin^2 \alpha} \quad (5.14)$$

m - konstanta získaná měřením
 I_n - zářivost ve směru normály k povrchu

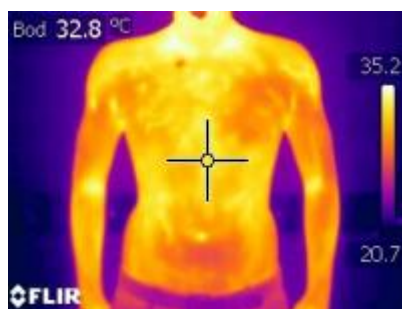
Termogram

Pro vizuální hodnocení termogramu je počet příslušných teplotních kroků reprezentován buď úrovněmi šedí, nebo barevným modelem RGB. V modelu RGB je obrázek rozdělen na tři základní barvy: red, green a blue. Kombinace těchto barev tvoří výsledné barevné spektrum pomocí termografické stupnice. V medicínských aplikacích se nejčastěji používá teplotní krok s přesností na setiny stupně. Použitá stupnice je reprezentována termografickou stupnicí po straně termogramu s číselným záznamem o rozsahu měřených teplot. Každá měřená teplota, nebo teplotní rozsah je vyjádřen konkrétní barvou.



Obr.5.22 Termogram s teplotní stupnicí

Rozsah barev v teplotní stupnici je volen od bílé (nejteplejší oblasti 50°C) až po tmavě modrou (nejchladnější oblast 47,8 °C). V klinické praxi se okolí vyšetřovaného objektu dává do kontrastu se snímaným objektem pro lepší rozlišení hran pozorovaného objektu.



Obr.5.23 Ukázka termogramu s povrchovým rozložením teploty povrchu lidského těla

Kontrolní otázky

1. Vysvětlete podstatu Seebeckova jevu.
2. Která z dvojic materiálů se nejčastěji používá pro výrobu termoelektrických senzorů teploty?
3. Jakou vlnovou délku IR-záření využívají optovláknové senzory teploty?
4. Popište princip optovláknového senzoru teploty.
5. Jaký typ fotodetektoru se používá u optovláknových senzorů teploty a tlaku?
6. Pokuste se popsat výhody a nevýhody ušního bezkontaktního teploměru.
7. Jaké jsou nevýhody klasického rtuťového teploměru a jakým způsobem se tyto nevýhody řeší?
8. Je teplotní součinitel negatoru kladný nebo záporný? Je závislý na teplotě?
9. Popište stručně princip termokamery.

Literatura

[FRA03], [PEN04], [GHA98], [WEB99], [PRE13], [VUT13], [MEJ09], [RIG09], [ODB13], [TUR90], [HAN09], [MOO13], [HAL00], [KRE05], [LYS05], [DRA01], [DRA80], [ZEM11], [VAN13], [RIP05]