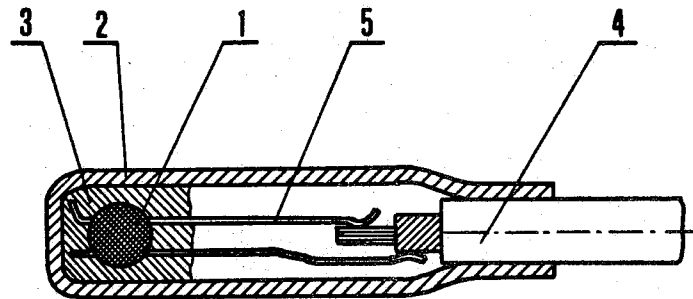
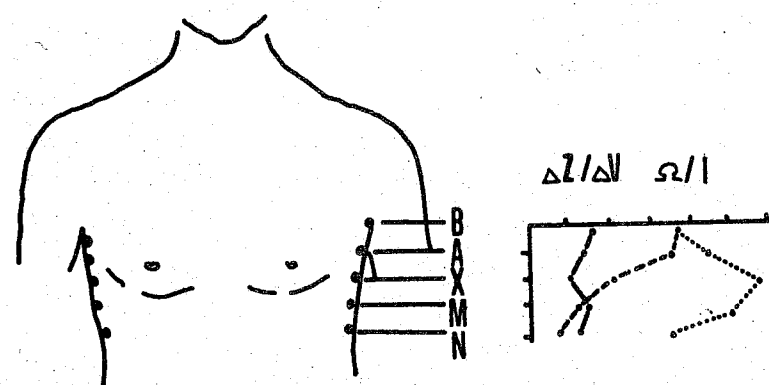


Dalším, již méně často používaným způsobem, je miniaturní kontaktní spínač, který využívá objemové změny hrudníku při nadechnutí a vydechnutí. Pás obepínající hrudník je spojen s kontakty mikrospínače a při nadechnutí, dojde ke zvětšení objemu hrudníku, je kontakt rozepnut. Při vydechnutí se opět kontakt sepně. Tato metoda však není příliš spolehlivá a jen obtížně se hledá vhodný pracovní bod snímače, daný momentální vitálností pacienta, která se může rychle měnit a tím i vyřadit snímač z funkce.



Obr.4.14. Respirotachometrický snímač s termistorem  
 1 - perličkový termistor 2 - čepička  
 3 - epoxid plněný korundovou keramikou  
 4 - kabel 5 - platinové drátky

Dechová frekvence je také snímána měřením impedance kůže mezi dvěma elektrodami, které jsou na vhodném místě připevněny na hrudník. Při nadechnutí a vydechnutí se mění naplnění plicních sklípků vzduchem, což ovlivňuje celkovou impedanci hrudníku, která je měřena. Měřicí proud však musí být dostatečně malý, aby nerušil snímání ekg nebo emg. Malý měřicí proud také zaručuje, že nedojde k dráždění okolní tkáně. Metoda je velmi účinná a jednoduchá, nevyžaduje žádné speciální snímače. Jako elektrody mohou sloužit elektrody používané k monitorování ekg.



Obr.4.15. Závislost mezi změnou impedance během respiračního cyklu a umístěním elektrod na lidském těle [1].

Tato metoda vychází z empiricky zjištěné závislosti změny impedance hrudníku a jeho objemové změny během respiračního cyklu. Měření impedance se provádí proudem o frekvenci 50 až 600 kHz. Změna  $\Delta Z / \Delta V$  je silně závislá jak na použité frekvenci, viz kap.1. a také na lokalizaci elektrod. Vhodné umístění elektrod je tedy nutným před-

pokladem dosažení dobrých výsledků, obr.4.15.

Obdobné závislosti lze podle potřeby určit i pro pokusná zvířata, jedná se o impedanční měření podobného charakteru.

## 5. Měření teploty a termografie

Měření teploty a její sledování, bylo prakticky jedním z prvních měření prováděných v medicíně. Na základě těchto měření byla stanovována diagnóza a postup léčebného procesu. Svůj význam měření teploty neztratilo a je stále velmi cenným údajem, zvláště je-li možné elektronickým způsobem. Důležité je možnost kontinuálního sledování, která získává charakter monitorování. Elektronika umožňuje sledování plošného rozložení teplot a tím i zvýšení diagnostické hodnoty získaných údajů.

### 5.1. Měření teploty

Měření teploty je založeno na poznatku, že některé materiály nebo kombinace různých materiálů, mění reprodukovatelným způsobem svoje vlastnosti v závislosti na teplotě. V řadě případů se jedná o parazitní jev a vznikají spíše starosti s jeho odstraněním nebo kompenzací. Tento problém byl například popsán u snímačů tlaku nebo snímání elektrického signálu, např. ekg. Je třeba volit takový princip měření teploty, který zaručuje dobrou linearitu výstupního signálu, malou časovou konstantu, možnost miniaturizovat rozměry a hmotnost snímače, stabilní vlastnosti v čase. Základním předpokladem je i dostatečná citlivost.

Pro měření teploty v medicíně jsou opět vhodné jen některé principy, jsou to prakticky pouze tyto fyzikální jevy :

- termoelektrický
- teplotní závislost odporu termistoru
- změna odporu kovů a jejich kysličníků
- změna odporu polovodičů.

Výhodou termoelektrického článku je především malá časová konstanta, dobrá linearita a vynikající časová stabilita a to do vysokých teplot. V omezeném teplotním rozsahu je možné docílit velmi dobré linearity, což přímo vyplývá ze vztahu pro napětí termoelektrického článku :

$$E = a + b(t_1 - t_2) + c(t_1 - t_2)^2$$

kde : E - termoelektrické napětí článku

$t_1$  - teplota studeného spoje

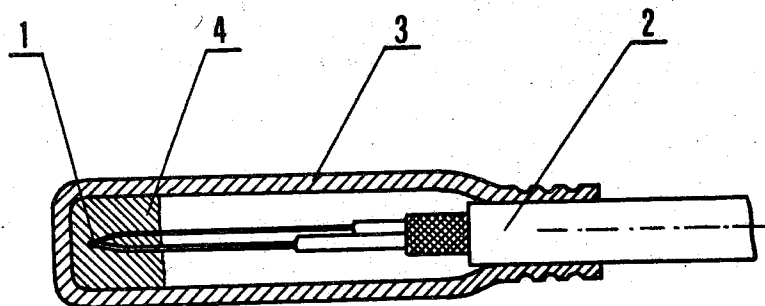
$t_2$  - teplota v místě měření

a, b, c - konstanty závislé na použité kombinaci materiálů

Za předpokladu malého teplotního rozsahu, což je případ v medicíně typický, je možné kubický člen zanedbat a dostáváme lineární vztah. Jistá nepřesnost měření může vzniknout z problému udržet konstantní teplotu studeného spoje.

Nejvhodnější kombinace jsou : Pt 10% Rh - Pt, Cu - konstantant, CrNi - Ni nebo CrNi - konstantant.

Konstrukční řešení snímače se prakticky omezuje na vhodné pouzření, které musí být vodotěsné, odolné proti korozi. Příklad řešení takového snímače teploty je na obr.5.1.

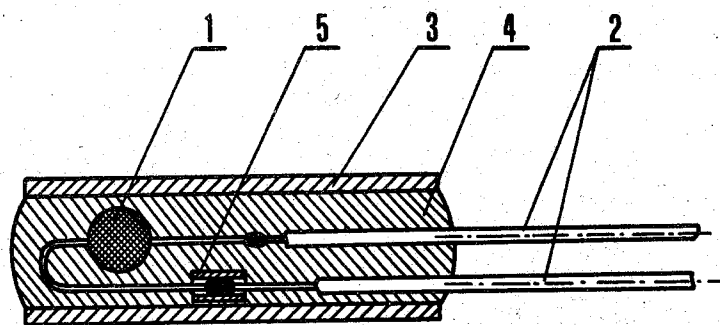


Obr.5.1. Termoelektrický snímač teploty  
 1 - termočlánek 2 - kabel  
 3 - pouzdro snímače 4 - epoxid  
 plněný korundovou keramikou

U termistoru je využito negativní teplotní závislosti odporu, asi 2 %/°C, poměrně malých rozměrů a dostatečně malé časové konstanty, zvláště jedná-li se o perličkové provedení. Značnou nevýhodou termistoru je výrazně nelineární charakteristika teplotní závislosti odporu, kterou je nutné dosti pracně linearizovat kus od kusu a to i pro poměrně úzký teplotní rozsah. Nepříznivě se uplatňuje i stárnutí základních parametrů. I tyto nevhodné vlastnosti však nebrání jeho častému používání a to i na úkor jiných principů. Je to dáno především jeho dostupností a nízkou cenou. Pro změnu odporu termistoru platí vztah :

$$R = A e^{-a \left( \frac{1}{t} - \frac{1}{t_0} \right)}$$

kde : R - odpor termistoru  
 t, t<sub>0</sub> - teplota  
 A, a - konstanty typické pro daný typ termistoru



Obr.5.2. Termistorový snímač teploty, implantabilní provedení s perličkovým termistorem  
 1 - termistor 2 - vodiče 3 - pouzdro  
 4 - výplň 5 - izolace

Konstrukce termistorových teploměrů je opět velmi jednoduchá a srovnatelná s konstrukcí předchozích typů teploměrných snímačů, obr.5.2.

Odporové teploměry patří mezi nejpresnější. Vynikají především dobrou linearity, která při omezeném rozsahu měření v medicíně, + 20°C až + 40°C, vyhovuje těm

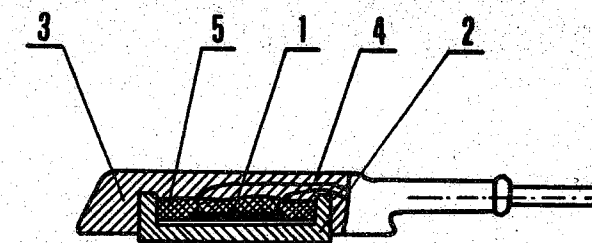
nejpřísnějším požadavkům. Nevýhodou je malá citlivost, která je dána malou změnou odporu v závislosti na teplotě, pro platinový odporový článek o odporu 100Ω, je to asi 0,4Ω/°C. Výhodou jsou velmi stabilní vlastnosti. Pro změnu odporu platí :

$$R = R_0 (a \Delta t + b \Delta t^2 + c \Delta t^3)$$

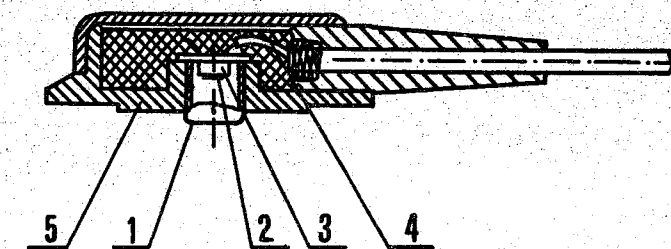
kde : R - odpor článku  
 R<sub>0</sub> - počáteční odpor článku při teplotě 25°C  
 Δt - změna teploty  
 a, b, c - konstanty závislé na typu materiálu

Pro většinu medicínských aplikací můžeme s ohledem na úzký rozsah měřených teplot zanedbat kvadratický i kubický člen a teplotní charakteristika pak má lineární průběh. Konstrukce odporových snímačů je obdobou předchozích typů na obr.5.1. a na obr.5.2.

Pro případ polovodičových teploměrných odporových prvků platí výše uvedený vztah s tím, že citlivost je vyšší, kolem 0,8 až 0,95 %/°C, podle typu použitého materiálu. Nejvýhodnějším materiálem je křemík typu p s vodivostí 0,015 až 0,070 Ω cm, při krystalografické orientaci [100] a u typu n je to vodivost okolo 0,20 Ω cm a orientace [111]. Výhodou tohoto typu snímače teploty je dobrá linearita, vysoká citlivost měření, malá časová konstanta, možnost miniaturizace, obr.5.3.



Obr.5.3. Odporový snímač teploty s křemíkovým prvkem  
 1 - křemíkový odpor 2 - plášť 3 - kryt  
 4 - vodiče 5 - epoxid s plnidlem



Obr.5.4. Tranzistorový snímač teploty pro měření povrchové teploty  
 1 - kryt tranzistoru 2 - křemíková destička  
 3 - keramická základna 4 - vodiče  
 5 - těleso snímače plast

Velmi často je využíváno teplotní závislosti některého p-n přechodu běžných

polovodičových součástek, například diod nebo tranzistorů, které lze pro měření teplot použít jen s minimálními úpravami. Nevýhodou je poněkud vyšší časová konstanta. Konstrukční provedení snímače s tranzistorem je na obr.5.4.

### 5.2. Termografie

Termografie je bezkontaktní metoda zobrazení plošného rozložení povrchové teploty organismu, nebo teploty blízko pod povrchem těla. Metoda je založena na skutečnosti, že všechny předměty, které mají teplotu vyšší než absolutní nula, jsou zdrojem záření. To platí i pro lidské tělo nebo tělo zvířat, která jsou zdrojem infračerveného záření. Se změnou teploty povrchu těla se mění také emise infračerveného záření. Termografie umožňuje zobrazení těchto změn emise infračerveného záření, emitovaného povrchem živého organismu. Termografie v lékařství vychází z osvědčených typů průmyslových termokamer, v podstatě bez úprav, má pouze odlišná kritéria hodnocení získaných výsledků a poněkud odlišnou metodiku měření.

V moderní medicíně je termografie využívána pro zobrazení povrchové teploty lidského těla nebo pokusných zvířat, resp. teplotních změn, které odpovídají změnám jeho stavu, patologickým změnám v důsledku onemocnění, intenzitě probíhajícího metabolismu, atd. Pro zdravý organismus je charakteristické jisté rozložení teplot, typické pro ustálený stav organismu. Přesto se může toto rozložení poněkud měnit, aniž by se jednalo o patologické změny. Uvedenou metodou lze velmi dobře hodnotit teplotní plošné změny, rozlišovací schopnost je okolo 0,1 °C. V závislosti na změně teploty povrchu těla nebo teploty těsně pod jeho povrchem, se mění i emise infračerveného záření, které leží v rozsahu vlnových délek 3 až 15 μm.

Důležitý je poznatek, že již od vlnové délky 3 μm lze lidskou kůži považovat za černé těleso, protože emisivita lidské kůže je pro tento rozsah vlnových délek v rozmezí 0,98 až 1,0 a to bez závislosti na barvě kůže. Tato skutečnost je dobře zřejmá i z obr.5.5. To však platí pouze pro čistou pokožku, zbavenou povrchové vrstvy tuku, nečistot a potu.

Při posuzování termogramu je třeba mít na zřeteli, že přizpůsobivost organismu změněným podmínkám (změna teploty v místnosti) má za následek změny v rozložení teplot. Proto je nutné měřit v dokonale temperované místnosti (18 až 20°C), dále je nutné zamezit případným odrazům infračerveného záření, vyloučit přítomnost parazitních zdrojů infračerveného záření. Je žádoucí organismus dokonale "stabilizovat" v laboratorních podmínkách, měření provádět ve standardní poloze, atd.

Pro povrch lidské kůže platí stejně jako pro jiné předměty, které mají teplotu vyšší než absolutní nula Plankův vyzařovací zákon :

$$W_{\lambda} = \frac{c_1}{\lambda^5} \frac{1}{\exp\left(\frac{c_2}{\lambda T}\right) - 1}$$

kde : λ - vlnová délka

k - Boltzmanova konstanta

h - Planckova konstanta

T - teplota

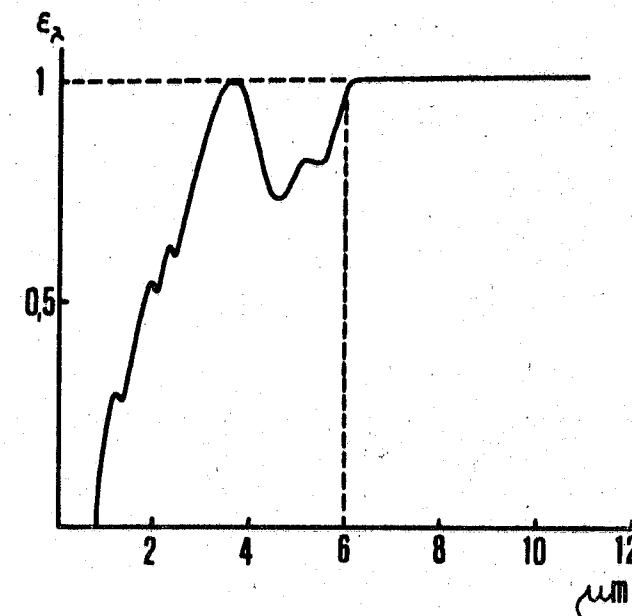
c - rychlost světla

c<sub>1</sub>, c<sub>2</sub> - konstanty

Pro konstanty c<sub>1</sub> a c<sub>2</sub> platí následující vztahy :

$$c_1 = 2\pi^5 \frac{15}{4} \frac{h^6}{15 \pi^3 k^3} c^2 = 3,74 \cdot 10^{-16} [\text{Wm}^2]$$

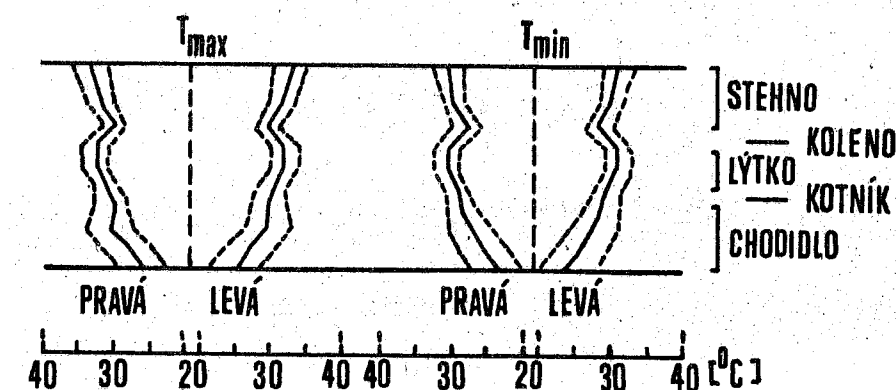
$$c_2 = \frac{hc}{k} = 1,438 \cdot 10^{-2} [\text{mK}]$$



Obr.5.5. Emisivita lidské kůže v závislosti na vlnové délce [61].

Jak již bylo řečeno, je rozložení teploty, některé části organismu mají výrazně nižší nebo také vyšší teplotu oproti ostatním, charakteristické pro normální zdravý organismus, obr.5.6. Jednotlivé příčiny, které mohou vyvolat patologickou změnu povrchové teploty kůže jsou velmi různorodé. Hlavní obory medicíny, ve kterých se termovize uplatnila jako diagnostická metoda jsou :  
plastická chirurgie  
anginologie (ucpávky cév)  
traumatologie  
dermatologie (záněty kůže)  
onkologie (nádory)  
farmakologie (účinky léků).

K tomuto výčtu může přistoupit ještě řada dalších oborů, jako je neurochirurgie, endokrinologie, kardiologie, gynekologie, atd.

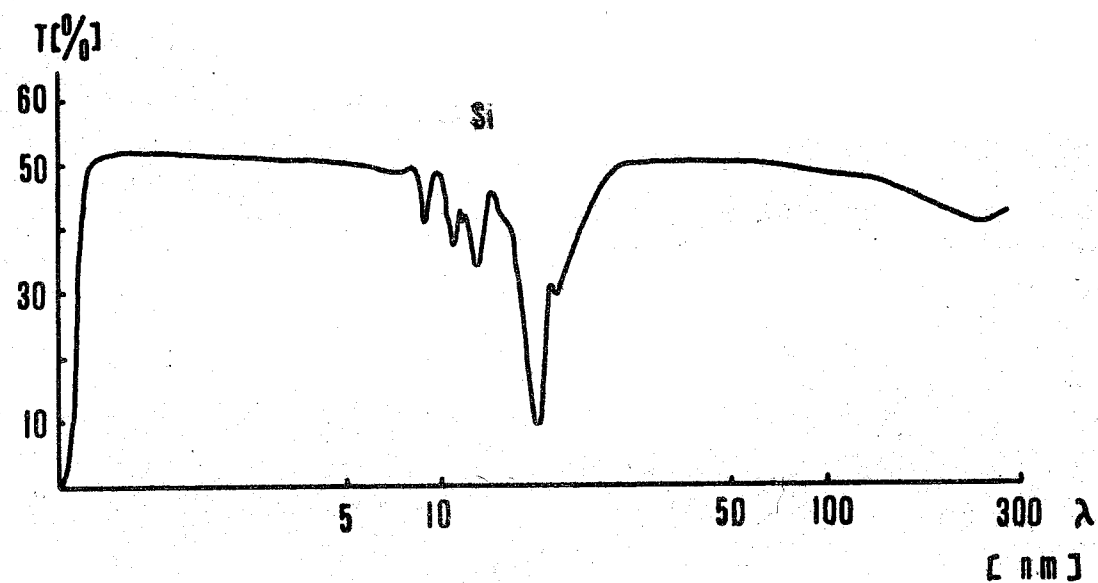


Obr.5.6. Rozložení teploty na povrchu lidské dolní končetiny [61]  
—— střední teplota - - - - - hranice přípustné normy (nepatologická změna teploty)

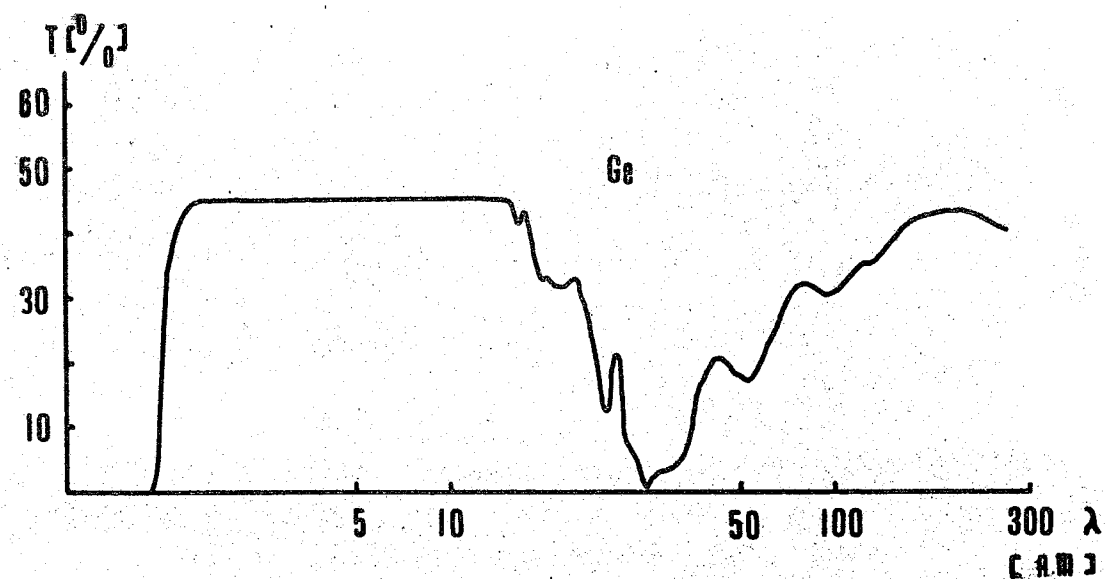
Základní požadavky na termovizní kameru vyplývají z požadavku registrace teplotního rozsahu 15 až 47°C, i když okrajové teploty nejsou zpravidla plně využívány. Detektor infračerveného záření musí pracovat v rozsahu 3 až 15 μm. Jako detektorů infračerveného záření je nejčastěji používáno PbTe, InSb, CdHgTe, PbSnTe dete-

ktorů, v poslední době se uplatňují i pyroelektrické detektory (TGS krystal). Tyto detektory jsou dostatečně rychlé a mají širokou spektrální citlivost. Všechny detektory termovizních kamer je nutné chladit kapalným dusíkem.

Z pohledu zobrazování dlouhovlnného infračerveného záření je nutné použití speciálních materiálů pro optiku kamery. Základními materiály pro výrobu objektivů a dalších částí optického systému jsou monokrystal germénia typu n (2 až 23  $\mu\text{m}$ ) monokrystal křemíku typu n a p (1,5 až 15  $\mu\text{m}$ ) a safír (0,17 až 6  $\mu\text{m}$ ). Podobné údaje platí i pro polykrystalický křemík a germánium. Používána je celá řada dalších materiálů. Základním materiálem je však křemík a germánium, obr.5.7. a obr.5.8.



Obr.5.7. Propustnost polykrystalické destičky křemíku [123]

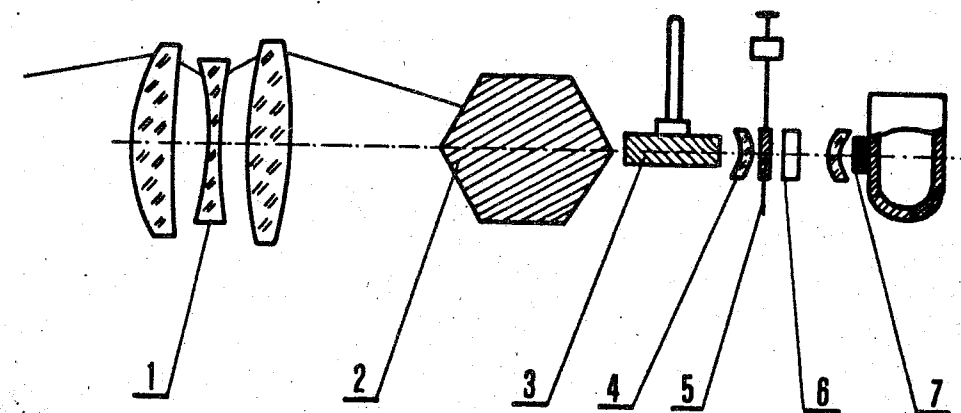


Obr.5.8. Propustnost polykrystalické destičky germénia [123]

Rozklad obrazu je prováděn převážně mechanicko - opticky, pomocí výkyvných nebo rotujících zrcadel a hranolů. Méně často je používáno elektronického rozkladu nebo

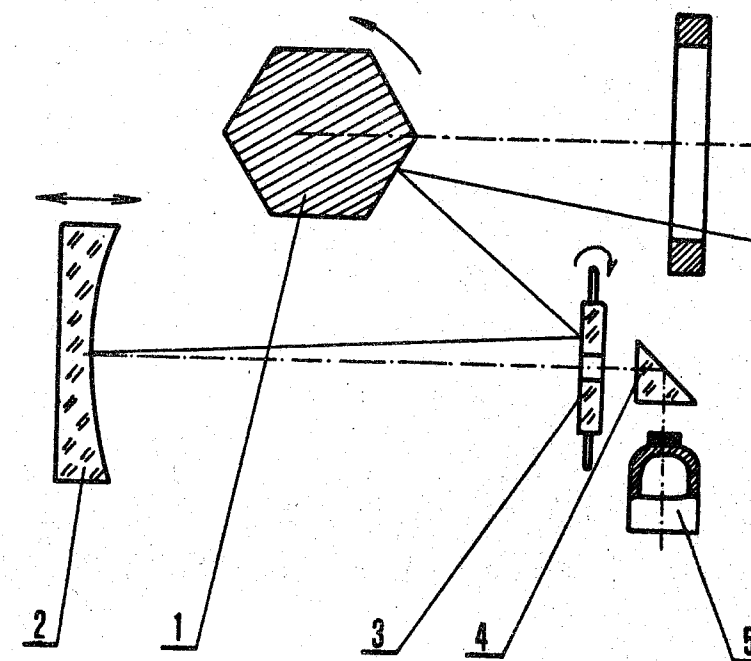
elektromechanického rozkladu. Posledně jmenované rozklady jsou vázány na technologii detektorů mozaikového typu, které nejsou ještě natolik rozšířené.

Principiální schémata termovizních kamer jsou na obr.5.9., obr.5.10. a na obr.5.11.



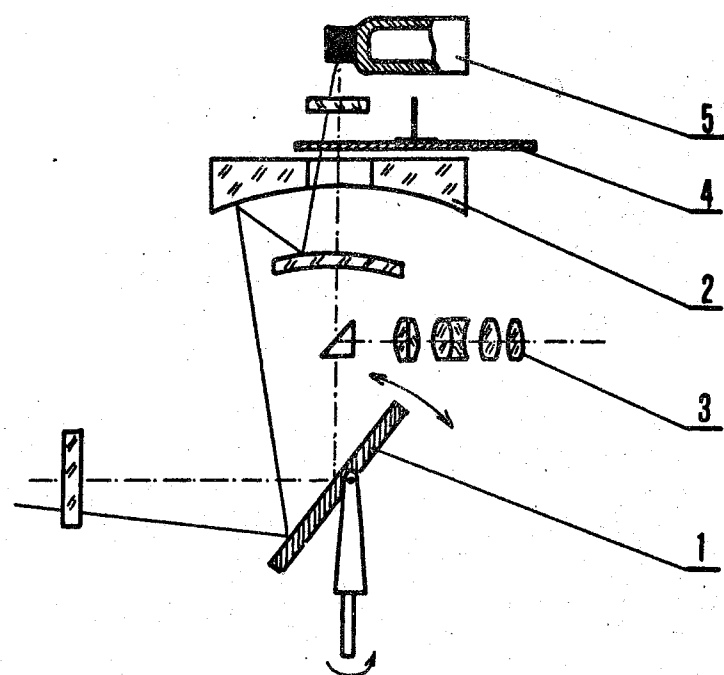
Obr.5.9. Principiální schéma termovizní kamery AGA 680 [61]

- 1 - objektiv 2 - vertikální rozklad 3 - horizontální rozklad 4 - čočky 5 - filtr 6 - modulátor 7 - detektor chlazený kapalným dusíkem



Obr.5.10. Principiální schéma termovizní kamery [61]

- 1 - vertikální rozklad 2 - zobrazovací zrcadlo 3 - horizontální rozklad 4 - odrazný hranol 5 - detektor chlazený dusíkem



Obr.5.11. Principiální schéma termokamery Rubín [58]  
 1 - zrcadlo horizontálního a vertikálního rozkladu 2 - objektiv 3 - hledáček  
 4 - modulátor 5 - detektor chlazený duíkem

## 6. Analýza vnitřního prostředí organismu

Tato oblast lékařské techniky, která bývá zahrnována pod pojem elektrochemická analýza a chemická analýza vnitřního prostředí sledovaného organismu nebo je také označována jako biochemie. Tento hraniční obor slučuje poznatky chemie, biochemie, fyziky a elektroniky. Důležité při tom je, že snaha techniky a potřeby medicíny je vedena k zavedení metod rychlé analýzy, ať se jedná o analýzu krve a jiných nitrotělních tekutin, dialyzačních roztoků nebo analýzu respiračních plynů. Tento požadavek a nakonec i poslední technické provedení přístrojů tohoto typu dalece překročily rámec laboratorních metod vyšetření. V podstatě již vytvořily specifickou oblast techniky, která umožňuje biochemické vyšetření, které má charakter dlouhodobého měření - monitorování. Jde o kontinuální sledování dynamických změn příslušných veličin přímo v organismu nebo jeho bezprostřední blízkosti. V této kapitole jsou záměrně pominuty klasické metody laboratorní biochemie a pozornost je věnována metodám rychlé kontinuální analýzy.

### 6.1. Analýza respiračních plynů

Analýza respiračních plynů představuje měření, jehož diagnostická hodnota spočívá především v krátkodobé i dlouhodobé možnosti sledovat správnou funkci krevního oběhu, plic, ventilace a také funkci přístroje pro celkovou anestezii.

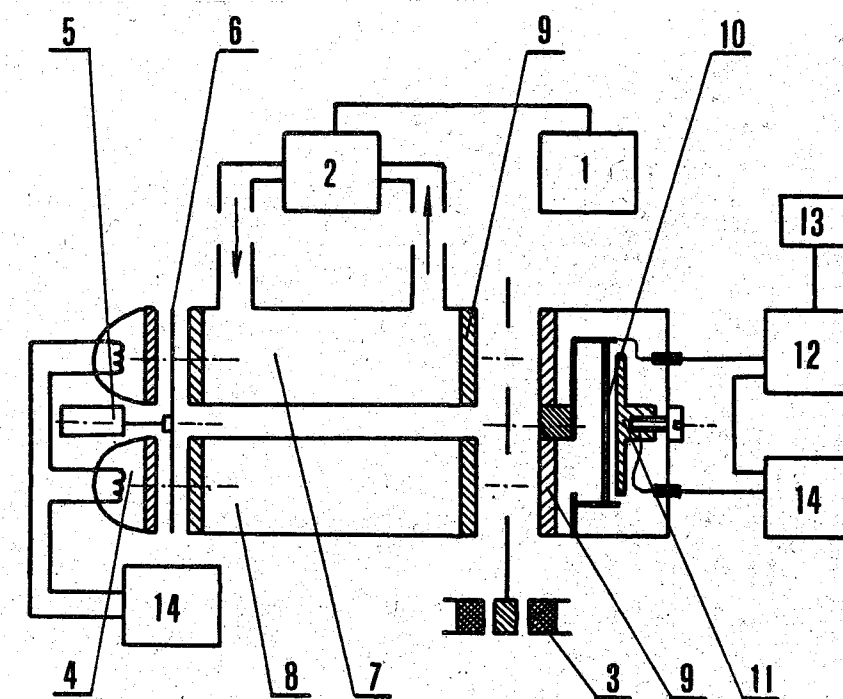
Uplatnění můžeme tedy hledat v anesteziologii, na resuscitačních odděleních, ve sportovním lékařství, na jednotkách intenzivní péče, atd. Je analyzována celá řada plynů, které přímo souvisí s fyziologickými pochody v organismu, tedy kyslík nebo kysličník uhličitý, charakterizující funkci plic, ventilaci a krevní oběh. Pro diagnózu otrav je nutné analyzovat kysličník uhelnatý nebo při měřeních diagnostického charakteru např. hélium.

#### 6.1.1. Infračervené analyzátoř CO<sub>2</sub>, CO a anestetik

Do této skupiny analyzátoř patří ty přístroje, které využívají ke stanovení obsahu plynu některého absorbního pásu v infračervené oblasti. Sem patří především kysličník uhličitý CO<sub>2</sub>, dále kysličník uhelnatý CO a potom celá řada anestetik, například rajský plyn N<sub>2</sub>O, éter, halothan, fluothan, cyklopropan, atd.

Analyzátoř tohoto typu pracují ve většině případů na principu dvoukanalových, srovnávacích přístrojů. Jsou porovnávány referenční a měřný svazek infračerveného záření, z nichž jeden je energeticky modulován chemickým složením respiračních plynů. Jako detektoru infračerveného záření je použito pneumatického selektivního kapacitního detektoru infračerveného záření, který je selektivní v oblasti absorbního pásu analyzovaného plynu (jedná se v podstatě o modifikaci Golayova pneumatického detektoru infračerveného záření).

Základní principiální schéma dvoukanalového infračerveného analyzátoř respiračních plynů je uvedeno na obr.6.1.



Obr.6.1. Princip infračerveného analyzátoř respiračních plynů [74]

- 1 - stabilizovaný zdroj 2 - čerpadlo 3 - magnetická clona  
 4 - zdroj infračerveného záření 5 - elektrický motorek  
 6 - modulátor 7 - měřná kyveta 8 - referenční kyveta  
 9 - okénko 10 - membrána 11 - elektroda 12 - zesilovač  
 13 - ručkový indikátor 14 - napájecí zdroj