

## **Přístroje pro UPV.**

### ***Úvod***

ventilátor je systém souvisejících prvků vyrobených s cílem měnit, přenášet a přímo aplikovat energii předem určeným způsobem s cílem uskutečnit užitečnou dechovou práci. Energie se dostává do ventilátoru ve formě elektrické energie nebo v podobě stlačeného plynu. Energie je přenášena nebo transformována ( hnací jednotkou přístroje) s cílem podpořit nebo nahradit svalovou práci dýchacích svalů ( žádaný výstup) a to předem určeným způsobem ( řídicím okruhem). Abychom obecně porozuměli ventilátorům musíme chápat základní funkce:

1. Vstup energie
2. Přenos nebo konverze energie
3. Řídicí okruh
4. Výstup

Zdrojem je energie elektrická nebo pneumatická.

### **Pneumatický systém a řídicí jednotka**

Primární systém , který určuje operační schopnosti je pneumatický systém. Všechny pneumatické systémy začínají: zdrojem plynů, mají prostředky k vytvoření směsi plynů určité koncentrace O<sub>2</sub>, a zahrnují precizní kontrolní mechanismy průtoku plynů.

### ***Zdroj plynů***

Natlakovaný zdroj plynů je potřebný k pohánění pneumatického systému u všech ventilátorů. Je tvořen kyslíkem a vzduchem z centrálního rozvodu plynů , tlak je 0,35 MPa. Alternativně lze ventilátor pohánět vnitřním kompresorem s přídatkem O<sub>2</sub>, který zajistí žádanou koncentraci . U některých ventilátorů je vzduch a kyslík potřebný jen k dodání plynů. U jiných ventilátorů je plyn spotřebováván k pohánění řídicího okruhu ventilátoru. Většinou se jedná o přenosné ventilátory ( čistě pneumatické= nepotřebují elektrický proud).

I když plyny vstupují do ventilátoru pod tlakem 0.35 MPa, pracovní tlak je obvykle okamžitě redukován na 0.14 MPa z bezpečnostních důvodů a opotřebování komponent. Pracovní tlak je obvykle nastaven, ale může být upraven u některých ventilátorů ( Siemens 900). U jiných ventilátorů ( Bear 2) je inspirační křivka řízena přizbůsobením pracovního tlaku. Historicky lze ventilátory rozdělit na jedno nebo dvou okruhové. U jedno okruhových ventilátorů plyn který vstupuje do pneumatického systému jde do pacienta. U dvou okruhových je plyn , který pohání pneumatický systém oddělen od toho co dostává pacient. Většina dnešních ventilátorů spadá do dvou okruhových.

### ***Směšovač plynů.***

Všechny ventilátory mají mechanismus ke směšování plynů k dosažení koncentrací kyslíku v rozsahu 21-100%. Principem směšovačů je **proporcionální chlopeň**, která změnou velikosti otvoru pro kyslík a vzduch dosahuje žádanou koncentraci O<sub>2</sub>. Funguje to většinou tak, že je-li otevřen otvor pro kyslík je proporcionálně uzavřen otvor pro vzduch a naopak.

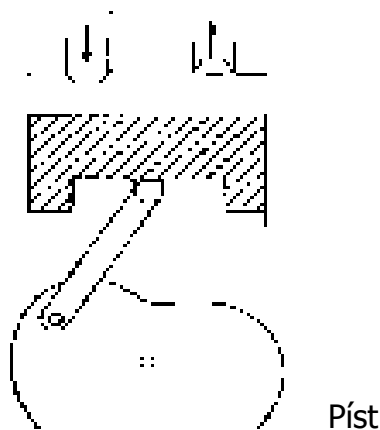
Důležité je , že ventilátor **nedovolí zpětný tok kyslíku** do vysokotlakého systému dodávky vzduchu, většinou je tato funkce zajištěna jednocestnou chlopní v umístěnou v mechanismu pro redukci tlaku.

### **Zásobník**

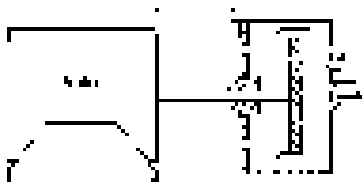
Některé ventilátory udržují plyny před dodáním pacientovi v zásobníku. U Siemens 9000 se jedná o 0.9l vak. Tlak v těchto zásobnících může být nastaven a slouží jako pracovní tlak během inspirace. Zásobníky působí jako směšovací komora pro směs plynů, což zvyšuje stabilitu dodávané koncentrace kyslíku. Umožňují také dosažení vysokých špičkových průtoků ( > 200litrů/min).

### **Regulace průtoku a tlaku - řídicí jednotka**

Ventilátory lze klasifikovat podle řídicí proměnné na : tlakové, objemové a proudové . Existuje mnoho způsobů, jak lze manipulovat s inspirační průtokem a proudovou křivkou: píst, vak ve válci, variabilní omezení proudu, krokový motor s nůžkovou chlopní, proporcionální selednoid a proporcionální násobná digitální chlopeň.



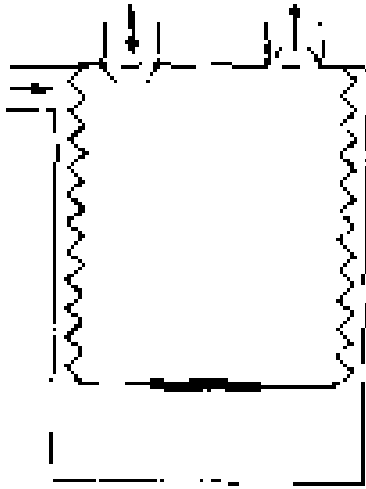
Píst je připojen táhlem k zevnímu okraji kola, které je otáčeno motorem. Při zdvihu pístu dolů jde plyn do vaku při zdvihu nahoru jde do pacienta.



Písty jsou obvykle objemové ventilátory. Užívají se u domácích ventilátorů, ale jejich limitací v intenzivní péči je pomalá odpověď motoru a klikové hřídele.

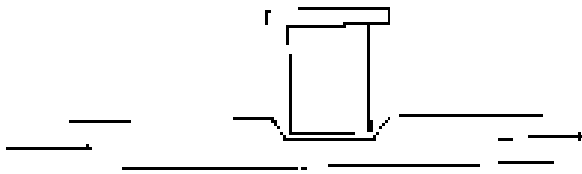
Toto omezení je překonáno užitím Hillmanova pístu u kterého je lineární motor.

Vak ve válci



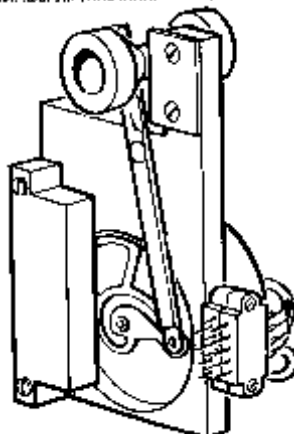
U této úpravy je plyn který jde do pacienta umístěn ve vaku. Plyn je pohybován vzestupem tlaku v komoře, která vak obklopuje. Tato metoda se u dnešních ventilátoru pro kriticky nemocné již nepoužívá, je však s oblibou stále užívána **u anesteziologických přístrojů**, protože jsou zde odděleny vdechované plyny od mechanické kontaminace. Vak ve válci je objemový ventilátor.

Variabilní restrikce



U této metody je proud ovládán změnou omezení ( restrikce) , která limituje proud plynů. Inspirační křivka je měněna (u dokonalejších přístrojů této konstrukce ) nastavitelnou redukční tlakovou chlopní. Tato chlopeň snižuje gradient mezi mezi pracovním tlakem a tlakem v dýchacích cestách s výsledným poklesem průtoku plynů. Distálně umístěná variabilní restrikce limituje maximální průtok. Ventilátory výše uvedeného typu jsou **proudově řízené**, dechový objem určen nastaveným inspiračním tlakem ve vztahu k nastavení produktu.

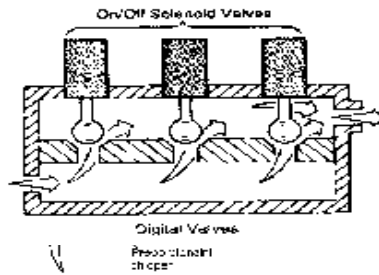
obr. 1.1.1. Základní principy činnosti ventilátoru s krokovým motorem



Krokový motor s nůžkovou chlopní.

Přístroj odměřuje inspirační proud krokovým motorem připojeným k nůžkovým chlopním , která svírají silikonovou hadici ( které je připojena k zásobníku plynů, nůžky svírají hadici na výstupu a "upouští" plyny podle potřeby) . Špičkový inspirační proud je určen tlakem při vstupu do nůžkové chlopně. Jestli-že je dechový objem určen pomocí proudového čidla funguje ventilátor jako proudový, je-li inspirační tlak řízen pomocí tlakového čidla je ventilátor tlakově řízený.

## Proporcionální selenoid.



Selenoid tradičně pracuje ve dvou pozicích: otevřeno nebo zavřeno. Proporcionální selenoid otvírá poměrně otvor pro plyny s cílem řídit proud. Funguje jako tlakový nebo proudový ventilátor.

### Proporcionální násobná digitální chlopeň

Využívá více selenoidních chlopní, každá z nich je buď zavřena nebo otevřena, různé kombinace uzavření či otevření dávají žádaný proud.

## **Inspirační proudové křivky.**

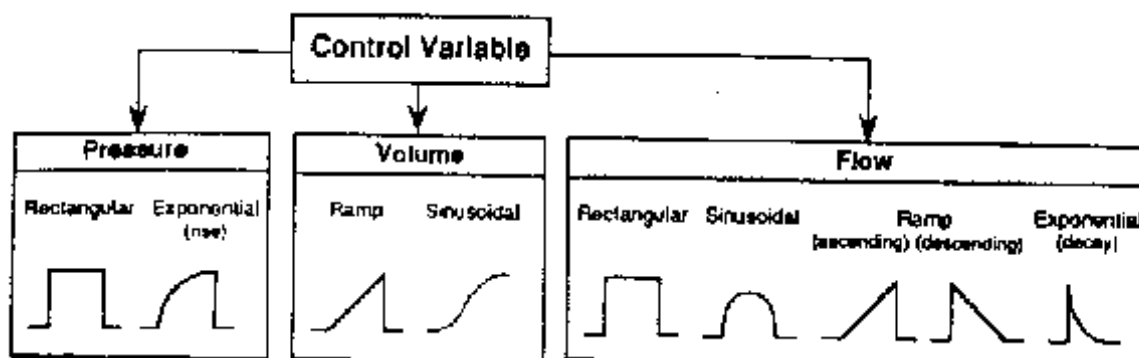
Během ventilace ventilátor řídí jen jednu ze tří proměnných : tlak, objem, proud. Pro každou z řídicích proměnných (tlak, proud, objem) lze generovat jen určité množství křivek. Možné křivky spojené s určitou řídicí proměnnou jsou v tabulce. Výstupní proměnná = jaký tvar křivky změříme pro určitou proměnnou (která není řídicí) při řízeném dechu do pacienta.

### **Řídicí proměnná    Tvar inspir. křivek pro řídicí proměnnou    Výstupní proměnná**

Tlak    Provoúhlá, exponenciální    Proud: degresivní

Objem    Rampová, sinusová (vzestupné)    proud= vzestupná rampová nebo provoúhlá (konstantní)

Proud    pravoúhlá, sinusová, vzestupná, sestupná, exponenciální    tlak: různé tvary vzestupných



Je vidět například, že klasický objemový ventilátor nebude schopen vytvořit sestupnou= degresivní proudovou křivku . Naopak u tlakově řízených dechů je proudová křivka vždy degresivní.

Užitečnost manipulací s proudovou křivkou pro kliniku není zcela jasná. Ze studií lze shrnout následující : u degresivního tvaru proudových křivek je vyšší střední tlak v dýchacích cestách, je nižší špičkový inspirační tlak a je lepší distribuce plynů.

## **Sigh breath**

Sigh breath je úmyslné zvýšení dechového objemu na jeden nebo více dechů v pravidelných intervalech. Cílem je zlepšení vzdušnosti plic. V současnosti není dostatek důkazů o prospěšnosti těchto dechů, navíc tyto periodické velké objemy mohou zvýšit alveolární tlak až k barotraumatu.

## **Trigger= spouštěč.**

Trigger slouží k synchronizaci dechového úsilí ( inspiračního) s ventilátorem. V současnosti je u všech ventilátorů trigger umístěn v **dýchacím okruhu**. Signál pro trigger ( který spouští trigger) může být snímán z proximální části endotracheální kanyly, z inspirační větve nebo z expirační větve okruhu. Signálem může být proud nebo tlak. Ventilátory musí být schopny odlišit artefakty a zabránit tak k samospouštění = autocycling. **Citlivost a zpoždění** jsou dvě důležité veličiny pro trigger. Citlivost je množství pacientova úsilí nutné ke spuštění, zpoždění je časový

interval mezi zahájením pacientova úsilí a nástupem proudu z ventilátoru, tato veličina musí být co nejmenší. V současnosti lze dosáhnout zpoždění 110 -120ms.

Tlakový spouštěč- pressure triggering.

Citlivosti tlakového triggeru je podtlak který musí pacient vyvinout aby ventilátor spustil. Podtlak je měřen od úrovně PEEPu. Podtlak se obvykle nastavuje co nejnižší 0,5-0,1 Kpa. Snímání může být umístěno uvnitř ventilátoru = v inspiračním nebo v expiračním portu. Nebo na Y ramenu, odkud je signál veden (hadičkami ) do ventilátoru. Každé umístění má výhody a nevýhody. Např.: nevýhodou u umístění na exhalačním portu je možnost ovlivnění čidla vlhkostí, je potřeba mít expirační filtr, u Y čidla je riziko zalomení hadičky spojující jej s ventilátorem atd.

Proudový spouštěč= flow triggering.

Existují dva technické přístupy k flow triggeringu: 1. využívá detekci proudu na principu bias flow. Při této technice je během expirační fáze vytvořen přídatný proud v okruhu, ubere-li pacient při inspiriu z tohoto proudu přístroj sepne. Druhý přístup měří proud u dýchacích cest pneumotachometrem nebo anemometrem.

### ***Bezpečnost ventilátoru.***

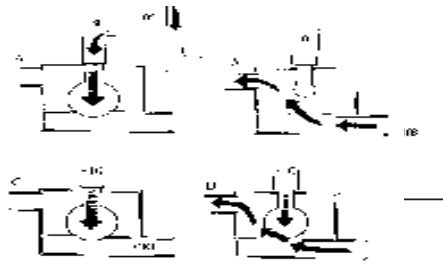
Ventilátory by měly mít antiasfyktickou chlopeň umístěnou na inspirační větvi ventilátoru. V případě selhání se tato chlopeň otevře a umožní pacientovi vdechnout okolní vzduch. U některých ventilátoru se otvírá inspirační a expirační chlopeň a pacient může vdechnout kontinuální přívod plynů přes okruh.

### ***Exhalační chlopně.***

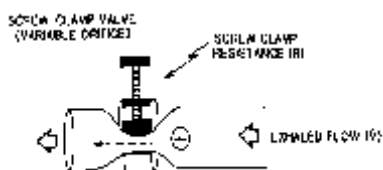
Plyn vycházející z pacienta prochází přes Y spojku, dále hadicí (22mm průsvit) přes filter ( u některých ventilátorů) přes proudový senzor a kontrolní chlopeň ( u některých ventilátorů) a po té přes vlastní exhalační chlopeň. Všechny tyto komponenty dosahují následujících cílů: **utěsnit okruh během inspirace, cyklovat = přepnout na výdech, udržet PEEP na žádané úrovni**, minimalizovat přenesenou dechovou práci ( bude vysvětleno později).

Nejčastější chlopně jsou na principu chlopně hřibové nebo membránové. V minulosti byly užívány výměnná chlopně vně ventilátoru, na novějších přístrojích jsou chlopně umístěny uvnitř ve vytápěném kompartmentu. Další chlopně představují chlopně: nůžkové, elektromagnetické a elektronické.

Hřibová/ membránová.



Tyto chlopně pracují na stejném principu. U většiny ventilátorů je plyn odveden z vnitřní části inspirační větve okruhu nebo z řídicího modulu pro sekundární plyn do exhalační chlopně, kde nafukuje balónek ve tvaru hříbu a ucpává exhalační port během inspirace. U novějších ventilátorů je nafukování a vyfukování balónku řízeno mikroprocesorově, u většiny ventilátorů je před expirační chlopní umístěn tlakový snímač k zajištění zpětné vazby na inspirační proud s cílem udržet PEEP. V případě možného poklesu PEEP tento zpětovazebný mechanismus zvýší proud. Membránové chlopně pracují stejným způsobem: plyn z inspirační větve stlačuje membránu a uzavírá chlopně během inspirace. Chlopně se otvírá, když končí inspirační fáze a tlak v okruhu během expirace překoná tlak membrány.

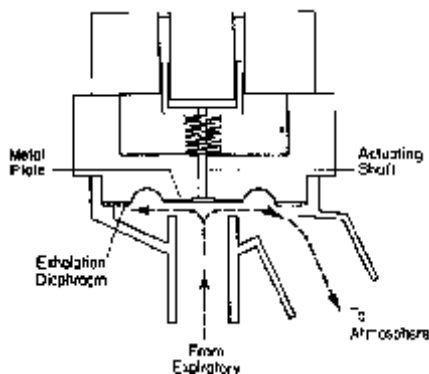


### Nůžková chlopeň

Prototypem je Servo Siemens 300 a 900, tato chlopeň (nůžky) komprimuje a relaxuje silikonovou hadici, úroveň konstrikce je řízena krokovým motorem.



Elektromagnetická chlopeň.



Velká membrána je spojena s osou, jejíž pozice je elektromagneticky řízena. Tato exhalační chlopeň vyžaduje mikroprocesorové řízení. Chlopeň vykazuje velmi nízký odpor.

Elektronická chlopeň.

Pracuje na podobném principu jako elektromagnetická chlopeň. Otvírání a zavírání chlopně je řízeno krokovým motorem ovládaném mikroprocesorově.

Mikroprocesorové řízení.

Mikroprocesor řídí precizněji než pneumatický systém funkci exhalační chlopně tím, že je schopen přesně identifikovat konec inspirace a začátek expirace. Toto je snadno proveditelné u řízených nebo asistovaných dechů. U spontánně dýchajícího pacienta v režimu CPAP ( bez tlakové podpory) je mikroprocesor vystaven mnohem těžšímu úkolu. K tomu, aby mikroprocesor nastavil expiraci, musí identifikovat vzestup systémového tlaku, pokles poptávky po inspiračním proudu, nebo vzestup expiračního proudu. U mikroprocesorově řízených ventilátorů je těsná vazba mezi inspiračním a expiračním řídicím systémem k zajištění nechtěných změn tlaku například při kašli.

### **PEEP/CPAP jako zařízení**

Historicky lze přístroje klasifikovat podle toho jak tvoří PEEP a podle odporu, který kladou proudu na: prahové chlopně ( prahové rezistory) nebo proudové chlopně ( proudové rezistory). **Ideální PEEP je čistý prahový rezistor** jehož odpor není závislý na proudu a je konstantní a minimální po celou dobu kdy je otevřen, výstup plynů z něj trvá přesně do doby, než je tlak, který na něj působí větší tlak než je nastavený tlak ( PEEP), po té se uzavře. **Proudový rezistor vytváří PEEP v závislosti na odporu kladenému proudu.** Tento odpor je závislý na fyzikální charakteristice chlopně ( odporu) a na velikosti průtoku. **Je žádoucí, aby PEEP měl funkce prahového rezistoru a co nejméně vlastností proudového rezistoru.** Bohužel neexistuje PEEP chlopeň, která by šla klasifikovat jako čistý prahový rezistor, všechny prahové rezistory mají i funkci proudového rezistoru.

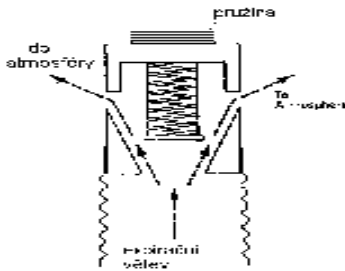
PEEP a mikroprocesor

U nových generací ventilátorů je PEEP zajišťován exhalační chlopní. Nicméně, čím vyšší PEEP tím klesá účinnost a zvyšuje se zpomalování expirace ( PEEP je odporem pro expirační proud). Tato nevýhoda je řešena tak, že chlopně nejsou po celou dobu expirace nastaveny na hodnotu PEEPU, ale jsou plně otevřeny do atmosféry a hodnoty PEEPU dosáhnou graduálně těsně před koncem expirace. Odpor

vydechovanému proudu tak není po celou expiraci tak vysoký. Toto aktivní řízení exhalace je docíleno exhalační chlopní řízenou mikroprocesorem.

Výměnná PEEP chlopeň.

Vedle celé řady PEEP chlopní, integrovaných do expiračních chlopní, existuje řada výměnných chlopní, které jsou součástí starších ventilátorů, transportních a ručních ventilátorů (ručního dýchacího vaku- Ambuvak). Většina z nich je tvořena pružinovou chlopní nebo magnetickou chlopní. Mají více či méně vlastnosti odporového rezistoru, což spolu s jejich hromadnou výrobou vede k tomu, že skutečný PEEP může být rozdílný o 3-4 cm H<sub>2</sub>O.



### ***Přídavná dechová práce (Imposed work of breathing)***

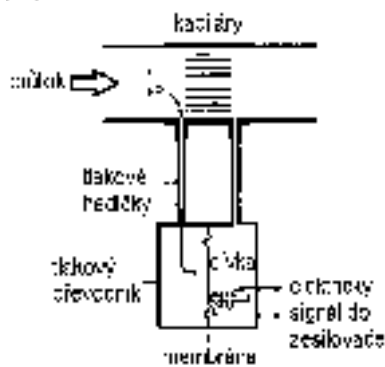
Kdykoliv je nějaké zařízení připojeno k dechovým cestám vzniká nutnost další dechové práce = přídavná dechová práce. Klinicky významně je u CPAP. Inspirační přídavná dechová práce je dána velikostí nutného poklesu tlaku (který musí vypnout pacient) ke spuštění dechů nebo otevření chlopně při CPAP a zpožděním dodávky dostatečného proudu z ventilátoru. Expirační přídavná dechová práce vzniká tím, že PEEP ventily mají rezistivní složku (kladou odpor exhalačnímu proudu), což zvláště u aktivní (forsírované) exhalace může výrazně zvýšit základní tlak v systému.

### **Monitorování**

Dnešní ventilátory jsou schopny přesně měřit tlak a proud, tyto veličiny jsou měřeny buď z místa na Y části dýchacího okruhu, nebo uvnitř ventilátoru na inspirační nebo expirační části. Objem ventilátory počítají integrací proudu, je-li proud měřen uvnitř ventilátoru pak odráží nejenom objem dodaný pacientovi, ale i objem ztlačený v hadicích.

## Monitorování tlaku

V historii se užívaly aneroidní manometry, dnes většinou se používají **silikonové tlakové převodníky**.

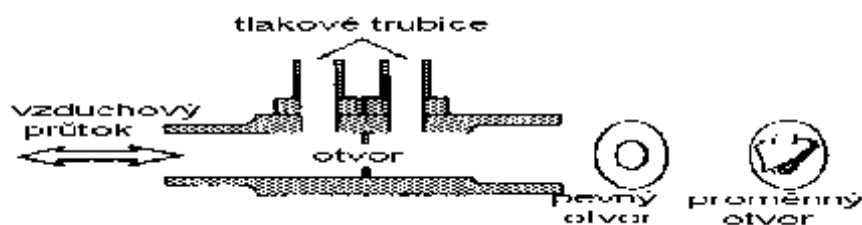


## Monitorování proudu

U klasického **Fleischova pneumotachometru** je na měřeném místě vřazena proti proudu sada paralelních kapilár , které kladou proudu určitý odpor, dojde tak k poklesu tlaku za kapilárami, na základě rozdílu tlaku ( který je převeden na elektrický signál a zesílen) lze vypočítat ( Poiseuilleův zákon) průtok.

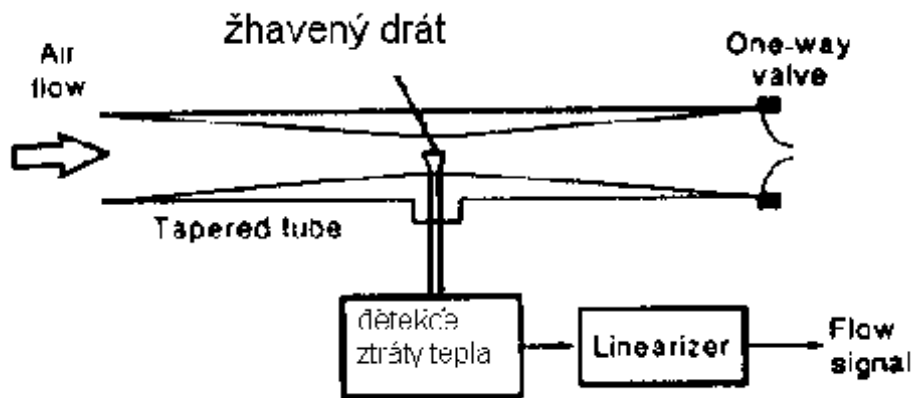
Obdobně pracuje i **mřížkový pneumotachometr**, místo trubic je zde mřížka.

U výše uvedených pneumotachometrů je nevýhodou kondenzace par, proto byly sestrojeny **pneumotachometry s otvorem**, který klade proudu odpor a opět je vypočítán proud na základě poklesu tlaku.

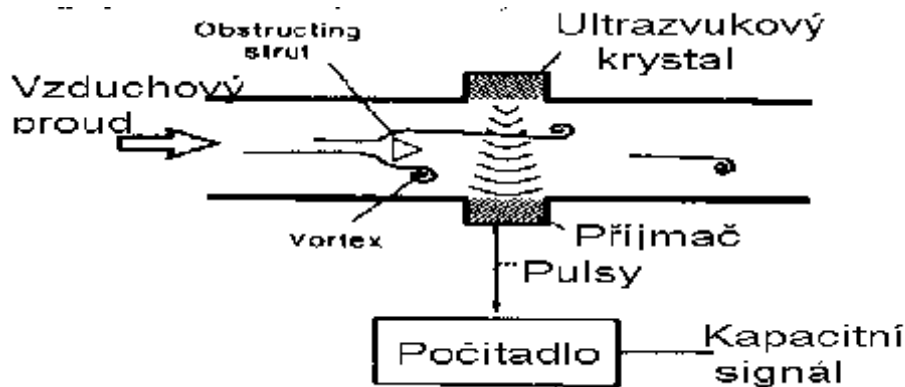


Další konstrukci představují **pneumotachometry s nažhaveným drátem**. Principem je , že procházející proud ochlazuje nažhavený drát, ochlazování je úměrné proudu .

U **vířivého pneumotachometru** jde proud přes malou



vzpěru, která způsobí víření- turbulenci, turbulence je detekován ultrazvukově a přepočtena na proud.



## Alarmy

Varují před nebezpečnou situací, alarmují technickou závadu nebo patientský stav (patientské alarmy). Většina je založena na sledování proměnných jako je tlak, objem, proud a čas. jsou akustické nebo vizuální, neb obojí, podle důležitosti je lze vypnout nebo ne, mají různou barvu, tón a hlasitost. Cílem, aby byly maximální citlivé a zároveň specifické (to je aby nebyla falešná alarmová hlášení).

Alarmy **I. stupně**: hlásí životu nebezpečnou situaci, nelze je vyřadit, jsou akustické a vizuální, aktivují zálohový mechanismus. Příklady: výpadek el. proudu, plynů, apnoe, porucha expir. ventilu, nadměrný příkon směsi. Alarmy **II. stupně** ohlašují situaci, která není bezprostředně kritická, jsou vizuální a akustické, nejsou tak intenzivní. Příklad: porucha bateriového zdroje, netěsnost systému, porucha funkce směšovače (fiO2), okluze hadic. Alarmy **III. stupně** ohlašují změny pacientova stavu, jsou jen vizuální, např. změna dechové frekvence, změna aktivity. Alarmy **IV. stupně** varují na chybné nastavení alarmů.

Alarmy lze klasifikovat podle sledovaných funkcí na Alarmy **výpadku** (proudu, plynů), alarmy **řídící jednotky** (nevhodná kombinace nastavených parametrů, nebo špatný funkční stav přístroje), alarmy **výstupní** (alarmují tlak, objem, proud, čas), alarmy **složení inspirační**

**směsi**, alarmy **složení vydechovaného proudu** ( ETCO<sub>2</sub>).

Důležité vedle alarmů jsou bezpečnostní prvky při kritických situacích: baterie při výpadku proudu, kompresor při výpadku plynů, antiasfyktický ventil pro spont. dýchání, kompenzace netěsnosti okruhem, záložní režim při apnoe.