

# 4 Senzory průtoku

## 4.1 Základní pojmy

Senzory průtoku tekutin (tj. kapalin i plynů) určují množství objemové  $Q_v$  nebo hmotnostní  $Q_m$  tekutiny proteklé zvoleným průřezem za jednotku času. Ze známé plochy průřezu  $S$  a střední rychlosti proudění  $v$  lze určit  $Q_v$  a  $Q_m$  z definičních vztahů:

$$Q_v = \frac{DV}{Dt} = \bar{v} \cdot S \quad (4.1)$$

$$Q_m = \frac{Dm}{Dt} = r \cdot \bar{v} \cdot S \quad (4.2)$$

kde:

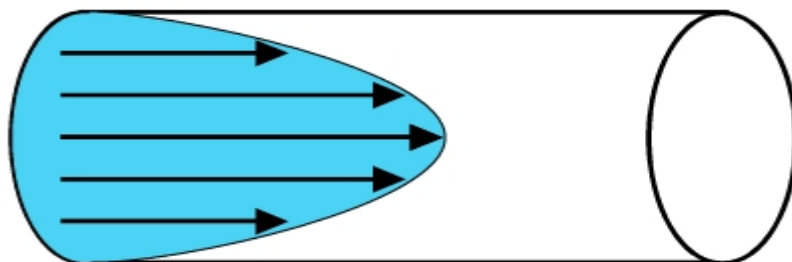
- $Q_v$  [ $\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$ ]...objemové množství tekutiny
- $Q_m$  [ $\text{kg} \cdot \text{s}^{-1}$ ] hmotnostní množství tekutiny
- $\Delta V$  [ $\text{m}^3$ ]... změna objemu tekutiny
- $\Delta m$  [ $\text{kg}$ ]... změna hmotnostní tekutiny
- $\rho$  [ $\text{g} \cdot \text{m}^3$ ]... hustota tekutiny
- $S$  [ $\text{m}^2$ ]... plocha průřezu
- $v$  [ $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ]...střední rychlost proudění
- $\Delta t$  [ $\text{s}$ ]... čas

## Druhy proudění

Funkce průtokoměru je zásadně ovlivněna prouděním tekutiny v potrubí. Povaha proudění je závislá na rozložení třecích a setrvačných sil v tekutině.

## Laminární proudění

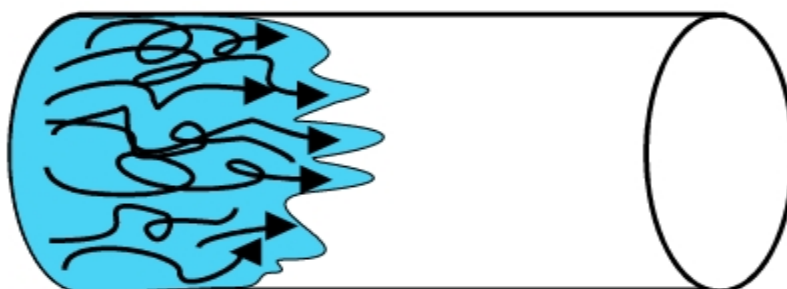
Laminární proudění je takové proudění vazké kapaliny, při kterém jsou proudnice rovnoběžné a nemísí se. Částice kapaliny se pohybují vedle sebe ve vrstvách. Mezi jednotlivými vrstvami se předpokládá vnitřní tření a platnost vztahu Newtonova zákona viskozity. Laminárním prouděním lze vhodně aproximovat proudění reálných kapalin při malých rychlostech.



**Obr.4.1 Laminární proudění**

## **Turbulentní proudění**

Turbulentní proudění je takové proudění, při kterém se proudnice navzájem promíchávají. Částice tekutiny při proudění vykonávají kromě posuvu i složitý vlastní pohyb, který vede ke vzniku vírů. Rychlost těchto částic se nepravidelně mění – částice v různých místech nemají stejnou rychlost. Z tohoto důvodu lze toto proudění považovat za nestacionární. Turbulentní proudění se uplatňuje při větších rychlostech a u tekutin s menší přitažlivou silou mezi částicemi.



**Obr.4.2 Turbulentní proudění**

## Podobnostní čísla

### Reynoldsovo číslo

Jedním ze stěžejních kritérií pro posouzení druhu proudění je Reynoldsovo číslo  $Re$ , které udává poměr mezi setrvačnými a třecími síly v tekutině. Vezmeme-li v úvahu kruhové potrubí o světlosti  $D$ , je Reynoldsovo číslo definováno jako:

$$Re_D = \frac{S}{T} = \frac{\rho v^2 D}{\eta v} = \frac{\rho v D}{\eta} [-] \quad (4.3)$$

Kde:

$S$  – setrvačná síla

$T$  – třecí síla

$\eta$  – dynamická viskozita tekutiny [pa.s]

$v$  – kinematická viskozita tekutiny [ $m^2s^{-1}$ ]

Kritické Reynoldsovo číslo určuje hranici mezi laminárním a turbulentním prouděním. Pro potrubí kruhového průměru je stanovena teoretická hranice:  $Re_{Dkrit}=2320$ . Pro průtok krve cévami má Reynoldsovo číslo hodnotu přibližně 2000.

Nepřímé určení  $Q_m$  z  $Q_v$  předpokládá znalost a stálost hustoty tekutiny  $\rho$  a v obou případech se uplatní závislost střední rychlosti proudění na typu proudění. Laminární proudění nastává pro Reynoldsova čísla  $Re < 2000$  a je charakteristické parabolickým rychlostním profilem. Většina aplikací pracuje s turbulentním prouděním, vyskytujícím se pro  $Re > 3000$  u větších rychlostí a malých viskozit. Proudění se rozpadá na víry a rychlostní profil je blízký rovnoměrnému.

### Nusseltovo číslo

Je spojováno s přenosem tepla, využívá se např. u tepelných anemometrů. Nusseltovo číslo je definováno vztahem:

$$Nu = \frac{\alpha d}{\lambda} [-] \quad (4.4)$$

Kde

$\alpha$  – je koeficient přestupu tepla [ $W/m^2K$ ]

$d$  – je průměr žhaveného drátku [m]

$\lambda$  – je měrná tepelná vodivost [ $W/mK$ ]

Teplotní přenosová funkce udává vztah mezi Reynoldsovým a Nusseltovým číslem:

$$Nu = A_0 + B_0 Re_d^n \quad (4.5)$$

kde

$A_0, B_0$  – jsou konstanty

## Machovo číslo

Tento parameter určuje poměr rychlosti proudění  $c$  ku rychlosti zvuku  $a$

$$Ma = \frac{c}{a} \quad (4.6)$$

## Prandtlovo číslo

Jedná se o bezrozměrný parametr charakterizující teplotní poměry při proudění, který je definován vztahem:

$$Pr = \frac{v}{a} = \frac{\eta}{\rho} \frac{\rho \cdot c_p}{\lambda} = \frac{\eta c_p}{\lambda} [-] \quad (4.7)$$

Kde

$v$  – je kinematická viskozita [ $m^2 \cdot s^{-1}$ ]

$a$  – teplotní vodivost [ $m^2 \cdot s$ ]

$c_p$  – je měrná tepelná kapacita tekutiny za konstantního tlaku [ $J \cdot Kg^{-1} \cdot K^{-1}$ ]

$\eta$  – je dynamická viskozita tekutiny [ $Pa \cdot s$ ]

$\rho$  – je hustota

## 4.2 Rozdělení senzorů průtoku

Přímé měření průtoku je možné dávkovacími senzory, rozdělujícími tekutinu na přesně definované díly a transportujícími je ve směru proudění. Většina měření je nepřímých a vychází z rychlosti nebo změny kinetické energie. Průtoky v otevřených kanálech vyžadují specifické metody, jelikož na rozdíl od potrubí má tekutina proměnný průřez  $S$ .

Podle vztahů (4.1) (4.2) existují tyto základní metody měření průtoku:

a) objemové

$$Q_v = \frac{V}{t} \quad (4.8)$$

$$Q_m = \frac{V}{t} \rho \quad (4.9)$$

b) hmotnostní

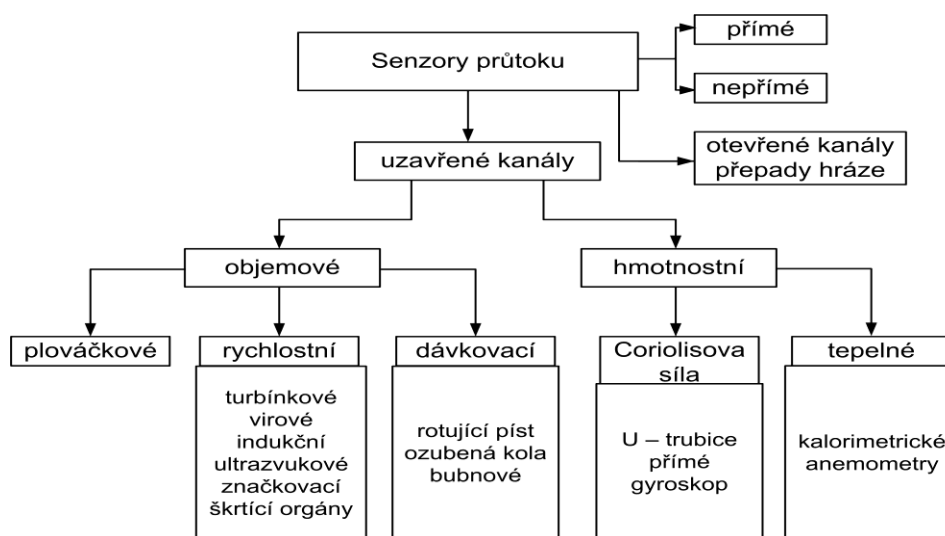
$$Q_m = \frac{m}{t} \quad (4.10)$$

c) rychlostní

$$Q_v = \bar{v} \cdot S \quad (4.11)$$

$$Q_m = \bar{v} \cdot S \cdot r \quad (4.12)$$

V praxi užívané základní typy senzorů průtoku mohou být rozděleny dle následujícího obrázku:



**Obr.4.3 Přehled senzorů průtoku.**

## 4.3 Základní metody měření průtoku

Rychlostní průtokoměry – využívají rychlostní metody.

- **Průtokoměry s konstantním průtočným průřezem** - u tohoto typu je měřítkem průtoku okamžitá střední rychlost proudění (ultrazvukové, indukční, turbínkové)
- **Průtokoměry s konstantní střední rychlostí proudění** – u níž je měřítkem průtoku velikost průtočného průřezu (plováčkové průtokoměry - rotametry)

**Průtokoměry, energii spotřebovávající** – U těchto senzorů se energie pohybující tekutiny předává pevnému, nebo pohyblivému čidlu ponořeného do tekutiny.

**Průtokoměry, energii přidávající** – Tato přidaná energie může mít různou formu např. ultrazvukového, nebo elektromagnetického vlnění, případně tepelného záření. Množství a charakter přidané energie nezpůsobuje výraznější změny rychlostního profilu proudící tekutiny a tlakové ztráty průtokoměru jsou minimální. Tyto typy senzorů se používají

v menším množství - např. bezdotykové měření příloženými ultrazvukovými senzory.

## Požadavky na snímače průtoku a průtokoměry

- Pracovní činnost – spojitá, nespojitá, jednorázová, trvalá
- Druh, vlastnosti a hodnoty parametrů měřené tekutiny
- Měřicí místo a jeho parametry
- Rušivé vlivy senzoru – tlaková ztráta, časové zpoždění údaje.
- Způsob indikace – zobrazení, analogový nebo digitální tisk, uložení do paměti
- Přesnost měření – bez korekce nebo s korekcemi
- Opotřeбенí mechanických dílů a nestálost
- Dynamické vlastnosti – časová konstanta, zpoždění

## 4.4 Elektromagnetické senzory průtoku

Elektromagnetické průtokové senzory se v medicíně používají k monitorování průtoku krve v tepnách a žilách při operačních zákrocích na kardiovaskulárním systému. Senzor obsahuje zdroj magnetického pole (magnet, elektromagnet). V oblasti mezi póly magnetu S a J je umístěna obnažená céva stáhnutá na definovaný průměr manžetou. Krev v cévě se pohybuje střední rychlostí  $v$ . Krev obsahuje ionty, na které působí magnetické pole silou:

$$F_m = Q \cdot v \cdot B \quad (4.13)$$

Kde:

$F_m$  [N]... je síla působícího magnetického pole

$Q$  [C]... je elektrický náboj iontu

$v$  [m/s]... je rychlost jeho pohybu

$B$  [Wb/m] ... indukce magnetického pole kolmého na směr pohybu iontů

Síla  $F_m$  má směr kolmý jak na směr magnetického pole, tak i na směr pohybu iontů v krvi a způsobuje přerozdělení elektrického náboje. Vznikne takto indukované elektrické pole, které má ve stavu rovnováhy intenzitu:

$$E = v \cdot B \quad (4.14)$$

Mezi snímacími elektrodami potom vzniká napětí:

$$U_y = v \cdot B \cdot d \quad (4.15)$$

Kde:

$U_y$  [ $\mu\text{V}$ ] ... je napětí na snímacích elektrodách

$d$  [mm] ... je průměr cévy

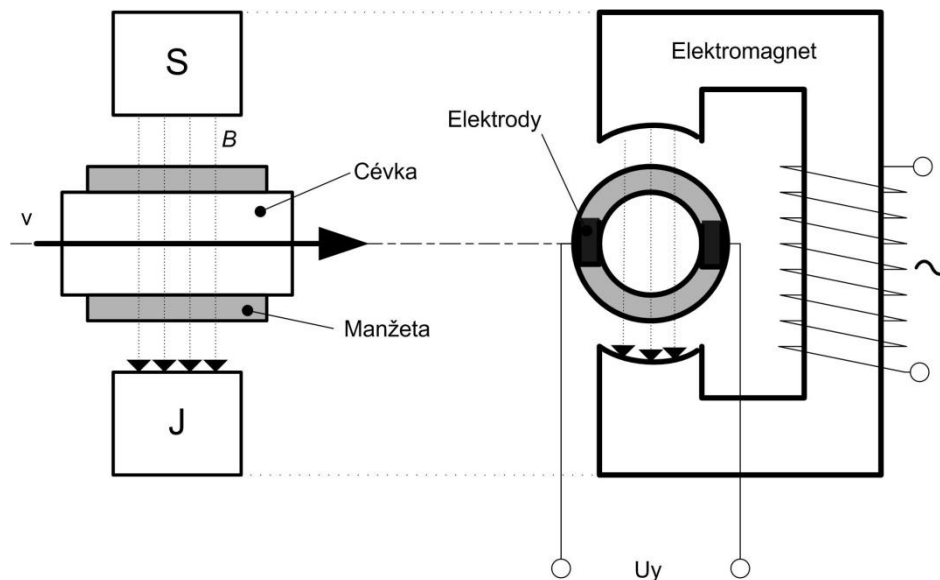
Napětí  $U_y$  je tedy přímo úměrné rychlosti pohybu iontů a tedy i rychlosti krevního průtoku. Manžeta obepínající cévu zabezpečuje definovanou hodnotu jejího průměru. Z těchto napěťových změn jsou potom po zesílení a filtraci určovány změny průtoku krve většinou v jednotkách ml/min.

Následující tabulka Tab. 4.1 ukazuje závislost výstupního napětí elektromagnetického senzoru v závislosti na rychlosti průtoku krve a průměru cévy u vybraných druhů organismů.

Druh organismu	Rychlost průtoku v ascendentní aortě [cm/s]	Průměr aorty [cm]	Výstupní napětí senzoru $U_y$ [ $\mu\text{V}$ ]
člověk	16	3	144
pes	22	1,56	103
králík	32	0,46	44
potkan	22	0,26	17

**Tab. 4.1 Typické hodnoty výstupního napětí  $U_y$  u vybraných druhů organismů.**

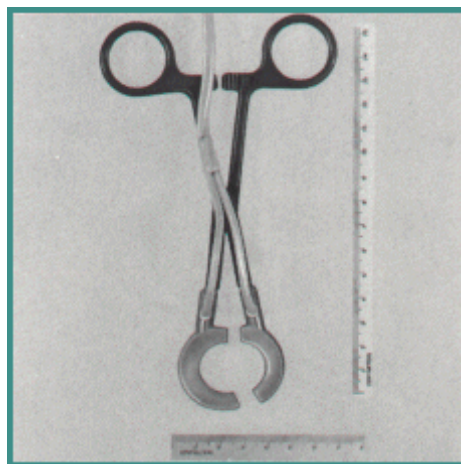
Pro buzení elektromagnetických senzorů průtoku se používá elektromagnet napájený střídavým proudem. V případě použití konstantního magnetického pole a tím i stejnosměrného výstupního napětí se může uplatnit sekundární rušivé elektrochemické napětí snímacích elektrod. Pro potlačení tohoto jevu se proto používá elektromagnet napájený střídavým proudem s nízkou frekvencí. Magnetické pole a tedy i výstupní napětí mají střídavou složku, kterou je možno oddělit od konstantních elektrodových napětí. Vzhledem k velmi krátkým relaxačním dobám iontů v krvi je možno sledovat časový průběh rychlosti a tím i časovou závislost průtoku krve v cévě.



**Obr.4.4 Schéma elektromagnetického průtokoměru.**

Elektromagnetický průtokový senzor se používá v několika aplikacích při operačních zákrocích na sále ve dvou provedeních – Perivaskulární a intravaskulární. Většinou jsou tyto senzory součástí celého systému pro zajištění umělého mimotělního krevního oběhu, čehož se využívá například při transplantacích srdce.

#### **4.4.1 Perivaskulární elektromagnetické průtokoměry**



**Obr.4.5 Perivaskulární senzor průtoku ([www.chironax.com](http://www.chironax.com)).**

Tyto senzory se aplikují na obnažený povrch cévy. Vyrábějí se v několika variantách pro průměry cév od 1mm do 35mm. Magnetická indukce použitých magnetů se pohybuje od  $3 \cdot 10^{-2}$  T do  $3 \cdot 10^{-3}$  T, přičemž velikost napětí  $U_y$  závisí právě na velikosti průměru elektromagnetu



a jeho indukci. Jako materiál pro snímací elektrody komerčně dostupných snímačů se používá většinou zlato. Perivaskulární senzory běžně umožňují monitorování krevního průtoku v rozsahu 5 ml/min až 20 l/min. Normální hodnota krevního průtoku u zdravého člověka (70kg) je 5 l/min. Výhodou perivaskulárního provedení je, že se při aplikaci senzoru nezasahuje do krevního řečiště. Vyhodnocení je však komplikovanější vzhledem k variabilitě cév.

## 4.4.2 Intravaskulární elektromagnetické průtokoměry

Pracují na stejném principu jako perivaskulární senzory. Jedná se o katetrové provedení senzoru, kdy krevní tok je vyvedený do katetru průtokoměru, na vnitřní stěně katetru jsou umístěny snímací elektrody. Narozdíl od předchozího typu, zde proudící krev přichází do přímého kontaktu s cizorodým materiálem – s elektrodami a materiálem katetru, na druhou stranu výhodou intravaskulárního provedení spočívá v jeho univerzálnosti – na různé průměry cév je možno použít stejný snímač. Používané průměry katetru se pohybují od 2 do 2,7 mm.

## 4.5 Termoanemometrické senzory průtoku

Jedná se o tepelný senzor hmotnostního průtoku, což je senzor založený na závislosti výměny tepla mezi zdrojem (drátek, vrstvý odpor) a okolím (proudící tekutina) na hmotnostním průtoku. Lze přitom postupovat dvěma způsoby - měřit ochlazení žhavého drátku nebo fólie (žárové anemometry, termoanemometry), nebo měřit oteplení tekutiny (Thomasův princip, kalolimetrické).

Teplo odvedené ze žhavého drátku (folie) do tekutiny je závislá na Reynoldsově čísle:

$$R_e = k \cdot \rho \cdot v \quad (4.16)$$

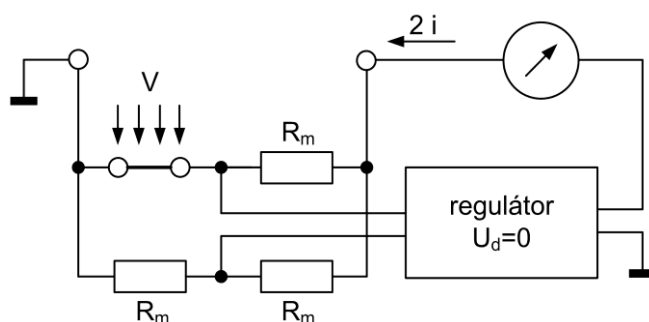
kde:

$a$  [-] ...konstanta přestupu tepla do okolí

$b$  [-]...koeficient geometrie drátku

$Q_m$  [kg.s<sup>-1</sup>]... hmotnostní množství tekutiny

$i$  [A]... výstupní proud regulátoru



**Obr.4.6 Měřící obvod termoanemometru s konstantní teplotou drátku.**

Jsou dva režimy činnosti senzorů:

- s konstantní teplotou drátku
- s konstantním napájecím proudem

Senzor pracující s konstantním proudem je zapojen v běžném odporovém můstku, napájeném konstantním proudem. Při nulové rychlosti proudění je můstek vyvážen, zvýšení rychlosti proudění (směřovat kolmo na osu drátku) vyvolá změnu jeho teploty a následně odporu.

Senzor v zapojení s konstantní teplotou tvoří jedno rameno můstku navrženého tak, aby při maximální rychlosti proudění  $v_M$ , kde je drátek zahřát na teplotu  $u_M$  a má odpor  $R_M$ , byl můstek vyrovnan. Při poklesu  $v$  je můstek méně ochlazován a napětí nerovnováhy můstku zmenší napájecí proud můstku  $2i$  tak, aby teplota drátku zůstala konstantní.

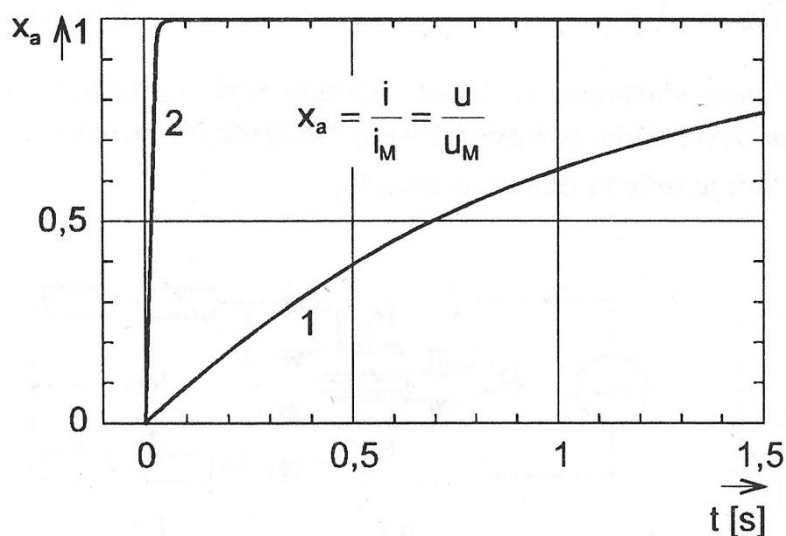
Pak je výstupní proud regulátoru  $i$  měřenosnou veličinou a jeho závislost na hmotnostním průtoku  $Q_m$  lze aproximovat následující rovnicí:

$$i^2 = a + b \cdot \sqrt{Q_m} \quad (4.17)$$

kde:

- $a$  [-] ...konstanta přestupu tepla do okolí
- $b$  [-]...koeficient geometrie drátku
- $Q_m$  [kg.s<sup>-1</sup>]... hmotnostní množství tekutiny
- $i$  [A]... výstupní proud regulátoru

Konstanta  $a$  respektuje přechody tepla do okolí při  $v=0$ , a to vedením, zářením a odvodem držáky drátku. Koeficient  $b$  závisí na geometrii drátku, hustotě, viskozitě, tepelné vodivosti a měrné tepelné kapacitě tekutiny. Odezva na skokovou změnu je pro režim s konstantní teplotou podstatně kratší, takže lze měřit pulsace rychlosti a turbulentního proudění.



**Obr.4.7 Odezva na skok rychlosti pro režim: 1) s konstantním proudem  
2) s konstantní teplotou.**

Chyby kolísání teploty tekutiny se kompenzují odporovým senzorem teploty, zapojeným do protilehlého ramene můstku. Aby nebyl zahříván, musí být jeho odpor podstatně větší. Měřicí obvod pak udržuje konstantní rozdíl teplot mezi drátkem a tekutinou.



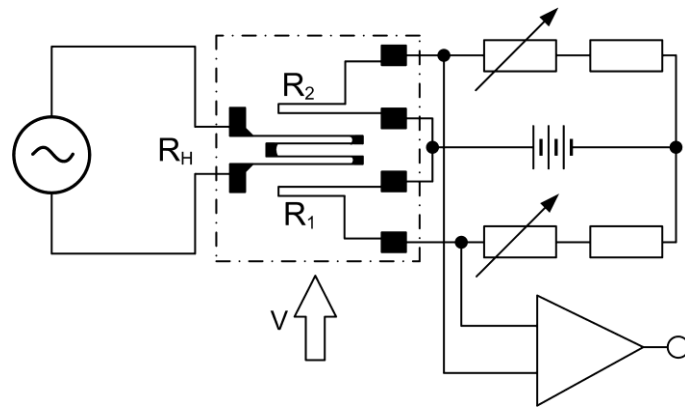
**Obr.4.8 Termoanemometr KIMO VT 200L**

### **Vybrané technické parametry:**

- Dvouřádkový display LCD 50x54 mm
- Pracovní teplota 0 – 50 °C
- Stupeň krytí: IP54
- Měřicí element (rychlost proudění) – termistor, nebo ventilátor, Hallova sonda
- Měřicí element (okolní teplota) – termočlánekový senzor

### **Diferenční anemometr**

Diferenční anemometr svou konstrukcí opět spadá do kategorie tepelných senzorů hmotnostního průtoku. Anemometr používá dvou vrstevných odporů  $R_1$ ,  $R_2$  (nebo drátků) umístěných spolu s vyhřívacím odporem  $R_H$  na izolačním podkladu. Při  $v=0$  jsou  $R_1, R_2$  zahřátý na stejnou teplotu a můstek je vyvážen. Proudění tekutiny ochlazuje přední a ohřívá zvýšeným přenosem tepla od  $R_H$  zadní odpor. Zapojení má zvýšenou citlivost, vylučuje vliv teploty tekutiny a je vhodný i pro malé průtoky ( $10^{-4} \text{ mm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$ ).



**Obr.4.9 Diferenční anemometr.**

Diferenční anemometr je jednou z variant senzorů průtoku s oteplením tekutiny, další možnost pro extrémně malé průtoky je na obr.4.6. Chování je obdobné jako u diferenčního anemometru. Ze závislosti rozložení teploty podél trubice na obr.4.6 je patrné porušení symetrie při  $Q_m \neq 0$  a můstek vyhodnocuje rozdíl teplot  $v_1 - v_2$  měřený senzory  $R_1, R_2$ . Z teplotního rozdílu se určí  $Q_m$  ze vztahu:

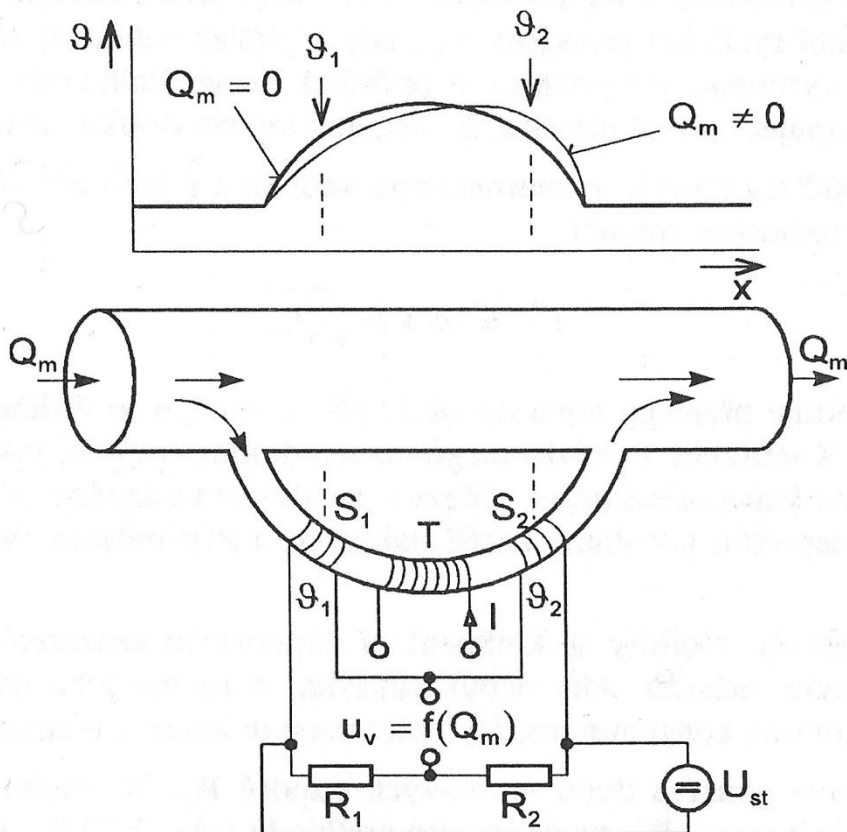
$$Q_m = A \frac{c_p (\vartheta_1 - \vartheta_2)}{P_q} \quad (4.18)$$

kde:

$A$  ...konstanta

$c_p$  ...měrná tepelná kapacita tekutiny

$P_q$  ...tepelný tok z topného vinutí



**Obr.4.10** Senzor malých hmotnostních průtoků.

Jelikož  $c_p$  závisí na teplotě, senzory se kalibrují dusíkem a uvádí se korekční koeficienty pro ostatní plynné směsi. Běžně užívané senzory měří v rozsazích jednotek až stovek  $\text{cm}^3 \cdot \text{min}^{-1}$ . Jsou vhodné pouze pro velmi čisté plyny.

#### **Př. 4.1: Příklad výpočtu průtoku vzduchu**

Typický dechový objem:

$$V_T = 0,5 \text{ L} = 0,5 \times 10^{-3} \text{ m}^3 \quad (4.19)$$

Odpovídající hmotnost suchého vzduchu při jeho typické hustotě:

$$m_T = r \cdot V_T = 1,2 \times 0,5 \times 10^{-3} = 0,6 \text{ g} \quad (4.20)$$

Doba jednoho nádechu či výdechu je při dechové frekvenci  $f_T = 15 \text{ min}^{-1} = 0,25 \text{ s}^{-1}$  rovna:

$$T_T = \frac{1}{f_T} = \frac{1}{15} = 4 \text{ s} \quad (4.21)$$

Průměrný průtok vzduchu je tedy:

$$q_v = \frac{V_T}{T_T} = \frac{0,5}{4} = 0,125 \text{ L} \cdot \text{s}^{-1} \quad (4.22)$$

Maximální průtok vzduchu (PEF, z angl. Peak Expiratory Flow) je typicky  $q_{v,\text{max}} = 9,5 \text{ L} \cdot \text{s}^{-1}$ .

Měrná tepelná kapacita vzduchu je (při teplotě  $0 \text{ }^\circ\text{C}$  a tlaku  $101,325 \text{ kPa}$ ):

$$c = 1005 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1} \quad (4.23)$$

$$Q_T = c \cdot m_T = 1005 \cdot 0,6 \cdot 10^{-3} = 0,603 \text{ J} \quad (4.24)$$

Odpor materiálu:

$$R(t) = R_{t_0} + a_{t_0} (t - t_0) \quad (4.25)$$

Wolfram:

$$r_{t=20^\circ\text{C}} = 5,5 \text{ mW} \cdot \text{cm} \quad (4.26)$$

$$a_{t=0,100^\circ\text{C}} = 0,0046 \quad (4.27)$$

## Průtokoměry na principu tlakového rozdílu

Využívají princip zachování energie v proudící tekutině, formulovaný v Bernouliho rovnici. Při proudění tekutiny dochází k vzrůstu dynamického a k poklesu statického tlaku. Dynamický tlak je určen jako tlakový rozdíl statických tlaků před a za překážkou (tzv. primární člen průtokoměru). K měření statického tlaku se používá senzorů tlaku (sekundární člen průtokoměru)

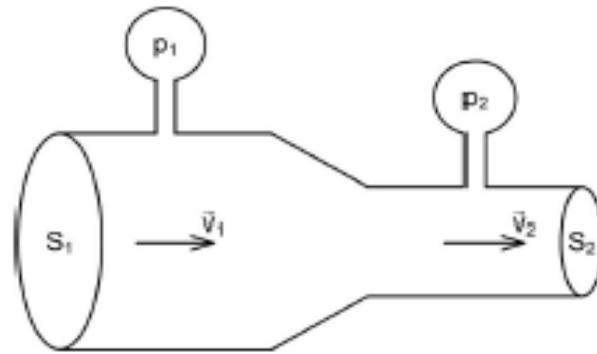
## 4.6 Senzory s diferenčním manometrem

Měření průtoku pomocí diferenčních manometrů se používá zejména u měření průtoků dýchacích plynů. Senzory pracující na systému diferenčního manometru měří rozdíl tlaku vznikající mezi dvěma místy, mezi nimiž je průtokový nejčastěji vzduchový odpor. V závislosti mezi rozdílem tlaků a objemové rychlosti průtoku systémem lze stanovit objemový průtok. Výhodou tohoto systému je, že registruje dopředený ale také zpětný průtok v trubici. Nejjednodušším způsobem lze rozdíl tlaku vytvořit pomocí tzv. Venturiho trubice. Vztah mezi rozdílem tlaku a rychlostí proudění lze u Venturiho trubice odvodit s využitím Bernoulliho rovnice. Podle ní pro vodorovnou proudnici platí:

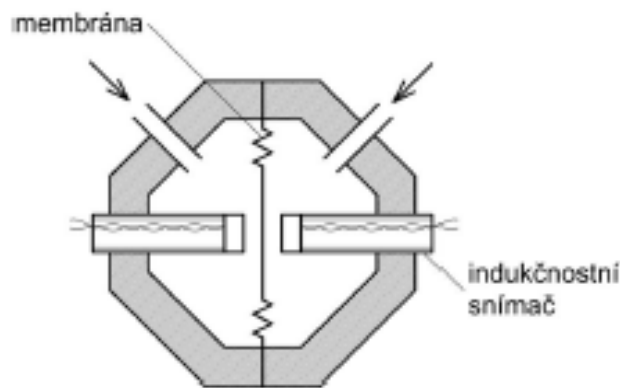
$$\frac{1}{2} \rho \cdot v_1^2 + p_1 = \frac{1}{2} \rho \cdot v_2^2 + p_2 \quad (4.28)$$

Předpokládá se, že jde o proudění ideální tekutiny, ve které nedochází ke ztrátám vlivem její viskozity. Podle zákona zachování hmotnosti je hmotnostní průtok na vstupu a výstupu stejně velký:

$$v_1 \cdot S_1 \cdot \rho = v_2 \cdot S_2 \cdot \rho \quad (4.29)$$



**Obr.4.11 Venturiho trubice.**



**Obr.4.12 Příklad realizace diferenčního manometru.**

Protože hustota plynu je v obou místech měření stejná (uvažujeme pro jednoduchost nestlačitelný plyn), přechází po zkrácení zákon zachování hmotnosti na vztah, podle kterého je zachován objemový průtok:

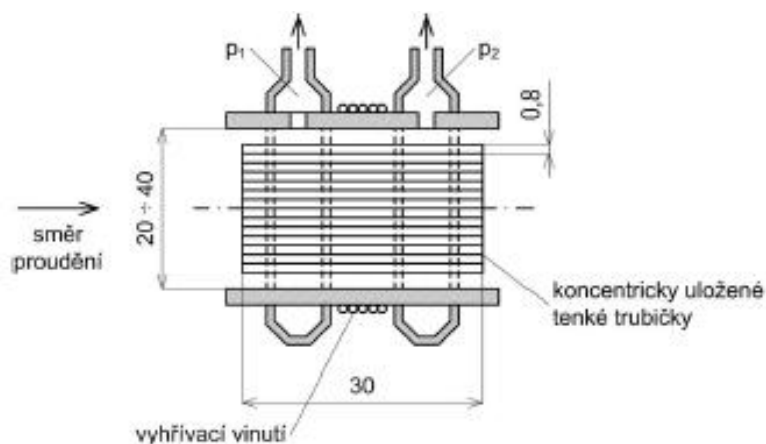
$$q_v = v_1 \cdot S_1 \cdot \rho = v_2 \cdot S_2 \cdot \rho \quad (4.30)$$

Dosazením z Bernoulliovy rovnice a úpravami můžeme vypočítat objemový průtok  $q_v$ , známe-li rozměry trubice, hustotu  $\rho$  a rozdíl tlaku  $\Delta p$ :

$$q_v = v_1 \cdot S_1 = S_1 S_2 \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho(S_1^2 - S_2^2)}} \quad (4.31)$$

Protože potřebujeme znát rozdíl tlaku mezi místy měření  $\Delta p$ , je výhodné využít namísto dvou klasických manometrů pouze jeden a to diferenční. Sestává ze dvou membránou navzájem oddělených komůrek, které jsou spojeny s měřicími místy Venturiho trubice. Výchylka membrány bude závislá na rozdílu tlaku v komůrkách. Tuto výchylku měříme pomocí vhodných snímačů, indukčních nebo kapacitních. Aby se dosáhlo většího poklesu rozdílu tlaku, používají se v praxi různé typy vzduchových odporů (Venturiho trubice je vlastně nejjednodušším typem takového odporu). Nejčastěji jde o tzv. Fleischmanův manometr, který tvoří hustá soustava koncentricky uložených tenkých trubiček o průměru menším než 1 mm, ležících ve směru proudění vzduchu. Tlak je měřen před a za tímto svazkem trubiček. Protože

v trubičkách dochází ke kondenzaci vodních par, obsažených ve vydechovaném vzduchu, bývá manometr vybaven vyhřívacím vinutím, pomocí kterého lze zkondenzovanou vodu odpařit (v době, kdy se s přístrojem neměří). Jiný často používaný typ představuje Lillyho manometr. Namísto trubiček využívá několika za sebou uložených rovnoběžných jemných kovových sítěk.



**Obr.4.13 Schéma Fleischova diferenčního manometru.**

Vztah mezi rozdílem tlaku a objemovým průtokem můžeme vyjádřit pomocí odporu, lineární závislostí:

$$\Delta p = p_2 - p_1 = R \cdot q_v \quad (4.32)$$

Odpor R tedy můžeme definovat jako rozdíl tlaku, který odpovídá jednotkovému průtoku. Pro vzduchové odpory obecně platí, že musí mít dostatečně velký průměr, odpovídající maximálnímu měřenému průtoku. V opačném případě může docházet k turbulentnímu proudění vzduchu, při kterém již není závislost objemového průtoku na rozdílu tlaku lineární. Zároveň se snahou vytvořit dostatečně velký rozdíl tlaku musíme dbát na to, abychom příliš velkým vzduchovým odporem neomezili pacientovu schopnost správně nadechnout a vydechnout. Nevýhodou pneumotachografu s diferenčním manometrem je závislost naměřených hodnot na složení a teplotě protékajícího vzduchu, které ovlivňují jeho hustotu. Výhodou je možnost měření průtoku oběma směry. Lze s nimi proto měřit při nádechu i výdechu během libovolného počtu dechových cyklů. Tento typ pneumotachografu se používá samostatně nebo bývá součástí celotělového pletysmografu. Příklad pneumotachografu s diferenčním manometrem představuje řešení firmy ADInstruments. Skládá se ze dvou samostatných částí, diferenčního snímače tlaku s měřicím převodníkem ML141 a Lillyho manometru MLT3813H s regulátorem teploty vyhřívání. Výstup snímače je napěťový. Základní parametry sestavy jsou následující:

měřicí rozsah (manometr): 0÷800 L·s<sup>-1</sup>

mrtvý prostor: 88 mL

vytvářený rozdíl tlaku: 29,3 Pa při  $q_v = 80 \text{ L} \cdot \text{s}^{-1}$

247,6 Pa při  $q_v = 400 \text{ L} \cdot \text{s}^{-1}$

804,1 Pa při  $q_v = 80 \text{ L} \cdot \text{s}^{-1}$

vyhřívání: 18÷45 °C



průměr manometru: 76 mm  
 vstupní průměr: 29 mm  
 výstupní průměr: 35 mm  
 max. měřicí rozsah (snímač): 3,4 kPa  
 max. vstupní tlak: 7 kPa  
 rozsah výstupního napětí:  $\pm 20 \div 500$  mV  
 doba odezvy: 1 ms

## 4.7 Clony

Slouží k omezení průměru potrubí a mají tvar desky s otvorem vložené do potrubí kolmo na směr proudění. Tlak se měří v jisté vzdálenosti před clonou (průřez  $S_1$ , tlak  $p_1$ ) a za clonou v místě minimálního statistického tlaku (průřez  $S_2$ , tlak  $p_2$ ). Pro objemový průtok platí:

$$\begin{aligned}
 Q_v &= S_1 v_1 = S_2 v_2 \\
 S_1^2 v_1^2 &= S_2^2 v_2^2 \\
 v_1^2 &= \frac{S_2^2}{S_1^2} v_2^2
 \end{aligned} \tag{4.33}$$

Pro horizontální potrubí je rozdíl hydrostatických tlaků nulový a Bernoulliho rovnice se zjednoduší na tvar:

$$\begin{aligned}
 p_1 - p_2 &= \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2) \\
 v_2^2 &= \frac{2(p_1 - p_2)}{\rho} + v_1^2
 \end{aligned} \tag{4.34}$$

$$\begin{aligned}
 v_2^2 &= \frac{2(p_1 - p_2)}{\rho} + \frac{S_1^2}{S_2^2} v_2^2 \\
 v_2 &= \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho} \frac{1}{1 - \frac{S_1^2}{S_2^2}}}
 \end{aligned} \tag{4.35}$$

Pro objemový průtok platí:

$$Q_v = S_2 v_2 = \frac{S_2}{\sqrt{1 - \frac{S_2^2}{S_1^2}}} \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho}} \tag{4.36}$$

## Tvary měřících clon

Clony se standardně vyrábějí z nerezové ocele. Hrany otvorů jsou ostré a čisté. Styk otvoru clony s tekutinou by měl být ideálně čárový – ve tvaru kružnice, aby se minimalizovala plocha dotyku s tekutinou (tření).

**Koncentrické clony** – Jsou vhodné pro čisté kapaliny, plyny a páry pro Reynoldsovo číslo v rozmezí: 20 000 do  $10^7$  a průměru potrubí do 150 mm. Koncentrické clony bývají obvykle opatřeny výpustnými otvory – pro odvod kapalné fáze při měření plynů.

**Segmentové clony** – Mají otvor tvaru kruhového segmentu. Používají se pro měření znečištěných tekutin, tj. obsahují kromě hlavní fáze také sekundární fázi.

## Dallova trubice

Tvarově je podobná Venturiho trubici. Je kratší a neobsahuje výrobně nákladnější zaoblené úseky. Dallova trubice disponuje větším tlakovým rozdílem (blízkým clonám) a menší tlakovou ztrátou. Je vhodnější pro měření větších průtoků.

## 4.8 Ultrazvukové senzory průtoku

### 4.8.1 Princip a rozdělení

Ultrazvukové senzory průtoku jsou založeny na změně rychlosti šíření, nebo frekvenci ultrazvukového vlnění průtokem tekutiny. Ultrazvukové šíření se šíří mezi vysílačem a přijímačem, které jsou umístěny na stěnách potrubí. Proudění tekutiny vyvolá změnu rychlosti ultrazvukového vlnění, úměrnou průmětu vektoru rychlosti pohybu tekutiny do vektoru rychlosti ultrazvukového vlnění.

Ultrazvukové vlnění je vysíláno i přijímáno ultrazvukovým měničem, pracujícím střídavě v režimu piezostrikčním (vysílač), nebo piezoelektrickém (přijímač).

Podle charakteru generovaného vlnění mohou být ultrazvukové průtokoměry jak v režimu spojitě akustické vlny (CW – continuous Wave), nebo v impulsním režimu. V impulsním režimu je po krátký časový interval opakovaně vysláno spojitě ultrazvukové vlnění s kmitočtem, který odpovídá rezonanční frekvenci měniče.

Ultrazvukové průtokoměry se dělí do tří základních skupin:

- **Přímé impulsní:** Měří se doba průchodu ultrazvukového signálu od vysílače k přijímači. Ultrazvuková vlna má tvar impulsu o trvání až několik ms, frekvence vlnění závisí na rezonanční frekvenci měniče.
- **Zpětnovazební:** Výstupní signal z přijímače je zesílen a přiveden do měniče, který pracuje v režimu vysílače. Tímto vznikne zpětnovazební zapojení, které vytváří oscillator.

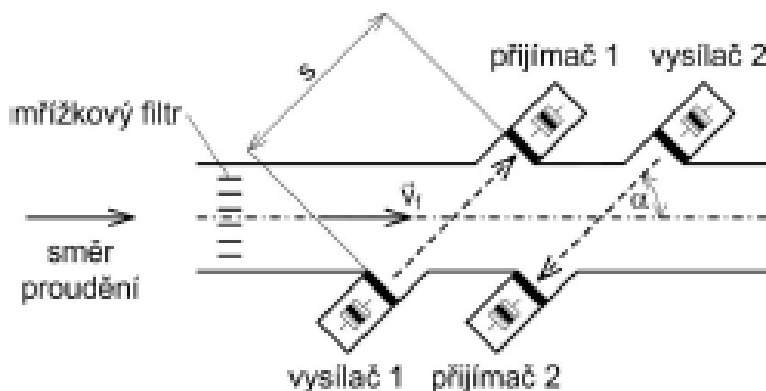
### Dopplerovy:

Vyhodnocují změnu kmitočtu vysílaného vlnění po jeho odrazu od částic unášených proudící tekutinou.

## 4.8.2 Ultrazvukový pneumotachograf

Ultrazvuk, stejně jako jiné druhy akustického vlnění, je ve své podstatě vlněním mechanickým. Prostředím se ultrazvuk šíří rozkmitáváním jeho částic kolem rovnovážné polohy. Při šíření ultrazvuku tekoucím plynem dochází k vektorovému součtu rychlostí vlnění a plynu. Tohoto faktu využívá ultrazvukový pneumotachograf, sestávající z trubice, kterou prochází vydechovaný vzduch, do jejichž stěn jsou zabudovány ultrazvukové měniče. Používá se ultrazvuk o relativně nízké frekvenci, řádově desítek kHz, který se dobře šíří plynným prostředím. Rychlost šíření ultrazvuku ve vzduchu je zhruba 330 m·s<sup>-1</sup>.

Ultrazvukové pneumotachografy využívají dvou vzájemně opačně orientovaných párů protilehlých měničů vysílače a přijímače. Ultrazvuk se od vysílače k přijímači šíří vždy pod úhlem  $\alpha$ , který svírá s osou trubice. Jednou z možností stanovení rychlosti průtoku vzduchu je její výpočet z rozdílu mezi dobou, za kterou urazí ultrazvuk vzdálenost vysílač-přijímač u obou páru měničů. Tato vzdálenost  $s$  je stejná.



**Obr.4.14** Uspořádání měničů ultrazvukového pneumotachografu.

U prvního páru měničů bude výsledná rychlost ultrazvukového vlnění vyšší. Čas, za který vlnění urazí vzdálenost  $s$ , bude:

$$t_1 = \frac{s}{v_c + v_a \cdot \cos \alpha} \quad (4.37)$$

Menší rychlost bude mít vlnění při šíření mezi druhým párem měničů, proto bude čas šíření vyšší:

$$t_2 = \frac{s}{v_c - v_a \cdot \cos \alpha} \quad (4.38)$$

Odečtením obou rovnic a úpravou dostáváme vztah pro rychlost proudění  $v_f$ :

$$v_f = \frac{s}{2 \cos \alpha} \cdot \left( \frac{1}{t_1} - \frac{1}{t_2} \right) \quad (4.39)$$

Pokud nebude rychlost proudění vzduchu v celém průřezu trubice v daném časovém okamžiku stejná, obdržíme za pomoci výše uvedeného vzorce průměrnou rychlost proudění vzduchu. Uvažujeme-li maximální průtok vzduchu při výdechu (PEF) v řádu jednotek  $L \cdot s^{-1}$ , pak při průměru trubky 2 cm, tj. průřezu asi  $3,14 \text{ cm}^2$ , se bude rychlost proudění vzduchu trubkou pohybovat v řádu jednotek až desítek  $m \cdot s^{-1}$ . Při průtoku  $10 L \cdot s^{-1}$  bude rychlost proudění vzduchu asi  $32 m \cdot s^{-1}$ . Vypočítejme rozdíl mezi časy  $t_1$  a  $t_2$ , odpovídající této rychlosti proudění, při úhlu  $\alpha = 60^\circ$  a vzdálenosti měničů 3 cm:

$$t_1 = \frac{3 \cdot 10^{-2}}{330 + 32 \cdot \cos \frac{\pi}{3}} = 85 \mu s \quad (4.40)$$

Obdobným výpočtem obdržíme  $t_2 = 98 \mu s$ . Rozdíl mezi oběma časy je pro maximální průtok řádové jednotky mikrosekund. Budeme-li chtít měřit průtok s rozlišením  $0,01 L \cdot s^{-1}$ , musí být pneumotachograf schopen vyhodnotit časový rozdíl v řádu nanosekund. Toho lze dosáhnout s využitím několikanásobného měření při provozu ultrazvukových měřádu v impulsním režimu. Jednodušší je však využít fázového rozdílu, který vzniká mezi signály z přijímače a vysílače při současném napájení vysílačů stejným signálem. Rychlost lze z fázových rozdílů vyhodnotit podle vztahu:

$$v_f = k \cdot \frac{\varphi_1 - \varphi_2}{\varphi_1 \cdot \varphi_2} \quad (4.41)$$

kde:

$v_f [m \cdot s^{-1}]$  . . . rychlost proudění

$k$  . . . konstanta závislá na geometrickém uspořádání

$\varphi_1 [\text{rad}]$  . . . fázový posuv u prvního přijímače

$\varphi_2 [\text{rad}]$  . . . fázový posuv u druhého přijímače

Při tomto způsobu měření je výhodné provozovat měniče v kontinuálním, namísto v impulsním režimu a vyhodnocovat fázi nepřetržitě. Výhodou ultrazvukového pneumotachografu je jeho nezávislost na hustotě vzduchu, čímž se liší od pneumotachografu s diferenčním manometrem. Změna hustoty vzduchu, způsobená změnou jeho vlhkosti, složení či teploty se projeví změnou rychlosti šíření ultrazvuku v něm. Bude však natolik zanedbatelná, že se na době šíření vlny od vysílače k přijímači projeví zanedbatelným způsobem. Navíc bude tato změna mít stejný vliv na šíření mezi oběma páry měničů, takže při vyhodnocení rychlosti průtoku z rozdílu mezi fázemi či dobami šíření se neprojeví vůbec. Velkou výhodou ultrazvukového pneumotachografu je jeho odolnost a snadná údržba, neboť neobsahuje mechanicky choulostivé díly.

## 4.9 Dávkovací senzory průtoku

Tato skupina senzorů se využívá především v konstrukcích infuzních pump pro dávkování infuzní látky do pacientova organismu v přesně stanoveném množství (např. přesně stanovený počet kapek) i intervalech.

Aplikačním příkladem může být infuzní pumpa se zpětnou vazbou, která se používá pro dávkování léčiva pro rozšíření cév u pacientů s vysokým krevním tlakem. Tlakovým senzorem je měřen krevní tlak a tato hodnota krevního tlaku je použita v řídicím programu, který určuje počet pulzů vyslaných pro krokový motor. Tím je zároveň určena i dávka pro pacienta. Dávkovací systémy jsou též nepostradatelnou pomůckou pro diabetiky.

V praxi se používá několik konstrukčních provedení:

### 4.9.1 Tlaková infuzní pumpa

#### Aplikace infuze

Infuzí se rozumí podání většího množství tekutiny do organismu jiným způsobem než trávicím ústrojím.

Infuze se zejména aplikuje:

- Intravenózně
- Intraarteriálně
- Subkutálně
- Intraoseálně

Infuzní pumpou je vždy podáván infuzní roztok, který tvoří destilovaná, bezpyrogenní a sterilní voda. Tyto roztoky se dělí dle osmolality na: Izotonické, Hypotonické a Hypertonické. Po dobu podávání infuze je nutné sledovat, zda přípravek kape předepsanou rychlostí.

#### Výpočet rychlosti infuze

Například máme celkový objem infuze 500ml, která má kapat 2 hodiny.

$$\frac{500ml}{2hod} = 250ml.hod^{-1}$$

Počet kapek za minutu:

(Celkový objem infuze x kapkový faktor)/Celkový čas infuze v min)

Kapkový faktor je parametr, který bývá uvedený na obalech infuzních roztoků.

Tyto přístroje čerpají tekutinu přímo z infuzní láhve svým vlastním čerpadlem, podle konstrukce pod tlakem až 160 kPa. Proto se může pomocí této pumpy aplikovat infúze prakticky kamkoliv. Každá tlaková pumpa však nese nebezpečí aplikace vzduchu a tím pádem

vzduchové embolie. Proto se vybavují složitými elektronickými obvody pro detekci a prevenci tohoto závažného problému. Rychlost infúzního toku se v dnešní době udává v ml/hodinu. Nové infúzní pumpy využívají dlouhodobě stabilního chování vlastních čerpadel, která řídí mikropočítačový systém. Do jeho paměti lze vložit pomocí klávesnice (membránová, z důvodu možného políť) údaje, potřebné pro regulaci dávkování. Displej infúzní pumpy zobrazuje například údaj o rychlosti infúzního toku, alarmová hlášení (např. přítomnost vzduchu) a jiné. Snímače kapek se nasouvají na překapávací komůrku a fotoelektricky snímají průlet kapky. Některé přístroje dovedou nastavit optiku tak, aby stín kapky dopadal přímo na detektor.

#### **4.9.1.1 Programovatelná infuzní pumpa (IDDS)**

Toto zařízení představuje medicínsky i technicky nejdokonalejší dávkovací systém. Mezi přední výrobce těchto pump patří firma Medtronic. Tyto pumpy jsou napájeny baterií, obsahují integrovanou elektroniku, díky ní lze telemetrickým přenosem naprogramovat dávkování léku. Kovové části této pumpy jsou vyrobeny z titanu (nejsou kontraindikace s MR vyšetření). Pumpa obsahuje tři komory, které jsou hermeticky uzavřeny. První obsahuje rezervoár pro tekutou látku. Ve druhé je elektronický modul, který je napájen baterií, která má životnost až 5 let. Ve třetí komoře je peristaltická pumpa. Tyto pumpy se standartně vyrábějí pro 4 objemy rezervoáru: 10, 20, 30, 40 ml.

Pro telemetrický přenos dat se používají tzv. programátory. Jedná se o minipočítač, který je upraven pro bezdrátovou komunikaci s pumpou. Tyto programátory jsou dvojího typu:

**Lékařský programátor:** umožňuje plnohodnotnou komunikaci s pumpou a změnu nastavitelných parametrů.

**Pacientský programátor:** je dodáván společně s pumpou. Pacient si může měnit některé parametry.

Tyto přístroje umožňují celkem 11 dávkovacích programů, které se dají rozdělit na bolusové, kontinuální a speciální režimy. Výdej tekuté látky je možno nastavit v rozmezí 0,025ml do 0,9ml. Implementace pumpy se obvykle provádí v celkové anestezii. Místem pro implementaci je většinou v levém hypochondriu, nebo v mezogastriu.

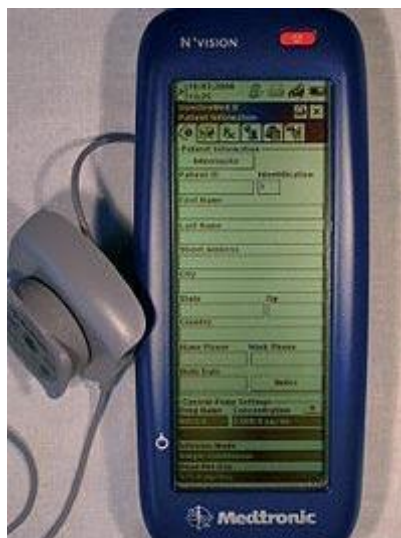
#### **4.9.1.2 Infuzní pampa s konstantním průtokem**

Jedná se o dávkovací systém, jenž není závislý na bateriovém zdroji. Obsahuje systém dvou hermeticky uzavřených komor. První komora slouží jako zásobník tekutého roztoku. Druhá tlaková komora je naplněna hnacím médiem. Jako médium se používá tekutý plyn. Tento plyn při teplotě lidského těla mění své skupenství z tekutého na plynné. Díky rozpínavosti tohoto plynu vytváří konstantní tlak na dno tlakové komory. Z pumpy ústí silikonový katetr, který se zavádí do prostoru bederní páteře.

Hlavní výhodou pumpy je její nízká cena a nezávislost na vnitřním energetickém zdroji. Také její využitelnost na dlouhou dobu léčby (řádově roky). Mezi hlavní nevýhody patří nemožnost rychlé změny dávky. dávkování v případě této pumpy je zatíženo nepřesností v závislosti na změně tělesné teploty a atmosférického tlaku.

## Implantabilní infuzní pumpa s konstantním průtokem Accurex firmy ANS

Zde není použit stlačený plyn, ale speciálně upravená polymerová membrána. Což umožňuje snadnější plnění, nižší váhu a menší závislost na tlakových změnách a okolní teplotě.



Obr.4.15 Lékařský programátor firmy Medtronic



Obr.4.16 Infuzní pumpa DF- 12

## Vybrané technické parametry

Rozsah průtokové rychlosti: 0,1 – 999ml/h

Přesnost  $\pm 5\%$

Celkový objem: 1-999ml

Okluzní tlak: detekční rozmezí 100 – 950mmHg

Rychlost proplachu: 700ml/h

Baterie: NiMH 9,6 V 2000 mAh

Alarmy: Vizuální a zvukové

Otevřená dvířka

Okluze

Detekce vzduchové bubliny

Nízký stav baterie

Dokončení infuze

Alarm chybné funkčnosti

Speciální funkce: kapkový senzor, mechanismus přichycení hadičky, rychlost dávkování, funkce paměti objemu, volitelný jednorázový proplach, ochrana proti samovolnému odkapávání, uživatelské nastavení (set, zvuk, okluze)

### 4.9.2 Lineární dávkovač

Infúzní dávkovače jsou charakteristické tím, že látka, která má být dopravena do těla pacienta, je umístěna v injekční stříkačce. Množství látky, které je touto cestou možno jednorázově bez výměny injekční stříkačky podat, je tedy omezeno. Množství látky v závislosti na čase, která je do těla pacienta dodána, je dána rychlostí zdvihu pohybu tlačného mechanismu dávkovače, který tlačí do pístnice stříkačky a objemem stříkačky. Chceme-li tedy, aby platily parametry dávkovače zaručované výrobcem, musíme pro dávkovač použít předepsaný typ injekční stříkačky. Přesnost dávky závisí nejen na přesnosti pohybu tlačného mechanismu dávkovače, ale i na vlastním provedení injekční stříkačky. Pokud nebude mít injekční stříkačka přesně stejný vnitřní průměr po celé délce, nebude množství látky ze stříkačky vytlačené lineární funkcí pohybu tlačného zařízení. Udává-li tedy výrobce přesnost dávkování, mělo by být definováno, za jakých podmínek vlastně tento údaj platí. Z hlediska uživatele by to měl údaj, který platí spolu s předepsaným typem injekční stříkačky.



Obr.4.17 Lineární dávkovač AITECS 2015



## **Vybrané technické parametry**

Objem infuze: 0 – 9999ml

Bolus dávky: 10 – 1200ml/h

Přesnost:  $\pm 2\%$

Hmotnost pacienta: 0,4 – 400g

Kapacita akumulátoru: 10h

Rozhraní: RS232

Vlhkost: max. 90%

## **Kontrolní otázky**

1. Popište princip funkce elektromagnetického senzoru průtoku.
2. Řádově jaká výstupní napětí lze naměřit na kontaktech elektromagnetického senzoru průtoku?
3. Vysvětlete princip diferenčního anemometru.
4. Jaké znáte režimy činnosti termoanemometru?

## **Literatura**

[WEB99], [BRO00], [CAP99], [DAD99], [CAJ06], [MER13], [RIP05], [ĎAĎ06], [HAD00], [ZDR13], [KAR13], [BTL13]