

# Princípy merania - oximetria, kapnometria, monitorovanie anestetických plynov

Štefan Trenkler

## 1. Oximetria

Oximetria je metóda merania koncentrácie kyslíka pomocou spektrálnej fotometrie. Začiatky sú spojené so sledovaním pilotov v II. svetovej vojne a s menami G. Millikan, K. Kramer, P. Astrup a J. V. Severinghaus.

### 1.1 Fyzikálne základy spektrofotometrie

Svetlo má vlastnosti ako každé elektromagnetické žiarenie. Pri dopade na hmotu je ako energia absorbované, odrazené alebo prenesené. Relatívna absorpcia alebo reflexia svetla sa môže využiť na stanovenie koncentrácie rozpusteného plynu. Metóda sa volá *absorpčná spektrofotometria* a vychádza z Beer-Lambertovho zákona.

Prvá časť zákona - *Beerov zákon* - hovorí, že ak paralelný papršlek svetla prechádza cez číry roztok s nejakou rozpustenou látkou, intenzita svetla sa znižuje exponenciálne s koncentráciou rozpustenej látky. Predpokladom je, že rozpustidlo je priepustné pre dané svetlo a koncentrácia soluta relatívne malá. Druhá časť tohto zákona - *Lambertov zákon* - hovorí, že ak paralelný papršlek svetla dopadne na transparentnú homogénnu látku, intenzita preniknutého svetla sa znižuje exponenciálne s prekonávanou vzdialenosťou.

Kombinácia zákonov je vyjadrená vzťahom

$$A = dCE$$

kde A je absorpcia, d vzdialenosť, C koncentrácia solutu a E extinkčný koeficient.

*Extinkčný koeficient* (koeficient absorpcie) je pre určitú látku a vlnovú dĺžku svetla konštantná hodnota. Pri známej dĺžke meracej komôrky je možné na základe absorpcie stanoviť koncentráciu plynu.

V klinických monitoroch sa ako zdroje svetla pre spektrofotometriu používajú svetelné diódy. LED (light-emitting diode) predstavuje zdroj monochromatického svetla s určitou vlnovou dĺžkou. Svetelná dióda je vyrobená z čistých kryštálov polovodičov ako je silikón alebo germánum. Vyrába sa pre viditeľné a infračervené svetlo.

Na detekciu svetla sa používajú fotoelektrické detektory - fotodiódy, ktoré sú vyrobené, rovnako ako LED, z polovodičov. Pri dopade svetla generujú v závislosti od jeho intenzity elektrický prúd. Fotodiódy ale nevedia detegovať vlnovú dĺžku dopadajúceho svetla.

### 1.2. Spôsoby oximetrie

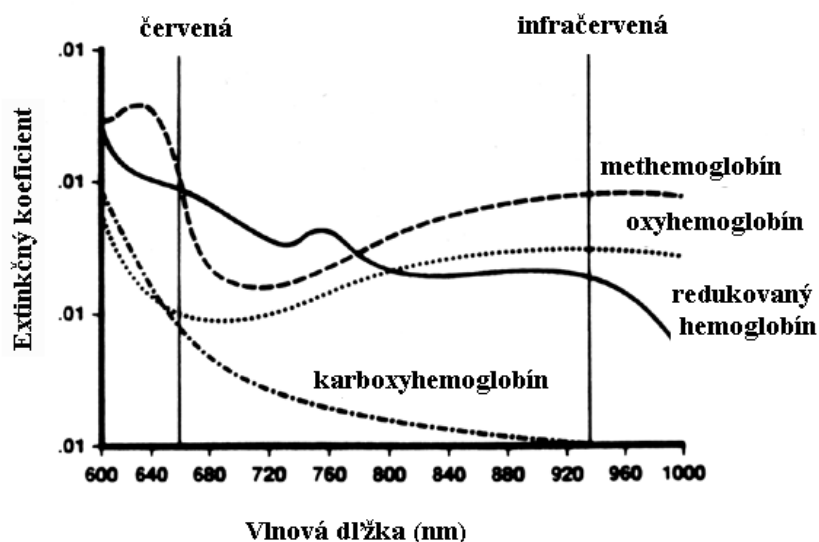
Oximetriu je možné rozdeliť do týchto skupín:

in vitro	in vivo	
	invazívna	neinvazívna
laboratórna	katéetrová oximetria	pulzná oximetria
artériová, venózna	artériová, venózna	artériová
diskontinuálna	kontinuálna	kontinuálna

Základom oximetrie je vyhodnocovanie rozdielov v spektrálnej extinkcii u rôznych druhov hemoglobínu. Ak poznáme extinkciu rôznych typov hemoglobínu, môžeme zmerať:

- pri znalosti koncentrácie hemoglobínu absolútnu koncentráciu
- pri neznalosti hladiny hemoglobínu relatívnu koncentráciu (saturáciu)

Krv obsahuje štyri druhy hemoglobínov - oxihemoglobín ( $\text{HbO}_2$ ), redukovaný hemoglobín (Hb), methemoglobín (MetHb) a karboxyhemoglobín (COHb). Za normálnych okolností je koncentrácia druhých dvoch hemoglobínov minimálna. Na obr. 1 sú extinkčné hodnoty pre jednotlivé druhy hemoglobínov.



Obrázok 1 Extinkčné hodnoty pre jednotlivé druhy hemoglobínov

Z obrázku je vidieť, že hlavne u červeného svetla sa extinkčné koeficienty pre hemoglobín a redukovaný hemoglobín značne líšia, čo umožňuje ich stanovenie.

Laboratórne oximetre merajú koncentráciu všetkých štyroch typov hemoglobínu s využitím Beer-Lambertovho zákona. Tieto prístroje emitujú štyri a viac vlnových dĺžok cez kyvetu s hemolyzovanou krvou. V prítomnosti iba oxihemoglobínu a redukovaného hemoglobínu postačujú na meranie dve vlnové dĺžky.

*Reflexná spektrofotometria* sa využíva u oximetrických pľúcnych katétrov. Prístroj využíva fiberoptický prenos svetla odrazeného od hemoglobínu v krvi.

V klinickej praxi sa v súčasnosti najviac využívajú tzv. pulzné oximetre.

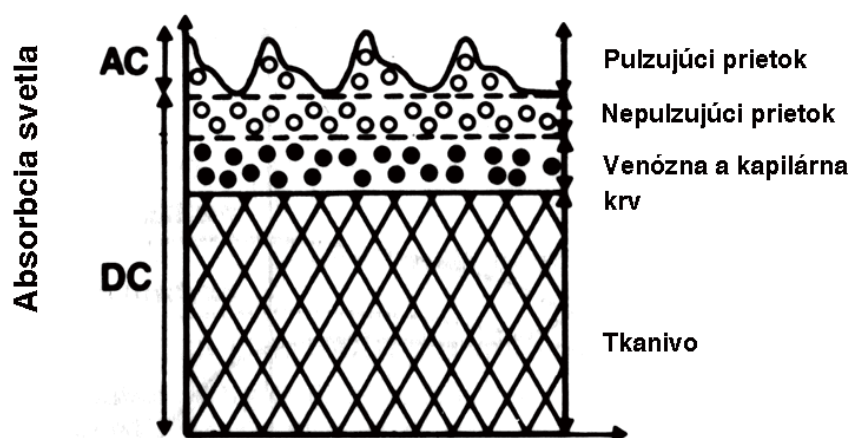
### 1.3 Pulzná oximetria

Pulzná oximetria je neinvazívna kontinuálna metóda na meranie saturácie organizmu kyslíkom.

Pri meraní sa do tkaniva vysielajú dva alebo viac papršlekov svetla so známou vlnovou dĺžkou, pričom sa predpokladá prítomnosť dvoch zložiek tkaniva - nepulzujúcej (konštantnej) a pulzujúcej zložky (obr. 2).

a) Nepulzujúce, tzv. konštantné tkanivo: Pozostáva z väziva, tukového tkaniva, venózneho krvi. V tejto časti tkaniva, ktoré je opticky nehomogénne, sa svetlo v rôznej miere oslabí.

b) Pulzujúce tkanivo: Vychádza sa z predpokladu, že pulzné tkanivo sú vyvolávané výhradne zmenou plnenia artérií synchronne s artériovým pulzom (možné kapilárno-venózne pulzácie sa zanedbávajú). Cyklická artériová perfúzia vedie k zmenám v hrúbke optickej dráhy, k zmene absorpcie a tým k modulácii výstupného signálu  $I_{out}$ , ktorý sa pohybuje medzi minimálnou a maximálnou výstupnou hodnotou. S každým pulzom zariadenie interpretuje pomer pulzom pridanej červenej absorpcie k pulzom pridanej infračervenej absorpcie. Na základe merania maximálnej a minimálnej intenzity signálu je možné pripraviť rovnice, ktoré obsahujú iba extinkčný koeficient jednotlivých druhov hemoglobínu pre použité vlnové dĺžky svetla.



**Obrázok 2** Vlastnosti tkaniva pri pulznej oximetrii

Pulzný oximeter najprv zmeria striedavú zložku (pri každom pulze) absorbancie pri každej vlnovej dĺžke a potom delí túto hodnotu príslušnou jednosmernou zložkou, čím sa získa tzv. pulzná pridaná absorbanca, ktorá je nezávislá od intenzity svetla.

Ak predpokladáme, že v krvi sa nachádzajú iba dva druhy hemoglobínov (OxiHb a Hb), na meranie postačujú dve vlnové dĺžky - viditeľné svetlo a infračervené svetlo. V praxi sa používa červená dióda GaAsP-LED s vlnovou dĺžkou 660 nm, infračervená dióda GaAs-Si s vlnovou dĺžkou 940 nm. Pulzný oximeter emituje striedavo tieto dve vlnové dĺžky. Detekčná dióda meria v ultrakrátkych časových intervaloch okrem intenzity svetla týchto dvoch vlnových dĺžok aj intenzitu svetla medzi vyžiareniami.

Výrobcovia sa musia vyrovnávať s faktom, že LED nezaručujú potrebnú frekvenciu svetla a musia diódy buď vyberať alebo upraviť výpočtový program na konkrétnu diódu.

Vzhľadom na optickú nehomogénosť nepulzujúceho tkaniva sa oximetre musia kalibrovať empiricky na skupine pacientov porovnaním nameraných hodnôt s výsledkami z vyšetrenia krvných plynov. Krivky vychádzajú z experimentálnych štúdií na dobrovoľníkoch a každý výrobca oximetrov má vlastné krivky. Aj keď vychodzí zákon oximetrie je jednoduchý, konštrukcia klinického oximetra vyžaduje vyriešiť mnoho problémov a komplikovane počítačom spracovať namerané signály. Na druhej strane skutočnosť, že oximeter netreba v praxi kalibrovať znamená, že vyšetrenie i obsluha sú veľmi jednoduché.

Presnosť oximetrov udávajú výrobcovia na +/- 2,0 %. Dobrú presnosť je možné očakávať pri saturácii do 85 %. Zlepšenia v konštrukcii vedú k tomu, že sa pripravujú oximetre s presným meraním do 60 %.

Pri porovnávaní hodnôt pulznej oximetrie a saturácie vypočítanej z parciálneho tlaku (ABR) môžu existovať rozdiely, pretože druhá metóda neberie do úvahy posun disociačnej krivky.

#### 1.4 Problémy pulznej oximetrie

Najväčším problémom pri klinickej aplikácii oximetrie sú artefakty, najmä okolité svetlo, nízka perfúzia a pohyby. Vo všetkých troch prípadoch dochádza k nízkemu pomeru signál/šum.

a) Fotodióda nerozlišuje, či dopadajúce svetlo vychádza z LED alebo z okolia, ani jeho vlnovú dĺžku. Preto je emisia a detekcia svetla koordinované, fotodióda (fotodiódy) emitujú najprv jednu, potom druhú vlnovú dĺžku, medzi nimi meria fotodióda intenzitu okolitého svetla,

to všetko niekoľkokrát za sekundu. Intenzita svetla emitovaného LED sa prispôbuje automaticky hrúbke fixného tkaniva a okolitému osvetleniu.

b) Pri slabej perfúzii a slabom signáli sa signál násobí, pričom sa násobí aj šum a prístroj môže merať nie saturáciu ale šumový signál. Výrobcovia riešia problém tak, že pri nízkom pomere signál/šum oximeter prestane merať a hlási nízky signál.

c) Vplyv pohybových artefaktov na presnosť merania a frekvenciu falošných alarmov sa považuje za vážny problém a všetci výrobcovia sa ho snažia eliminovať s použitím špeciálnych postupov. Vo všeobecnosti sa rieši problém izolácie pravých biologických signálov od prítomnosti šumu. Používa sa metóda spriemerňovania hodnôt počas dlhšieho času, spriemerňovanie údajov s predchádzajúcimi správnymi údajmi, použitie paralelného spracovania údajov s viacnásobnými algoritmi. Masimo SET technológia používa na oddelenie signálu od pohybu (reads through motion) zložitý DST (Discrete Saturation Transform) algoritmus. Firma Philips využíva metódu FAST (Fourier Artifact Supression Technology). Nellcor využíva metódu VCGA (Variable Cardiac Gated Averaging), ktorá koreluje snímanie oximetra s frekvenciou pulzu. Množstvo klinických štúdií potvrdzuje, že všetky tieto technológie sú spojené s nižším počtom pohybových artefaktov.

Všetci používatelia oximetrov očakávajú od týchto neinvazívnych prístrojov kontinuálne, presné meranie saturácie krvi kyslíkom v reálnom čase, v rôznych prostrediach, vo všetkých vekových skupinách pacientov, a to aj pri nízkej perfúzii a pohyboch pacienta.

#### **1.5. Meranie dyshemoglobínov a celkového hemoglobínu s použitím pulzného oximetra**

Klasické pulzné oximetre sú limitované skutočnosťou, že na meranie používajú iba dve vlnové dĺžky na empirické stanovenie saturácie krvi kyslíkom. Použité algoritmy predpokladajú, že v krvi sa nachádzajú iba dva druhy hemoglobínov – oxihemoglobín a redukovaný hemoglobín. Pokiaľ sa v krvi objavia aj ďalšie hemoglobíny - methemoglobín a karboxyhemoglobín, výsledne meranie bude skreslené. V roku 2005 bola do klinickej praxe firmou Masimo Corp. zavedená technológia „Rainbow“, ktorá používa až 8 vlnových dĺžok, čo umožňuje stanoviť nielen HbO<sub>2</sub> a Hb, ale aj MetHb a COHb. Nasledujúce klinické štúdie potvrdili, že merania sú spoľahlivé a presné. Metoda má dve obmedzenia:

1. hodnota HbO<sub>2</sub> je meraná iba dvoma vlnovými dĺžkami, takže v prítomnosti iných hemoglobínov sa správa ako bežný oximeter. Užívateľa ale na možnosť chyby upozorní prítomnosť vyššej koncentrácie MetHb a/alebo COHb.
2. V prítomnosti oboch patologických hemoglobínov existuje vzájomné ovplyvnenie merania; v tomto prípade prístroj upozorní užívateľa na možnú chybu.

V ďalšom vývoji je možné očakávať merania fetálneho hemoglobínu a hemoglobínu pri kosáčikovej anémii.

Ďalším prínosom technológie Masimo Rainbow je kontinuálne meranie koncentrácie hemoglobínu a výpočet tzv. perfúzneho indexu.

#### **1.5 Snímače pre pulznú oximetriu**

Snímače pre pulznú oximetriu je možné rozdeliť podľa vzájomného postavenie diód na:

- a) transmisné senzory
- b) reflektčné senzory

Podľa konštrukcie na:

- a) svorkové
- b) pásikové

*Transmisné senzory* majú obe detekčné diódy umiestnené proti sebe. Umiestňujú sa na prsty alebo ušný lalôčik.

*Reflektčné senzory* majú emisnú i detekčnú diódu umiestnené vedľa seba a merajú späťne odrazené svetlo. Je možné ich aplikovať napr. na kožu čela, ale aj na spojovku. Výhodou je menšie rušenie pohybovými artefaktmi a možnosť aplikácie na miesto s lepšou perfúziou.

*Svorkové senzory* sa ľahko a opakovane aplikujú, ich nevýhodou je to, že dochádza ku kompresii oblasti, v ktorej sa má merať pulzný prietok, čo znižuje perfúziu. Tento efekt sa

v priebehu času môže zhoršovať. Preto je potrebné pravidelne meniť polohu týchto snímačov. Okrem toho pre svoju väčšiu hmotnosť majú snímače tendenciu sa posúvať, čím dochádza k vzniku artefaktov.

*Pásikové snímače* majú samolepiaci plochu, vonkajšiu lepiacu pásku alebo pridržiavací pruh. Vo všeobecnosti je kompresia tkaniva zanedbateľná a preto perfúzia nie je rušená. Pre malú hmotnosť sú artefakty vyvolané pohybom medzi sensorom a meracím miestom zmenšené. Tieto senzory sa majú používať iba na tých miestach, na ktoré sú výrobcom určené. Na iných miestach môžu byť výsledky merania skreslené. Snímač musí byť presne umiestnený a dobre upevnený.

Každý jeden senzor je výrobcom individuálne kalibrovaný, stanovuje sa efektívna vlnová dĺžka LED a kalibruje pomocou zabudovaného odporu. Pri meraní oximeter prečíta odpor a upraví kalibračný koeficient.

## 2. Monitorovanie CO<sub>2</sub> a inhalačných anestetík

Plyny, s ktorými anestéziológ pracuje počas anestézie, sa dajú monitorovať viacerými spôsobmi:

- infračervenou (IR) spektrometriou
- Ramanovou spektrometriou
- hmotnostnou spektrometriou

### 2.1 Infračervená spektrofotometria

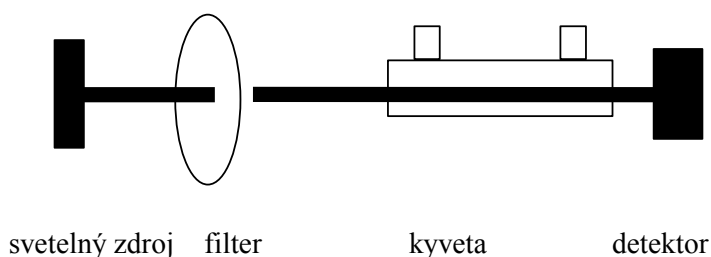
Molekuly, ktoré obsahujú dva alebo viac rôznych atómov a majú dipólový moment, môžu absorbovať infračervené žiarenie. Molekuly ako je kyslík alebo dusík obsahujú iba jeden druh atómu, a sú elektricky symetrické, takže neabsorbujú infračervené žiarenie a ich prítomnosť v zmesi plynov nie je možné stanoviť IR spektrometriou.

Pri absorbovaní IR žiarenia molekulami plynu dochádza k zmenám vo fyzickej konfigurácii molekúl v zmysle ich vibrácii a ohybu. Jednotlivé plyny majú špecifické absorpčné spektrum pre IR svetlo. Na meranie koncentrácie CO<sub>2</sub> a N<sub>2</sub>O sa používajú vlnové dĺžky 4250 a 3860 nm.

Absorpciu IR svetla je možné merať opticky a fotoakusticky.

Na obrázku 1 je schéma optického IR analyzátoru. Filter vložený do cesty širokospektrálneho žiarenia umožňuje prechod iba požadovanej IR vlnovej dĺžky do meracej komory. Do cesty paprška je vložený otočný filter, ktorý postupne prepúšťa jednotlivé vlnové dĺžky IR svetla pre jednotlivé merané plyny (CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O, inhalačné anestetiká), ako aj referenčný papršlek.

Schéma analýzy respiračných plynov metódou analýzy infračerveného svetla je na obrázku 3.



### Obrázok 3 Meranie koncentrácie anestetických plynov

Pumpa nasáva meraný plyn do meracej kyvety, spravidla sú k dispozícii dve rýchlosti - 60 a 200 ml/min. Plyny sa analyzujú v kyvete pomocou absorpcie infračerveného žiarenia. Do paprška svetla sú postupne pomocou motora zaraďované filtre pre jednotlivé plyny - anestetiká, N<sub>2</sub>O, CO<sub>2</sub>, referenčný filter a tmavý filter. Signály vyhodnocuje elektronika, výsledok sa zobrazuje na displeji. Na presné meranie CO<sub>2</sub> je potrebná korekcia na O<sub>2</sub>, preto je vhodné priviesť signál o koncentrácii kyslíka.

*Optická analýza* spočíva vo vyhodnotení pomeru transmisie a absorpcie svetla. Pomocou fotodetektora sa porovnáva transmisia selektívne filtrovaného IR svetla prechádzajúce cez meráciu komôrku s transmisiou referenčného paprška, pričom veľkosť absorpcie svetla v komôrke je úmerná parciálnemu tlaku daného plynu.

*Fotoakustická analýza* tiež vychádza z jedinečného absorpčného spektra špecifických molekúl. V tomto prípade sa ale nevyhodnocuje rozdiel medzi absorbovaným a preneseným žiarením ale systém vykonáva priame akustické meranie. Širokospektrálne IR svetlo je pulzované pomocou rotujúceho kolesa na špecifické frekvencie vo zvukovom spektre (224 - 336 Hz). IR svetlo je potom selektívne filtrované na vlnové dĺžky, ktoré charakterizujú merané plyny. Špeciálny mikrofón zachytáva pulzné tlakové fluktuácie (zvukové vlny) generované opakovanou absorpciou špecifických vlnových dĺžok IR svetla v rôznych molekulách v meracej komôrke. Amplitúda zvukových vln je proporcionálna parciálnemu tlaku plynu.

## **2.2 Ramanov rozptyl**

Ak svetlo špecifickej energie dopadne na látku časť sa odrazí (reflexia), časť absorbuje a časť prenikne do vnútra látky (transmisia). Beerov zákon sa týka tej časti svetla, ktorá sa v látke absorbuje. Na základe rozsahu absorpcie sa stanoví koncentrácie látky.

Iným fenoménom je tzv. Ramanov rozptyl, ktorý sa tiež môže použiť na identifikáciu a meranie koncentrácie molekúl látky a to v závislosti od absorpcie a následnej reemisie svetla. Viditeľné svetlo a ultrafialové žiarenie vyvoláva pri absorpcii molekulami a látkami excitačné vibračné a rotačné energetické stavy. Keďže tieto excitačné stavy sú nestabilné, časť absorbovanej energie sa reemituje, čo umožní molekule relaxovať do svojho stabilného stavu. K Ramanovmu rozptylu dochádza zriedkavo, pretože väčšina svetla prechádza vzorkou plynu bez toho, aby sa zúčastnila fenoménu absorpcie-reemisie. Ak je intenzita svetla dostatočne veľká, je možné merať signál a výsledné spektrum čiar použiť na identifikáciu molekúl vo vzorke plynu. Ako intenzívny zdroj svetla sa v súčasnosti využívajú argónové lasery. Signálom je rozptýlené svetlo, ktoré je emitované vo všetkých smeroch. Signál má v pomere k pôsobiacemu papršku veľmi nízku intenzitu, preto sa najlepšie meria v pravom uhle k excitačnému papršku svetla.

Výhodu Ramanovho rozptylu proti analyzátorom infračerveného svetla je fakt, že môže identifikovať aj kyslík a dusík, t.j. plyny, ktoré neidentifikuje infračervený analyzátor. Metóda s použitím Ramanovho rozptylu tak identifikuje všetky respiračné plyny a pary používané v anestézii s výnimkou hélia.

Metódu Ramanovho rozptylu využíva napr. monitor RASCAL firmy Albions lab. z USA.

## **2.3 Hmotnostná spektrometria**

Táto metóda využíva iónový papršek, ktorý rozdeľuje zmes plynov v závislosti od pomeru hmotnosť/náboj, pričom výstupný signál je závislý od relatívneho zastúpenia každého jednotlivého iónu. Vytvorenie, separácia a detekcia iónov sa odohráva v trubici s vysokým vákuom, aby nedochádzalo k interferencii s iónmi s atmosféry.

Najčastejšie používaný typ prístroja v anestéziológii predstavuje multiplexový magnetický sektorový hmotnostný spektrometer. Z názvu vyplýva, že prístroj striedavo meria vzorky z jednotlivých meracích miest, pričom na separáciu iónov využíva silný magnet. Napriek rýchlej odpovedi prístroja dlhé vedenie medzi anestéziologickým pracoviskom a prístrojom a postupné vyšetovanie vzoriek z jednotlivých miest vedú k niekoľkominútovému zdržaniu pri vyšetovaní plynov.

Prístroj priamo meria iba frakčnú koncentráciu, ktorá sa musí prepočítať na parciálny tlak plynu. Ak softvér prístroja predpokladá, že súčet všetkých frakčných koncentrácií O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O a inhalačného anestetika sa rovná 100 %, potom prítomnosť každého ďalšieho nameraného plynu skresľuje vyšetrenie.

*Porovnanie prístrojov s použitím Ramanovho rozptylu a hmotnostnej spektrometrie:*

- Oba prístroje sú schopné merať všetky používané plyny.

- Ramanov prístroj stanovuje priamo parciálny tlak plynu, takže meranie nie je skresľované prítomnosťou iného plynu.
- Ramanov prístroj pracuje pri atmosférickom tlaku, hmotnostný spektrometer vyžaduje vysoké vákuum.
- Argónový laser Ramanovho prístroja vyžaduje pravidelnú výmenu.

#### 2.4 Kapnometria

Kapnometer je zariadenie, ktoré meria koncentráciu kysličníka uhličitého v dýchacích cestách. Najčastejšie sa využíva metóda merania absorpcie infračerveného svetla. Pri prechode infračerveného svetla s vlnou dĺžkou 4,3  $\mu\text{m}$  cez tenkú vrstvu plynu je možné na základe merania absorpcie žiarenia stanoviť koncentráciu  $\text{CO}_2$ . Metóda vychádza z už spomínaného Beer-Lambertovho zákona.

V praxi sa používajú dve hlavné metódy s použitím infračerveného svetla

##### a) V hlavnom prúde (main stream)

Koncentrácia  $\text{CO}_2$  sa meria priamo v dýchacom okruhu pacienta, čiže pacient dýcha cez meraciu komoru (on-line analýza). Tým sa eliminuje časové oneskorenie známe z merania v bočnom prúde. Vzorka plynu prechádza cez kyvetu (meraciu bunku), ktorá je vložená do cesty IR paprška. Celý systém ale musí byť malý a ľahký, aby sa umiestnil do systému; tieto požiadavky moderné snímače, na rozdiel od prvých modelov, už spĺňajú. V tomto prípade sa používa iba jeden papršek svetla, pričom rotujúci disk s optickými filtermi produkuje dve vlnové dĺžky. Existujú aj ďalšie systémy, ktorú umožňujú modifikovať jeden papršek na dve vlnové dĺžky.

Výhody systému: a) rýchlejšia odpoveď, b) menší mŕtvy priestor, c) nie je potrebné vracat' plyn do okruhu, d) hodné pre low-flow anestéziu.

Nevýhody systému: a) snímacie zariadenie nasadené priamo na dýchací okruh sťažuje manipuláciu, b) možnosť poškodenia snímača, ktorý sa nachádza v ošetrovacom priestore pacienta, c) drahšia zařívová kyveta, d) obtiažne použiteľné u neintubovaných pacientov, e) problematické súčasné meranie  $\text{N}_2\text{O}$ /anestetických plynov.

##### b) V bočnom prúde (side stream)

Táto metóda využíva vákuovú pumpu na zber respiračných plynov z dýchacích ciest pacienta. Plyn je nasávaný z adaptéra v dýchacích cestách cez tenkú hadičku do meracej komory. Rýchlosť merania závisí od oneskorenia zberného systému a rýchlosti odpovede infračerveného analyzátoru. Ide o objem hadičiek (dĺžka a priemer) a prietok plynu. Praktická dĺžka hadičiek je 2,5 - 3,0 m. Zmenšenie objemu hadičky zmenšením jej priemeru nie je v praxi možné, pretože pri veľmi úzkom priemere sa trubička upcháva kondenzovanou vodou. Vo väčšine prípadov je prietok 150 ml/min a priemer 1 mm, čo zodpovedá časovému zdržaniu okolo 1 sekundy. Vyšší prietok skraca čas merania, ale môže viesť k omylom.

Odpoveď infračerveného analyzátoru závisí od objemu meracej bunky, prietoku a času potrebného na spracovanie údajov. Čas odpovede je 50 - 150 milisek.

Výhody systému: a) rozhranie s pacientom má malú hmotnosť a je na jedno použité, b) analyzátor sa nachádza mimo ošetrovacieho priestoru pacienta a je lepšie chránený pred poškodením, c) je možné merať aj ďalšie plyny, d) pomocou vhodných adaptérov je možné monitorovať aj neintubovaných pacientov.

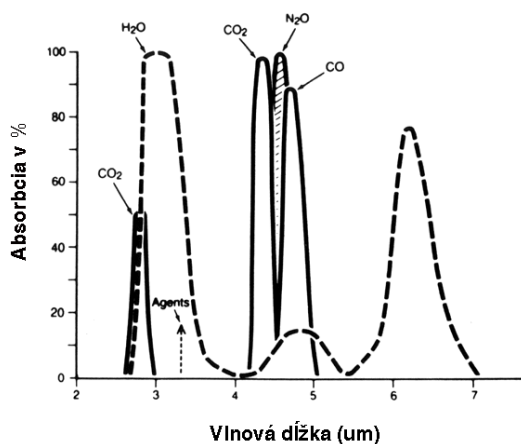
Nevýhody systému: a) je potrebné odvádzanie analyzovaných plynov alebo ich návrat do okruhu pacienta, b) vlhkosť a sekréty upchávajú zbernú hadičku, c) netesnosti v zbernom systéme vedú k nepresnostiam pri meraní, d) vyššie náklady na spotrebný materiál, e) pomalší čas odpovede, f) porucha pumpy znamená vyradenie analyzátoru z prevádzky.

Moderné zariadenia s Microstream technológiou tieto nevýhody do značnej miery kompenzujú.

##### Interferencia s inými plynmi

Ako už bolo spomenuté, infračervené žiarenie je absorbované každou molekulou, ktorá je asymetrická a polyatomická. Medzi plyny, ktoré absorbujú infračervené žiarenie, patria kyslič-

nik uhličitý, vodná para, oxid dusný a anestetické plyny, nepatria sem kyslík, dusík, vodík, hélium, argón. Problémom monitorovania CO<sub>2</sub> počas anestézie je to, že sa absorpčné špičky pre N<sub>2</sub>O a CO<sub>2</sub> prekrývajú (obrázok 4).



**Obrázok 4** Absorpčné koeficienty niektorých plynov používaných v anestéziológii

Skresleniu merania prítomnosťou N<sub>2</sub>O je možné sa vyhnúť pridaním ďalšej dĺžky svetla na nezávislé merania N<sub>2</sub>O. Korekciu je potom možné zabudovať do programu monitora. Toto riešenie je možné u side-stream kapnometrov, nie je možné ju z vyššie spomenutých dôvodov použiť u main-stream kapnometrov. V týchto prípadoch sa používajú ručné prepínače, ktoré vykonávajú korekciu za prítomnosti plynu.

Druhým problémom pri absorpcii svetla je vzájomná interakcia molekúl. Pri kolízii s inými molekulami vo vysokej koncentrácii aj plyny, ktoré samotné neabsorbujú infračervené žiarenie (dusík a kyslík), môžu ovplyvňovať absorpčnú charakteristiku CO<sub>2</sub>. Klinické kapnometre zahrňujú aj kompenzáciu na prítomnosť kyslíka a rajského plynu. V porovnaní s oximetrom sú požiadavky na počítačové spracovanie signálu minimálne.

Kapnometre je potrebné v intervaloch, ktoré stanovuje výrobca, kalibrovať na známu koncentráciu CO<sub>2</sub>. U side-stream kapnometrov sa na kalibráciu používa referenčný plyn, u main-stream kapnometrov kalibračná bunka.

### Literatúra

1. Adams AP, Atkinson RS. Capnography and pulse oximetry. *Anaesth Analg* 1989;2:155-75.
2. Eisenach JC. Capnography. *Anesthesiology* 2001;95:1049-50.
3. Eipe N. A system of classification for the clinical applications of capnography. *J Clin Monit Comput* 2007;21:341-4.
4. Macknet M., Norton S, Kimball-Jones P. et al. Continuous noninvasive measurement of hemoglobin viac pulse CO-oximetry. *Anesth Analg* 2007;105:S-108.
5. Sinex J.: Pulse oximetry: principles and limitations. *Am J Emerg Med* 1999;17:59-65.
6. Suner S, Partridge R, Sucov A. et. all.: Noninvasive pulse CO-oximetry screening in the emergency department identifies occult carbon monoxide toxicity. *J Emerg Med* 2008;34:441-450.