

5 Měření teploty. Měření krevního tlaku. Měření tepové frekvence. Monitorování. Telemetrie. Přístroje ergometrických pracovišť.



Čas ke studiu: 4 hodiny



Cíl:

Po prostudování tohoto odstavce budete umět

- definovat měření neelektrických signálů z lidského těla
- popsat metody a principy měření teploty, tlaku, tepové frekvence
- vyřešit problematiku tlakových oscilací a artefaktů při měření tlaku



Výklad

Měření teploty

Měření tělesné teploty patří k nejstarším diagnostickým metodám v lékařství. Teploměr vynalezl Galileo Galilei roku 1592. Zřejmě jako první se pokusil měřit tělesnou teplotu, coby indikátor zdravotního stavu, anglický fyziolog Richard Lower (1631-1691). Rtuťový teploměr byl vynalezen v roce 1714 Fahrenheitem, který nově zavedl Fahrenheitovu teplotní stupnici. Celsiova stupnice byla v dnešní podobě zavedena roku 1744. Skot James Currie (1756-1805) byl prvním známým lékařem, který měřil teplotu svých pacientů a na základě toho určoval léčbu pomocí teplých a studených obkladů. Jako systematická diagnostická metoda bylo měření tělesné teploty zavedeno v průběhu 19. století.

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, které 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 teploměrů 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.

Měření tělesné teploty dělíme podle toho, zda měříme teplotu v jednom či několika málo bodech, nebo zda zjišťujeme rozložení teploty na povrchu tkáně. Posledně jmenovaným způsobem se zabývá lékařská termografie využívající v principu jak kontaktní, tak i bezkontaktní měření. Dnes se kontaktní termografie téměř nepoužívá, pro bezkontaktní termografii jsou určeny termografické **kamery s mikrobolometrickými či kvantovými maticovými senzory**.

Údaje o teplotě, získané z různých míst, nelze vzájemně srovnávat. Tzv. normální teplota je podle místa měření uvedena v tabulce níže (viz Tab. 12) ve formě intervalu. Někdy jsou intervaly normální teploty závislé na věku a pohlaví jedince.

<i>místo měření</i>	<i>t_{norm} [°C]</i>
v podpaží	34,7 – 37,3
rektální	36,6 – 38,0
v uchu	35,8 – 38,0
orální	35,5 – 37,5

Tab. 12. Normální teplota lidského těla v závislosti na místě jejího měření.

Tělesná teplota každého jedince se mění v průběhu dne, obvykle je vyšší večer. To může být způsobené zvýšenou tělesnou aktivitou, psychickým vypětím, po jídle, podáním některých léků a vlivem vysoké teploty či vlhkosti okolního prostředí. U dětí do 6 měsíců věku se teplota během dne mění jen nepatrně, u dětí od 6 měsíců do 2 let asi o 1 °C denně, ve věku 6 let pak o 2 °C denně. V dospělosti se teplota během dne mění už méně, obecně také s rostoucím věkem klesá. U žen se během menstruačního cyklu mění teplota o 1 či více °C.

□ Kontaktní měření tělesné teploty

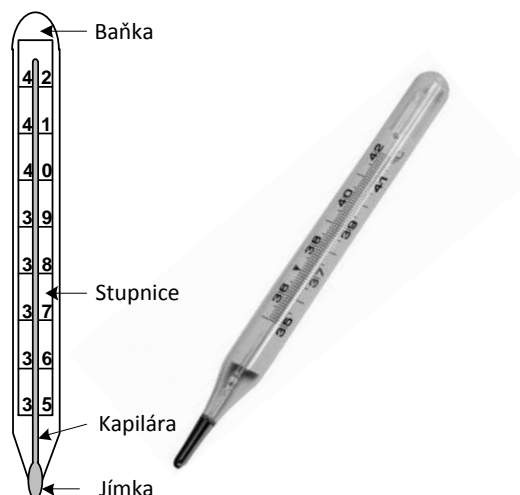
Pro kontaktní měření tělesné teploty se dnes používají rtuťové a elektronické teploměry. V budoucnosti se očekává úplná eliminace rtuťových teploměrů, neboť obsahují toxickou rtuť, a měření pomocí nich je velmi pomalé.

Lékařský rtuťový teploměr

Lékařský rtuťový teploměr patří do skupiny kapalinových teploměrů. Je upraven k měření maximální teploty, a to zúžením kapiláry v místě nad baňkou se rtuťí. Proto je před jeho použitím nutné rtuť sklepat zpět do baňky. Měřicí rozsah lékařského rtuťového teploměru bývá 35 – 42 °C, stupnice je dělena po 0,1 °C. Teplota těla 37 °C je na ní vyznačena červenou barvou, neboť byla dlouhou dobu (a stále chybně je) považována za hranici mezi normální a zvýšenou teplotou (viz Tab. 12). Nevýhodou rtuťových teploměrů je relativně pomalé měření. Podle některých studií je vhodné ponechat teploměr v kontaktu s tělem minimálně 8 minut.

Lihové teploměry se v lékařství nepoužívají, neboť nejsou dostatečně přesné. Od použití rtuťových teploměrů se v poslední době ve světě ustupuje, jelikož rtuť je toxická, a při rozbití teploměru představuje zdravotní riziko. Tyto teploměry jsou

nahrazovány ponejvíce elektronickými. Jinou možností představuje použití odpovídající náhrady za rtuť, např. galinstanu. Jde o netoxickou slitinu galia, india a cínu, která je za pokojové teploty tekutá. Protože galinstan má tendenci smáčet povrchy z různých materiálů, včetně skla, je nutné skleněnou kapiláru teploměru upravit potažením oxidu galia, jenž tomuto efektu zabrání.



Obr. 81. Popis skleněného rtuťového teploměru.

Elektronické kontaktní teploměry

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

Speciální elektronické teploměry určené pro přesné, 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.



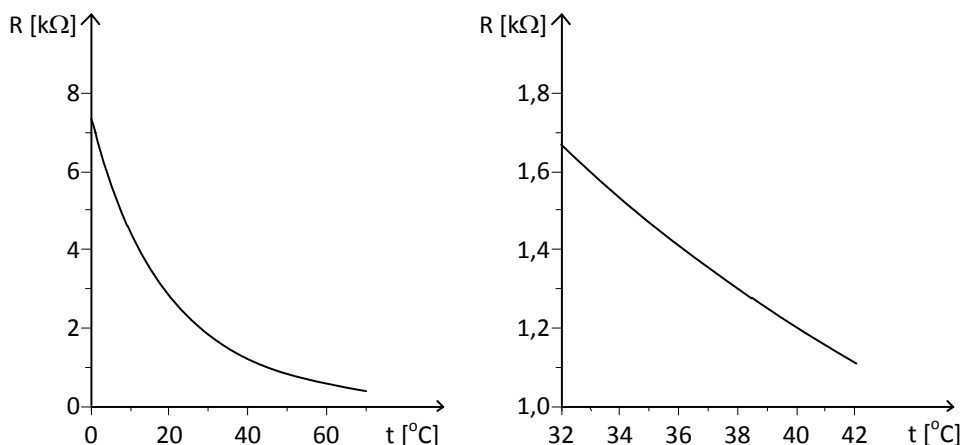
Obr. 82. Příklad digitálního kontaktního teploměru.

Termistory a jejich vlastnosti

V technické praxi se pro měření teploty používají nejčastěji senzory odporové kovové, odporové polovodičové a dále senzory termoelektrické. Do některých aplikačních oblastí stále více pronikají integrované polovodičové senzory, analogové

i číslicové. V lékařské diagnostické technice se pro měření tělesné teploty používají téměř výhradně termistory, které patří mezi odporové polovodičové senzory. Jejich základními výhodami jsou jednoduché použití, nízká cena a dostačující přesnost.

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.



Obr. 83. Graf závislosti odporu negastoru na teplotě v rozsahu 0 – 70 °C a jeho detail pro rozmezí teplot 32 – 42 °C. Uvedeno pro termistor firmy BetaTHERM, typ 2.2K3A1A. Výrobce v intervalu garantuje 0 – 70 °C přesnost $\pm 0,1$ °C. Zdroj: BetaTHERM.

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:

$$R(T) = A \cdot e^{\frac{B(T)}{T}} \quad [\Omega, K, \Omega, K] \quad (5.1)$$

kde:

- R elektrický odpor,
- A konstanta závislá na geometrickém tvaru a materiálu,
- B parametr závislý na materiálu negastoru a teplotě,
- T termodynamická teplota.

Zdůrazněme, že tento vztah platí za předpokladu nulového či zanedbatelného samozahřívání termistoru v důsledku procházejícího proudu. Přestože parametr B je ve výše uvedeném vztahu teplotně závislý, používá se ve formě konstanty pro určité

rozmezí teplot, kdy je chyba parametrem, tím způsobená, zanedbatelná. Na výše uvedeném obrázku (viz Obr. 83) je zachycena závislost odporu na teplotě pro negastor firmy BetaTHERM, určený speciálně k měření tělesné teploty.

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

$$\alpha(T) = \frac{1}{R} \cdot \frac{dR}{dT} \quad [K, \Omega, K] \quad (5.2)$$

Lineární závislost odporu na teplotě vyjádříme pomocí teplotního součinitele odporu vztahem:

$$\alpha(T) = R_0 \cdot (1 + \alpha_0 \cdot (T - T_0)) \quad (5.3)$$

kde:

R_0 odpor při referenční teplotě T_0 ,

α_0 teplotní součinitel odporu při T_0 .

Dosazením odporu negastoru z rovnice (5.1) do rovnice pro teplotní součinitel (5.2) a následným derivováním dostáváme:

$$\alpha(T) = -\frac{B}{T^2} \quad [K, K^2] \quad (5.4)$$

Ze vztahu je zřejmé, že teplotní součinitel odporu negastoru bude záporný. Důsledkem použití linearizované závislosti je přídatná 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. Konstatujeme tedy, 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.

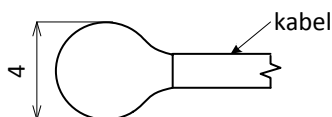
Využití negastorů pro měření tělesné teploty

Využití negastorů jako senzorů pro měření tělesné teploty klade určité nároky na jeho přesnost. Především v počátcích výroby trpěly tyto součástky značným rozptylem parametrů a jejich změnami vlivem stárnutí. Při použití pro měření tělesné teploty jsou senzory často vyměňovány kvůli dezinfekci a sterilizaci, případně jsou určeny k jednorázovému použití. Proto se klade důraz na jejich vzájemnou zaměnitelnost. V této oblasti byl firmou YSI zaveden v 60. letech standard, který povoluje takovou odchylku skutečné závislosti $R(T)$ od udávané, že díky ní vznikne chyba měření maximálně $\pm 0,1$ °C. Byla stanovena i standardní hodnota odporu negastoru 2252 Ω při teplotě 25 °C a 1354 Ω při teplotě 37 °C.

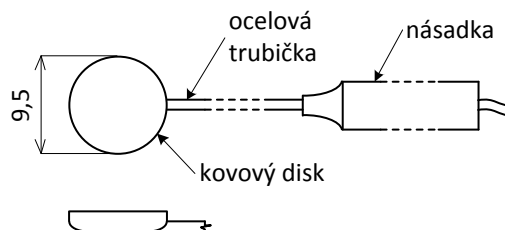
Výše uvedené vlastnosti mají sondy tzv. řady 400 firmy YSI, která obsahuje přes 10 různých typů ohebných i tuhých sond pro použití u dospělých a dětí, vhodných k měření a monitorování teploty na povrchu těla, orálně, rektálně a esofageálně. Sondy jsou buď plastové nebo z nerezavějící oceli, což spolu s jejich jednoduchým konstrukčním provedením umožňuje snadnou dezinfekci a sterilizaci. Všechny sondy

jsou standardně zakončeny zástrčkou typu jack se dvěma kontakty a průměrem 6,35 mm. Nákres základních typů sond řady 400 je uveden na obrázku níže (viz Obr. 84).

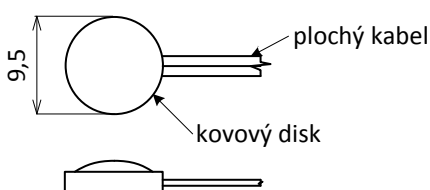
esofageální / rektální sonda (flexibilní)



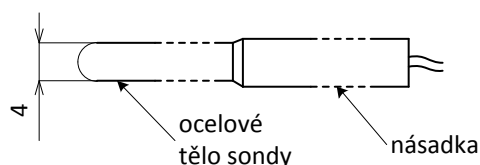
povrchová / podpažní ocelová sonda (tuhá)



povrchová sonda pro snímání z pokožky (flexibilní)



orální / rektální válcová ocelová sonda (tuhá)



Obr. 84. Provedení teplotních sond řady 400 s negastorem (firma YSI, USA / Japonsko).

Díky nízké ceně lze negastory použít i pro jednorázové sondy. V porovnání například s kovovými odporovými snímači teploty z platiny je cena termistoru i více než desetkrát nižší. Další výhodou termistoru jsou jejich velmi malé rozměry, řádově nepřekračují jednotky milimetrů. Cenově se termistorům začínají blížit integrované polovodičové senzory teploty, avšak přes veškeré své další výhody prozatím nedosahují požadované přesnosti a teplotního rozlišení.

□ **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 i ušní infračervený teploměr, který měří tělesnou teplotu na základě tepelného vyzařování ušního bubínku.

Tepelné záření a jeho měření

Všechna tělesa, jejichž teplota je větší než teplota absolutní nuly, jsou zdrojem elektromagnetického záření. Při teplotách nižších než asi 500 °C vyzařují neviditelné infračervené záření, které se nazývá tepelné záření.

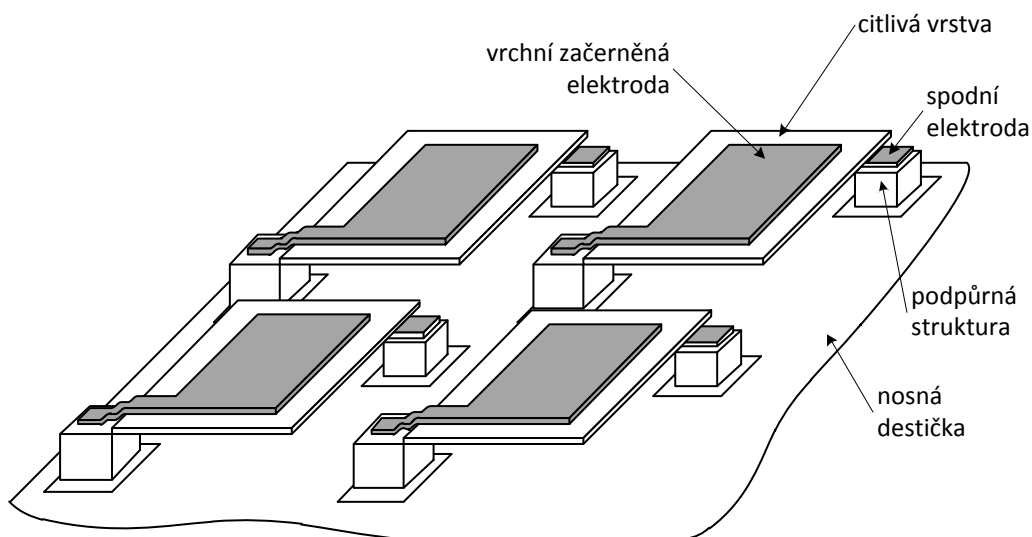
Bezkontaktní infračervené senzory teploty

Bezkontaktní senzory teploty lze rozdělit do dvou skupin, podle jejich interakce s dopadajícím infračerveným zářením, na:

- tepelné,
- kvantové.

Senzory teploty se vyrábějí ve dvou provedeních. Prvním je jednoduchý senzor určený pro bezkontaktní měření teploty v určitém bodě (lépe řečeno na velmi malé ploše). Pro termografii jsou určeny plošné maticové senzory, obsahující řádově statisíce mikrosenzorů.

U tepelných senzorů se využívá ohřátí citlivé vrstvy působením dopadajícího infračerveného záření. Změna teploty vrstvy se projeví změnou jejich 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. 85. Nákres mikrobolometrického maticového senzoru. Podpůrné polovodičové struktury a vodiče, nacházející se na nosné destičce, nejsou pro přehlednost zakresleny.

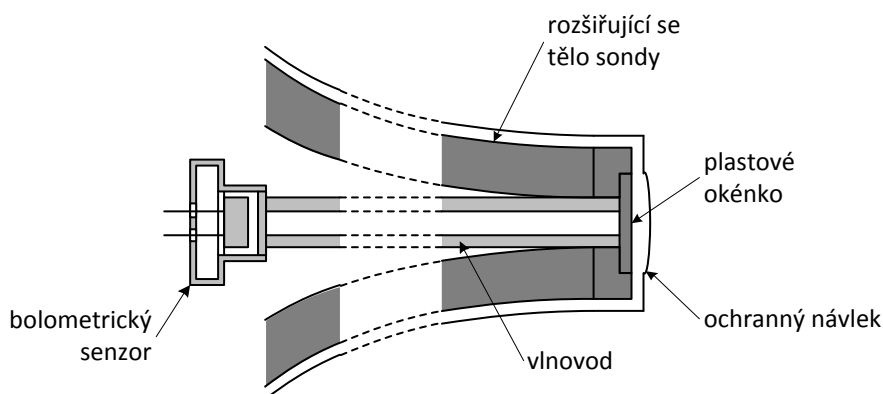
Bezkontaktní ušní teploměr

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 je teplota jeho povrchu. Tento typ teploměru využívá odporového bolometru, umístěného ve speciální sondě zasouvané do ucha (bývá pevně spojena s tělem teploměru), (viz Obr. 86). Úbytek napětí na bolometru je pomocí A/D převodníku převeden na číselný údaj, který je vyhodnocen s využitím vestavěné kalibrační křivky. Naměřená teplota je zobrazena na LCD displeji.

Tepelné záření bubínku je k bolometru přiváděno vlnovodem ve tvaru tenké trubičky s pozlaceným vnitřním povrchem (zlato se vyznačuje velmi malou pohltivostí). Průměr vlnovodu je asi 3 mm, jeho ústí je překryto okénkem z polypropylenu, které

brání znečištění, a zároveň dobře propouští infračervené záření. Aby se zabránilo přenosu infekce mezi vyšetřovanými jedinci a znečištění okénka ušním mazem, chrání se sonda při měření návlekm z tenkého polypropylenu. Návlek je určen na jedno použití.

Při měření pomocí ušního teploměru je nutné správně zavést sondu. Tahem za ušní boltec směrem nahoru dojde k napřímení zvukovodu, takže vlnovodem bude procházet tepelné záření bubínku, a na něj je teploměr kalibrován. Při nesprávně zavedené sondě prochází vlnovodem tepelné záření vydávané tkání vnějšího zvukovodu a teploměr ukazuje chybný údaj. Celá sonda bývá tvarována tak, aby nebylo možné jejím zavedením bubínek poškodit.



Obr. 86. Zjednodušený náčrt sondy ušního infračerveného teploměru.

Některé studie zaměřené na klinické ověření funkčnosti ušních teploměrů považují tyto teploměry za méněcenné vzhledem k jiným typům. Důvodem těchto závěrů jsou především rozdíly mezi teplotami naměřenými v levém a pravém uchu, které v některých případech činily až 2,5 °C. Dále se poukazuje na rozdíly mezi hodnotami naměřenými pomocí ušních teploměrů různých výrobců dosahující až 0,6 °C. Bylo také zjištěno, že u pacientů, kteří před měřením leželi na daném uchu, vykazuje údaj o naměřené teplotě přídatnou chybu. Výrobci teploměrů z tohoto důvodu doporučují měřit teplotu stále ve stejném, buď levém, či pravém uchu a u pacientů, kteří na daném uchu leželi, vyčkat před měřením alespoň 10 minut, než dojde k ustálení teploty na správné hodnotě.

Příkladem ušního teploměru je typ ThermoScan od firmy Braun, (viz Obr. 87). Podle údajů výrobce je měřeno vždy 8 teplot, a pak je zobrazena maximální naměřená hodnota. Teploměr měří s rozlišením 0,1 °C a s přesností $\pm 0,2$ °C. Ve spodní části sondy se nachází tlačítko, které je sepnuto nasazením ochranného návleku na sondu. Pokud stisknuto není, teploměr neměří, což má zabránit měření bez použití návleku. Tento fakt však nezabraňuje opakovanému měření u různých osob s jedním návlekm, který je ovšem určen k jednomu použití. Sonda teploměru musí být čištěna s nejvyšší opatrností a není samozřejmě možné ji dezinfikovat nebo sterilizovat.



Obr. 87. Ušní teploměr ThermoScan IRT3020 firmy Braun s nasazeným ochranným návlekm.

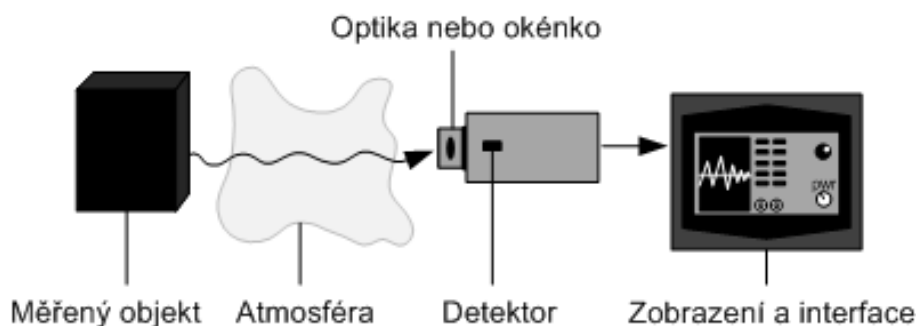
□ Lékařská termografie

Měřením rozložení teploty pomocí termografických metod získáváme informaci o fyziologické činnosti tkání, zatímco většina ostatních lékařských zobrazovacích metod poskytuje pouze informaci o jejich anatomické stavbě. Dalším přínosem je možnost měřit teplotu při pohybu těla a zjišťovat její rychlé změny. Jedná se o metodu neinvazivní, nebolestivou a ekonomicky nenáročnou (náklady na vyšetření jsou minimální, neuvažujeme-li pořizovací cenu termokamery).

Termografické zobrazovací metody dělíme na kontaktní a bezkontaktní. Kontaktní termografie se dnes již nepoužívá, neboť byla založena na využití cholesterických kapalných krystalů, které vlivem teploty mění svoji barvu. Dnes výhradně používaná bezkontaktní termografie odstranila veškeré nevýhody těchto metod a přinesla možnost počítačové analýzy termogramu.

Infrazobrazovací systémy

Infračervený teploměr lze přirovnat k lidskému oku. Oční čočka představuje optiku, skrz kterou záření (proud fotonů) z měřeného objektu dopadá přes atmosféru na fotocitlivou vrstvu (oční sítnici). Zde je přeměněno na signál, který je vyslán do mozku. Následující obrázek (viz Obr. 88) ilustruje obdobnou funkci infračerveného měřicího systému.



Obr. 88. Funkce IR systému.

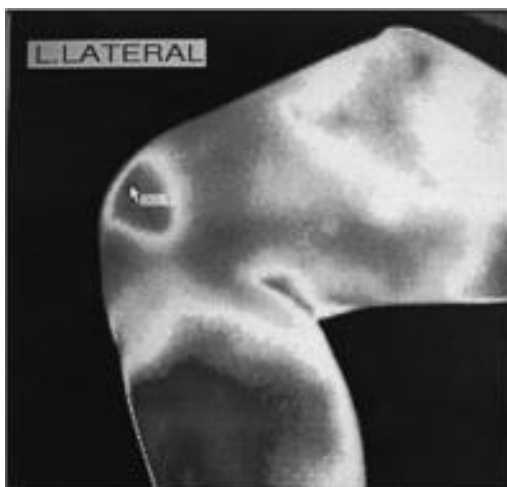
Historie termovize

První záznam o termobiologických diagnózách lze nalézt ve spisech Hippokrata kolem roku 480 př. n. l. Nemocná osoba se potřela bahnem a pozorovalo se, která oblast těla uschnula první. Tohle byla základní myšlenka patologie orgánů. Poté se pokračovalo ve výzkumu a klinickém pozorování a bylo prokázáno, že určité teploty lidského těla svědčí o normálních (fyziologických) a abnormálních (patologických) procesech v lidském těle.

Kolem roku 1950 propukla nová éra termografické diagnostiky díky výzkumu vojenských infračervených monitorovacích systémů pro noční pohyb vojáků. Jakmile byl výzkum odtajněn, infračervená zobrazovací technologie byla k dispozici i pro lékařské účely. První diagnostické užití infračervených zobrazovacích systémů přišlo v roce 1956, kdy Lawson zjistil, že teplota kůže nad nádorem prsu je vyšší než teplota kůže nad zdravou tkání. Poukázal také na to, že žilní krev je často teplejší, než krev v arteriích.

Od roku 1970 je termografie využívána v mnoha zdravotnických střediscích pro diagnostické účely. Roku 1982 byla termografie schválena a zařazena jako přídavná diagnostická metoda ke zjištění rakoviny prsu.

V současné době byl udělán významný pokrok v technologii infračervených detekčních systémů a aplikaci sofistikovaného počítačového zpracování obrazu.



Obr. 89. Termogram kolene, synovitida.

Pyrometr - snímač IR záření

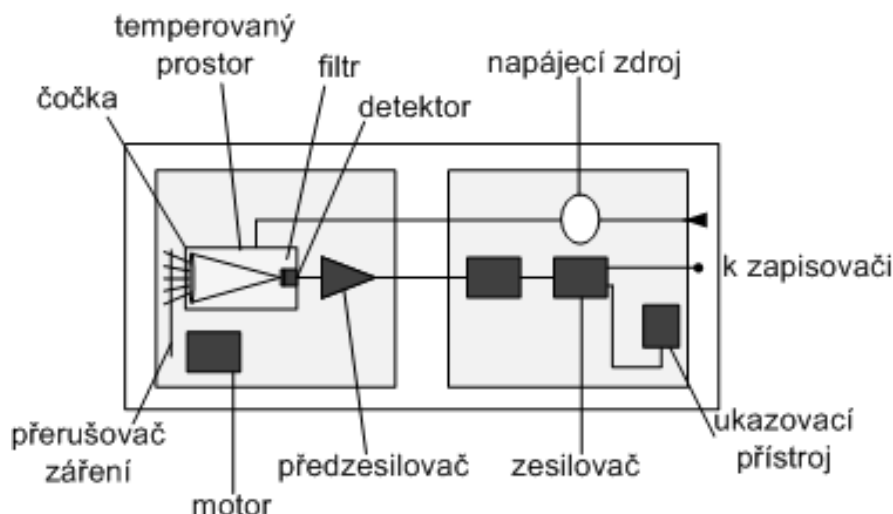
Snímač pro infračervené záření se nazývá pyrometr. **Úhrnný pyrometr** měří teplotu v celém spektru udaných vlnových délek a vyhodnocuje ji na základě Stefan-Boltzmanova zákona (5.5). **Pásmový pyrometr** měří záření v úzkém rozsahu vlnových délek. Schéma pyrometru je znázorněno na obrázku níže (viz Obr. 90).

$$H_0 = \sigma \cdot T^4 \quad (5.5)$$

kde: H_0 intenzita vyzařování černého tělesa,

σ konstanta $5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$,

T termodynamická teplota.



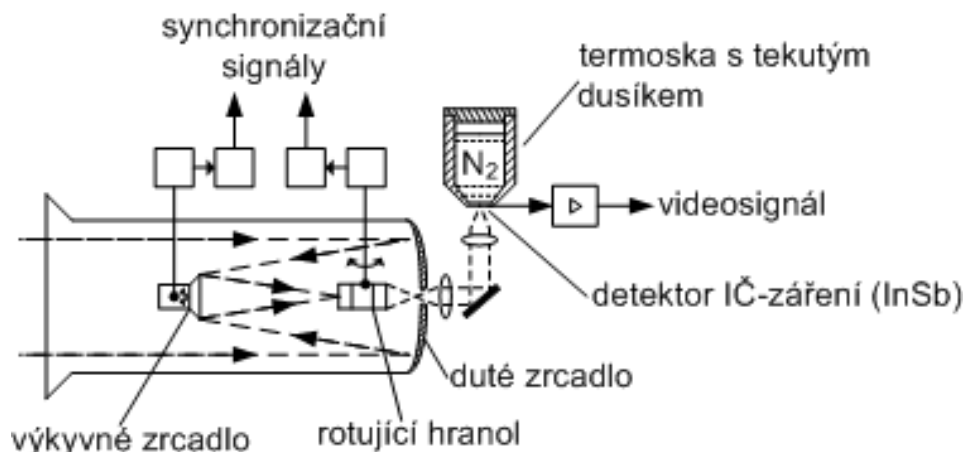
Obr. 90. Schéma pyrometru.

Termovize

Termovize je infračervený systém přenosu záznamu pomocí televizního signálu, umožňující zobrazení rozdělení teplot povrchu pozorovaného objektu. Termovizní systém pracuje velmi rychle, teplotní pole je snímáno speciální termovizní kamerou a zobrazuje se na obrazovce speciálního monitoru ve velikosti celého sledovaného objektu, což umožňuje lépe sledovat souvislosti pozorovaných jevů, případně zkoumat dynamický vývoj teplotního pole na celém objektu. Monitory termovizních systémů zobrazí teplotní pole měřeného povrchu na obrazovce pomocí termogramu, tj. plochou s různým stupněm šedi - od černé do bílé, popř. barevně. Jednotlivým rozmezím teplot jsou přiřazovány různé barvy. Po stranách obrazu jsou pak stupnice umožňující identifikaci konkrétních teplot v obraze. Při určování teplot je nutné znát a respektovat emisivitu objektu v daném místě, podobně jako u pyrometrů. U černobílých termovizních systémů je režim barevného zobrazení teplotního pole nahrazen možností zobrazení jedné nebo dvou vybraných izoterem. Termogram lze pozorovat, filmovat, popř. zaznamenat na magnetofon.

Základním funkčním prvkem termovize je detektor infračerveného záření. V současné době se používají detektory kvantové a pyroelektrické. Kvantové detektory při dopadu infračerveného záření zvyšují svoji elektrickou vodivost. Jsou selektivní a vyžadují chlazení na nízkou teplotu. Nejčastěji se používá antimonit india (InSb) chlazený kapalným dusíkem, a to u kamer s rozkladem obrazu. Pyroelektrické detektory se při dopadu infračerveného záření ohřívají a vzniká v nich elektrický náboj. Jsou neselektivní a nevyžadují chlazení, ovšem pracují při běžné teplotě.

Dalším důležitým prvkem je snímací systém, který může být dvojího druhu - s postupným rozkladem obrazu a přímo zobrazující. **Snímací systémy s postupným rozkladem obrazu** jsou používány více. Pracují s opticko-mechanickým nebo elektrickým rozkladem obrazu a kvantovým detektorem. Mezi jejich výhody patří zejména: možnost pozorování termogramu i při denním světle; volba kontrastu termogramu ve velkých mezích, stejně jako teplotní rozsah, barevná reprodukce obrazu a možnost záznamu termogramu.

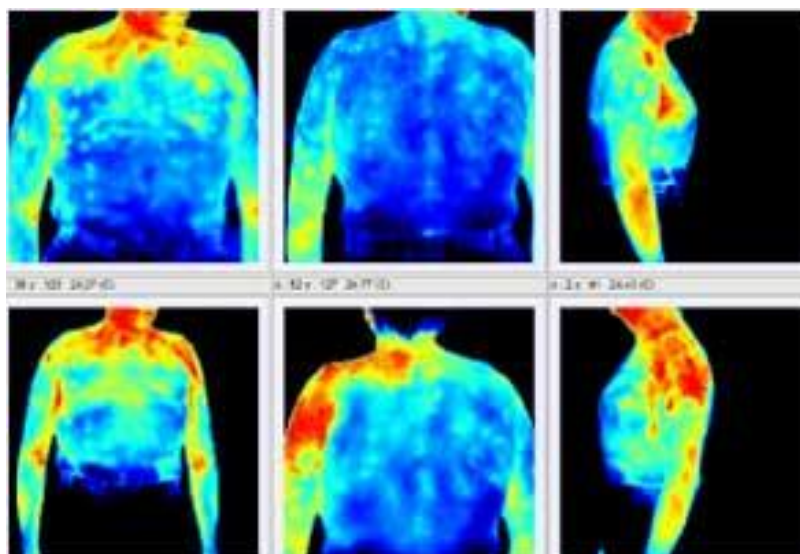


Obr. 91. Popis termokamery s postupným rozkladem obrazu.

Přímo zobrazující systémy používají velkoplošné pyroelektrické detektory. Na povrchu detektoru se vytváří nábojový obraz úměrný dopadajícímu záření. Jejich použití je omezeno nižší přesností. Termovize patří mezi nákladná, ale velmi užitečná zařízení pro měření teploty v různých oborech lidské činnosti.

Infračervená kamera SVIT

V oblasti medicíny přináší termovizní kamera možnost vykonávat termografické vyšetření pacientů za účelem včasné a preventivní diagnózy celé řady chorob před objevením morfologických změn v tkáních a subjektivních pocitů zdravotních problémů pacientů. Nejdůležitější výhodou termovizní diagnostiky je její absolutní neškodnost a neinvazivnost. S pomocí termovizní kamery můžeme vykonávat opakované měření jednotlivých oblastí pokožky pacienta s akumulací informací o stavu organismu v medicínské databázi. Tepelný zobrazovací systém SVIT drží rekord v tepelné citlivosti s klasickými medicínskými tepelně zobrazovacími systémy - standardní odchylka šumu v režimu běžného provozu přístroje na většině matričních prvků koresponduje s teplotou přibližně $0,025\text{ }^{\circ}\text{C}$. Vysoké tepelné rozlišení je obzvláště důležité při používání přístrojů v medicíně, jelikož umožňuje zobrazování nízko kontrastních oblastí termogramů, které jsou důležité pro diagnostiku. Tepelné zobrazovací systémy s tepelným rozlišením do $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ vede k slévání nízkontrastních oblastí termogramů, a složky jemné struktury (cévní stavba, mírná ohnisková hyper- a hypotermie) se mění na velké skvrny a stávají se neviditelnými. V tomto případě je vyšší prostorové rozlišení takovýchto termovizních kamer (256 x 256 elementů za sebou) jednoduše nadbytečné.



Obr. 92. Termogram hrudníku.

Termovizní kamera SVIT je určena pro používání v medicíně, vědeckém výzkumu a průmyslu na vytváření tepelných obrazů objektů (termogramů) a měření teploty jakéhokoliv bodu objektu bez fyzického kontaktu s ním. Vysoké tepelné rozlišení a obrazová frekvence kamery umožňuje získávání čistých vysoce kontrastních termogramů objektů v režimu reálného času (real-time). To dává možnost efektivního využívání zařízení v rozličných odvětvích vědy, technologie a medicíny.



Obr. 93. Kamera SVIT na stojanu (vlevo) a náhled termokamery. 1 - sekce kryostatu s chlazenou ohniskovou maticí, 2 - odnímatelný objektiv a kalibrační jednotka, 3 - odnímatelná elektronika, 4 - hrdlo na naplnění tekutého dusíku, 5 - stojan kamery, 6 - připojovací oblast- standardní vysokorychlostní kabel USB 2.0 A/B, kabel (DUB-C5AB).

Termovizní kamera se dá jednoduše odebrat z podstavce a může být umístěna na jiný, speciální držák, či stojan.

Klinické aplikace termografie

- Kontrolní vyšetření pracovníků v průmyslových podnicích,
- experimentální medicína (sledování nových medicínských preparátů a funkční vliv na lidský organizmus),
- mamologie (sledování prsních žláz žen na vykonávání preventivních měření a sledování vývoje nových nádorových formací),
- klinická diagnostika zápalových procesů (revmatická artritida, primární deformace, osteoartróza, poškození páteře, zápalové procesy žlučníku, štítné žlázy a jiné),
- onkologie (raná stádia a diferenciatní diagnostika),
- traumatologie (popáleniny, omrzliny a jiné, s následnou kontrolou efektivity léčby poranění, poškození nervů, zlomenin),
- angiologie (diagnostika zápalu žil a rozšiřování křečových žil, diabetická angiopatie),
- rychlá diagnostika všeobecné hypertermie otevřených částí těla člověka (atypická pneumonie, horečky s různou etiologií).
- rychlá diagnostika LOR onemocnění (čelistní sinusitidy, čelní sinusitidy),
- termovizní kontroly v sportovní medicíně, fyzioterapii, kosmetologii.

V současnosti se termovizní metoda diagnostiky efektivně využívá na letištích a místech s vysokou akumulací lidí.

Měření krevního tlaku

Tlak krve (TK), (angl. blood pressure, zkr. BP) je veličinou, která bývá velmi často měřena, neboť se jedná o dobrý ukazatel stavu kardiovaskulárního systému. Stahem srdečního svalu vzniká tlaková síla, kterou je krev vypuzována do aorty a plicnice a která překonává odpor periferního cévního řečiště. Čím jsou cévy vzdálenější od aorty, tím nižší je v nich tlak. Podle místa měření rozlišujeme tlak centrální a periferní, arteriální a venózní.

Centrální tlak měříme přímo v srdečních komorách, periferní v končetinách. Proto je centrální tlak možné měřit pouze invazivně. Nejčastěji měříme tlak neinvazivně pomocí manžety na levé horní paži, kde se hodnoty arteriálního tlaku blíží nejvíce centrálnímu. Invazivně měříme tlak v obou polovinách srdce, konkrétně v pravé síni, pravé komoře, plicnici, levé síni a levé komoře.

Obecně lze tlak udávat jako absolutní či relativní. Absolutní tlak je definován jako síla působící na jednotkovou plochu a relativní tlak jako rozdíl mezi absolutními tlaky ve dvou prostředích. Mezinárodně používanou jednotkou krevního tlaku je mmHg, milimetr sloupce rtuti (starší a již nepoužívaný název této jednotky je torr). Ten umožňuje vyjádřit krevní tlak dostatečně přesně bez nutnosti užití desetinné čárky. Krevní tlak se udává jako relativní k normálnímu atmosférickému tlaku, který činí 760 mmHg, tj. $1,01325 \cdot 10^5$ Pa.