

Univerzita Karlova v Praze  
1.lékařská fakulta  
Zdravotnická technika



**Měření expozice anestetickým plynům na operačních sálech**

b a k a l á ř s k á   p r á c e

Autor: Michal Štefka

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Ivana Holcátová, CSc.

**Praha 2008**

## Prohlášení

Prohlašuji, že bakalářskou práci na téma *Měření expozice anestetickým plynům na operačních sálech* jsem vypracoval samostatně. Použitou literaturu uvádím v seznamu literatury.

V Praze dne 1.2.2008

Michal Štefka

## Poděkování:

Rád bych poděkoval paní MUDr. Ivaně Holcátové, CSc. za čas, který věnovala konzultacím této bakalářské práce.

## Abstrakt:

Tato bakalářská práce se zabývá systémem monitorování anestetických plynů. Ochrana zdraví je založena na identifikaci a změření rizikových faktorů přítomných v pracovním prostředí. Za jeden z rizikových faktorů na operačním sále je považována inhalace anestetických plynů, které můžeme vždy detekovat, přítomné i v minimální koncentraci.

Je zapotřebí kontrolovat kvalitu vzduchu na operačních sálech, aby bylo omezeno negativní působení na personál tam pracující, lékaře – chirurgy, anesteziology, zdravotní sestry, technickou obsluhu přístrojů i pomocný personál.

Monitorování anestetických plynů během celého denního programu bylo prováděno přenosným detektorem založeným na fotoakustickém principu absorpce v infračervené oblasti.

## Abstract:

This Bachelor thesis deals with system of monitoring anesthetic gases. The protection of the health of the operating room personell is based on the identification and measure of the risk factors existing in the working environment. The risk factor in the operating room is believed to be the inhalation of anesthetic gases, which have always been detected in air, even in minimum concentration, because it is impossible their substitution with other , less toxic substances.

It is necessary to take control of air duality in operating theatre for purpose of elimination negative effect upon personnel there working, physicians – surgeons, anaesthetists, nurses, maintenance workers and auxiliary manpower.

Monitoring of anesthetic gases during the full length of the daily schedule was conducted by means of a portable multi gas monitor based on photoacoustic measurement of infrared absorption.

## Obsah:

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b> .....	<b>6</b>
1.1	Problematika anestetických plynů na operačních sálech.....	6
1.2	Přehled fotoakustické problematiky.....	7
1.3	Metody pasivního vzorkování.....	8
<b>2</b>	<b>TEORETICKÉ ZÁKLADY DETEKCE A POUŽITÉ EXPERIMENTÁLNÍ ZAŘÍZENÍ</b> .....	<b>9</b>
2.1	Fyzikální základ fotoakustické detekce.....	9
2.2	Použité experimentální zařízení.....	13
2.3	Pasivní dozimetry.....	16
2.4	Vliv expozice anestetickým plynů a stanovené limity.....	17
<b>3</b>	<b>METODIKA</b> .....	<b>19</b>
<b>4</b>	<b>VÝSLEDKY MĚŘENÍ</b> .....	<b>22</b>
<b>5</b>	<b>DISKUSE a VYHODNOCENÍ</b> .....	<b>29</b>
5.1	Diskuse analytických výsledků .....	29
5.2	Vyhodnocení výsledků měření ve FN Motol.....	30
<b>6</b>	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>31</b>
<b>7</b>	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY A ZDROJŮ</b> .....	<b>31</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM GRAFŮ A TABULEK</b> .....	<b>32</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	<b>33</b>

# 1. Úvod

## 1.1 Problematika anestetických plynů na operačních sálech

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou měření anestetických plynů na operačních sálech, monitorováním parametrů mikroklimatu pomocí automatických i pasivních analyzátorů, sloužících k lékařskému dozoru nad osobami na operačním sále.

Do analytiky anestetických plynů přinesly zdroje koherentního záření – lasery zcela nové možnosti. Metoda využívající výhod laserové techniky se nazývá fotoakustická spektroskopie. Se svou vysokou selektivitou a nízkým prahem detekce získala dominantní postavení v této oblasti. K monitorování slouží jednak automatické detektory založené na fotoakustickém principu, které měří především oxid dusný, páry isofluranu, oxid uhličitý, dále i teplotu a relativní vlhkost na sále.

Dále se zde využívají metody pasivního vzorkování pomocí různých difúzních dozimetrů, které na rozdíl od automatických analyzátorů nepotřebují stálý zdroj energie a předčí je nižšími provozními náklady. On-line monitorování však neumožňují.

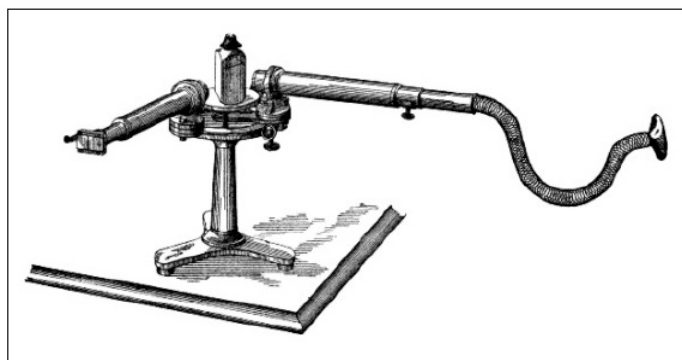
Na operačním sále také nalezneme vhodně umístěné měřicí přístroje jako anemometr a teploměry.

Informace z měřících přístrojů jsou dále vyhodnocovány, jsou propočítávány průměrné koncentrace na metr krychlový. V potaz se bere též počet osob na sále. Velmi důležitá je také proměnlivost jednotlivých parametrů mikroklimatu během operace. Koncentrace oxidu uhličitého též vypovídá o vlastnostech klimatizačního systému a ukazuje celkovou úroveň větrání.

Za jeden z rizikových faktorů se na operačním sále považuje přítomnost anestetických plynů. Jejich negativní vliv na zdraví, zejména na ledviny, játra a hematopoézu, dokazuje mnoho nezávislých studií.

## 1.2 Přehled fotoakustické problematiky

Fotoakustický jev byl objeven již v roce 1880 Alexanderem Grahamem Bellem. Bell sledoval slyšitelný signál při dopadu přerušovaného fokusovaného světla na terčik ze selénia, který zesílil po umístění do transparentní kyvety. Podle Bella je část slunečního záření pohlcena plynem, absorbovaná energie způsobí zvýšení teploty plynu a v uzavřeném objemu kyvety zvýšení tlaku. Periodické přerušování vstupujícího záření způsobí periodické změny tlaku, které se při vhodné volbě experimentálních parametrů projeví jako slyšitelný zvukový signál. Bell si využití fotoakustického jevu pro zkoumání absorpce různých plynů a par moc dobře uvědomoval. Teorie založená na dvouhladinovém modelu molekuly klade důraz na efekty způsobené konečnou rychlostí V-T relaxace molekul plynu.



**Obrázek 1.1: Bellovo experimentální zařízení použité roku 1880**

Až do objevu laseru byla veškerá fotoakustická technika závislá na použití tepelných zdrojů záření. Zavedení laseru jako zdroje pro fotoakustickou detekci umožnilo selektivně sledovat absorpci záření i velmi malých dávek plynů. První přístroje pracující na tomto principu se objevily až v šedesátých letech minulého století. Nejprve byly pomocí rubínového a CO<sub>2</sub> laseru detekovány stopy H<sub>2</sub>O a CO<sub>2</sub>. Tyto aparatury měly práh detekce 66 ppm CO<sub>2</sub> v N<sub>2</sub> za atmosferického tlaku. Se zavedením He-Ne laseru se podařilo dosáhnout prahu detekce 10 ppb, což umožnilo zachytit ve vzduchu i páry methanu. U těchto systémů bylo potřeba vyřešit problém, jak získat optimální zařízení s fotoakustickou detekcí pro široké spektrum elektromagnetického záření od mikrovln až do viditelné oblasti. Cílem bylo

dosáhnou maximální tlakové změny při absorpci záření sledovaným plynem. Zkoumány byly také disipační jevy oslabující akumulaci energie ve stojaté akustické vlně, které se tvořily při provozu v kyvetě při akustické rezonanci. Ke zlepšení prahu detekce přispělo využití akustické rezonance ve vnitřním prostoru kyvetu. K efektivnímu zvýšení fotoakustického signálu přispělo zavedení přesně kolimovaného laserového paprsku použitého ve spojení s multireflexní kyvetou, která několikanásobně využívá absorpční dráhu paprsku s akustickou rezonancí kyvetu. Ke dalšímu zlepšení přispělo zavedení diskrétně laditelných CO<sub>2</sub> a CO laserů umožňující detekovat ve vzduchu další látky v koncentraci jednotek ppb. Tato zařízení již byla schopná kvantitativně analyzovat směs plynů absorbujících v IČ oblasti. Systém dovoľoval realizovat stopovou analýzu směsi plynů s vysokým stupněm selektivity. Pro měření absorpcí z excitovaných stavů se zkoušely nové metody fotoakustické detekce na horkých pásech v zahřátém plynu, které pomohly zkoumat excitované vibrační stavy oxidu uhličitého. Objevily se také nové konstrukce kyvet, umožňující ve vhodném spojení s polovodičovými lasery zkoumání efektů při nízkých teplotách, elektrických a magnetických polích. Lepšímu odlišení stopových množství N<sub>2</sub>O od CO napomohlo rozdílné použití akusticky rezonanční a nerezonanční detekce, kdy při nízkém tlaku vyšla výhodnější nerezonanční a při vysokém tlaku naopak rezonanční detekce.

Některé experimenty se zabývají měřením relaxačních časů kolizních tlakových změn v aktivním prostředí laseru za pomoci spojení pulzního CO<sub>2</sub> laseru a fotoakustické detekce. Sledují se zde energetické kanály přenosů energie z vibračních do translačně-rotčních stupňů volnosti v molekulách CO<sub>2</sub>, dusíku a kyslíku.

V dalších studiích byla zkoušena synchronní detekce pomocí dvou přerušovačů či využití piezoelektrického čidla pro měření relaxačních dob molekul.

### 1.3 Metody pasivního vzorkování

Tyto metody využívají pouze efektu molekulární difúze stanovované látky. Pasivní odběry lze provádět pomocí jednoduchých zařízení, která se označují jako pasivní dozimetry. Jsou to lehká zařízení malých rozměrů, jsou levná, nejsou vázána



na zdroj energie a jsou nehlukná. Umožňují jednoduchou manipulaci při měření a při následné chemické analýze jsou relativně nenáročná na vybavení laboratoře.

Měření je ale citlivé na rušivý vliv fyzikálních faktorů vnějšího prostředí, např. vlhkosti, teploty vzduchu, rychlosti proudění okolního vzduchu, atd. Jejich nízká cena, nezávislost na příkonu elektrické energie, malé rozměry, nehlukný provoz a snadná obsluha je přímo předurčují také pro osobní monitoring.

Přes všechny výhody pasivního vzorkování je jejich použití dosud řídké. Tradiční axiální typy pasivních dozimetrů měly obvykle špatnou citlivost a reprodukovatelnost, což je způsobeno jejich geometrií. Pro tyto systémy je typická nízká rychlost sorpce, která se často mění v závislosti na vnějších podmínkách prostředí.

Nově vyvinuté difúzní radiální pasivní dozimetry, které díky své geometrii ve srovnání s axiálními dozimetry přináší řadu zlepšení, např. až 3x vyšší rychlost sorpce. Tyto systémy jsou přímo určeny pro odběry anestetických plynů (N<sub>2</sub>O, isofluran, ethan, halothan a sevofluran).

## 2. Teoretické základy detekce a použité zařízení

Práce s fotoakustickým analyzátozem vyžaduje podrobnou znalost elementárních dějů, které probíhají v kyvetě od dopadu laserového paprsku až k zpracování laserové signálu. Jen dokonalé pochopení všech dějů ovlivňujících výsledný fotoakustický signál dovolí správně využít možností zařízení.

### 2.1 Fyzikální základ fotoakustické detekce

Tato část je obecného charakteru a popisuje fyzikální základ fotoakustické metody od zdroje záření přes jeho absorpci až ke vzniku akustických vln.

Posloupnost dějů probíhajících při fotoakustické detekci lze zachytit pomocí schématu na obrázku 2.1. První nezbytnou podmínkou je generace záření, která je zajištěna pomocí laseru. Laser svými jedinečnými vlastnostmi obohacuje

fotoakustickou detekci o vysokou spektrální a časovou rozlišitelnost a také o vysokou citlivost.

Další etapou je modulace záření, která nejčastěji bývá zajištěna rotačním přerušovačem.



**Obrázek 2.1: Posloupnost dějů probíhajících při fotoakustické detekci**

Modulované záření pak dále vstupuje do fotoakustické kyvety, kde dochází k jeho absorpci. Jedná se o absorpci na vibračních přechodech.

Jakmile je molekula plynu ozářena světelným zdrojem, dojde k absorpci fotonu. Následně molekula přejde z počátečního energetického stavu  $E_0$  do excitovaného stavu  $E_1$ . Pro energetický rozdíl mezi těmito stavu platí vztah:

$$E_1 - E_0 = E = h \cdot \mu \quad /1/$$

$h$  = Plankova konstanta/  $6,626 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$  a  $\mu$  = kmitočet vlny absorbovaného fotonu.

Po excitaci laserem část molekul přejde do vyššího vibračního stavu (3). Populaci těchto molekul můžeme vyjádřit vzorcem (za předpokladu  $h\nu \gg kT$  tzn. vyexcitování horního stavu kolizemi).

$$\frac{dn_1}{dt} = -n_1 \times \left[ \frac{I_0}{h\nu} \times \left( \frac{S}{\pi\Delta\nu} \right) + \tau_c^{-1} + \tau_R^{-1} \right] + (N - n_1) \times \frac{I_0}{h\nu} \times \left( \frac{S}{\pi\Delta\nu} \right)$$

/2/

$n_1/m^{-3}$  / je počet molekul na jednotku objemu ve vyšším energetickém stavu  
s absorpční frekvencí rovnou frekvenci záření,  $I_0 / Jm^{-2}s^{-1}$  / intenzita záření  
v joulech na jednotku plochy a času,  $\Delta\nu/Hz$ / šířka absorpční čáry,  $S / m^2 s^{-1}$  / je  
intenzita absorpční čáry,  $\tau_c / s$ / doba života ve vyšším vibračním stavu omezená  
srážkami,  $\tau_R / s$ / doba života ve vyšším vibračním stavu omezená zářivými procesy a  
 $N / m^{-3}$  / počet molekul v jednotce objemu ve vyšším i nižším vibračním stavu  
s absorpční frekvencí rovnou frekvenci záření. Tato rovnice popisuje zvýšení  
populace ve vyšší hladině v časovém intervalu  $(0, \tau'/2)$ .  
V časovém intervalu  $(\tau'/2, \tau')$  zvýšení či snížení populace popisuje vztah(3):

$$\frac{dn_1}{dt} = -\frac{n_1}{\tau'} \quad /3/$$

Při absorpci modulované záření se část této energie přemění vlivem srážkových procesů na translační energii molekul.

Molekula plynu se do základního stavu může vrátit několika mechanismy(2):

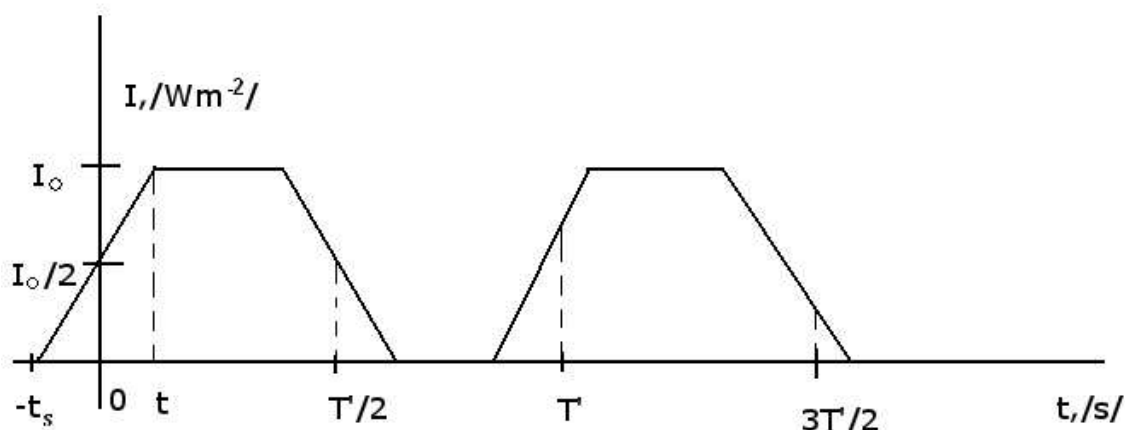
1. deexcitací vyzářím viditelné nebo infračervené záření
2. může spustit další fotochemické děje
3. předá energii jiné molekule plynu

4. transferem na kinetickou energii sdílenou s ostatními molekulami plynu a následnou transformací na energii tepelného pohybu

Množství absorbované energie proporcionálně závisí na koncentraci měřené látky. Absorbovaná část světelné energie ihned přeměněna v teplo, které následně způsobí tlakové změny v uzavřeném prostoru fotoakustické kyvety. Frekvence těchto změn je periodická vůči modulované frekvenci světelného zdroje.

Tlakové vlny způsobující zvukové vlny jsou pak následně snadno změřeny mikrofonem přístroje. Jsou slyšitelné pokud se vyskytují v pásmu 20 Hz až 20 KHz. Intenzita emitovaného zvuku závisí na mnoha faktorech. Především na koncentraci měřené látky ve fotoakustické kyvetě a dále na intenzitě světelného zdroje.

Selektivita metody je založena na principu, že částice absorbují světlo specifické vlnové délky, která je charakteristická pro danou látku. Závislost absorpce na vlnové délce, tedy absorpční spektrum látky, závisí na fyzikálních vlastnostech měřené látky, které charakterizuje absorpční koeficient.



**Obrázek 2.2:**

**Průběh intenzity záření  $I$  při modulaci rotačním přerušovačem ( $I_0$  maximální intenzita záření,  $T$  perioda modulační frekvence,  $t_s$  doba náběhu intenzity záření z nulové na maximální hodnotu a z maximální zpět na nulovou hodnotu)**

Průběh intenzity lze vyjádřit matematickými funkcemi(3):

$$I(t) = \frac{I_0 \times (ts + t)}{2ts} \quad t \in [-ts, ts]$$

$$I(t) = I_0 \quad t \in [ts, T'/2 - ts]$$

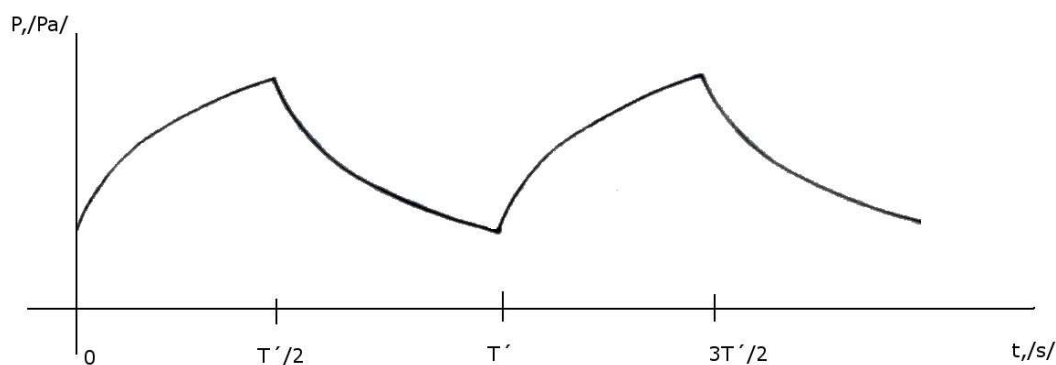
$$I(t) = \frac{I_0 \times (T' + ts - t)}{2ts} \quad t \in [T'/2 - ts, T'/2 + ts]$$

$$I(t) = 0 \quad t \in [T'/2 + ts, T' - ts)$$

/3/

Význam těchto vztahu vyplývá z grafického záznamu modulované intenzity na obrázku 2.2.

Teoretický průběh tlaku ve fotoakustické kyvetě během procesu absorpce modulovaného záření můžeme znázornit grafem na obrázku 2.3.(3)



**Obrázek 2.3:**  
Teoreticky vypočtený průběh tlakových změn P v uzavřené fotoakustické kyvetě. T'perioda modulační frekvence.

## 2.2 Použité experimentální zařízení

Měření probíhalo na fotoakustickém analyzátoru plynu INNOVA MULTIGAS monitor 1312. Jeho princip měření je založený na fotoakustické infračervené identifikační metodě (7). To znamená, že INNOVA 1312 může změřit

téměř každý plyn, který pohlcuje infračervené světlo. Řadí se mezi velmi přesné a spolehlivé kvantitativní plynové monitorovací systémy.

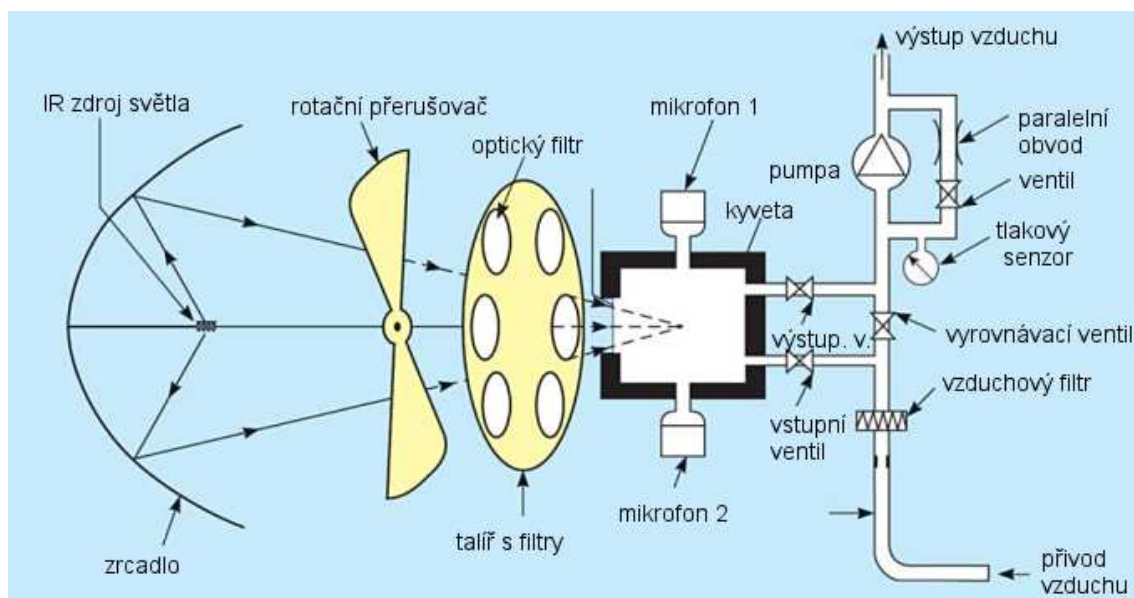


**Obrázek 2.4: Přístroj INNOVA MULTIGAS monitor 1312**

Plynová selektivita je dosažena pomocí optických filtrů. Optický filtr je hmotná soustava, jež z procházejícího záření absorbuje určitou část spektra. Díky nim může INNOVA 1312 změřit koncentrace až pěti různých plynů a vodní páry ve vzorku.

Monitorovací systém se ovládá přes dvě uživatelské rozhraní. Pomocí masky přístroje s jejími ovládacími tlačítky a displejem, nebo přes PC software s jeho grafickým rozhraním. Obě rozhraní umožňují on-line monitorování koncentrace měřených plynů.

Kvůli zachování přesnosti měření se na přístroji po instalaci optických filtrů musí provádět kalibrace. To se provádí pomocí PC softwaru nebo přímo přes přední panel přístroje. Dále je nutné tuto kalibraci provést 1-2 krát za rok.



**Obrázek 2.5: Základní prvky experimentální sestavy**

Měřicí cyklus(7):

1. čerpadlo natáhne vzduch v okamžiku vzorkování skrz dva vzduchové filtry, vytlačí "starý" vzduch z měřicího systému
2. "nový" vzduchový vzorek je hermeticky uzavřen ve fotoakustické kyvetě uzavřením přístupu a východu pomocí ventilů.
3. Světlo z infračerveného světelného zdroje je odraženo od zrcadla, prochází skrz rotační přerušovač, kde dochází k jeho modulaci, a pak jde přes jeden z optických filtrů v otočném karuselu
4. Světlo prošlé optickým filtrem je selektivně pohlceno plynem, což způsobí zvýšení teploty analyzovaného plynu. Protože světlo je pulzující, dojde ke zvyšování a snižování teploty dle velikosti impulzu, způsobí to také ekvivalentní zvětšení a snížení tlaku plynu ( akustický signál) v uzavřené kyvetě.
5. Dva mikrofony zamontované ve stěně kyvety zachytí míru tohoto akustického signálu, která je přímo úměrná koncentraci plynu v kyvetě
6. Otočný karusel se natočí tak , že světlo je přenášeno skrz další optický filtr a nový signál je změřen. Vícekrát se tento krok opakuje podle počtu měřených plynů. Čas reakce trvá přibližně 13s pro jeden plyn nebo vodní páru, případně 40s pokud se měří 5 plynů a vodní pára.

### 2.3 Pasivní dozimetry

Pasivní dozimetr lze definovat jako zařízení, které je schopno odebírat ze vzduchu vzorky plynů, přičemž odběr vzorku je kontrolován fyzikálními procesy jako jsou difúze stagnantní vzduchovou vrstvou nebo permeace membránou. Rychlost difúze popisuje první Fickův zákon. Ten říká, že rychlost difúze je dána látkovým množstvím látky, která projde za časovou jednotku určitou plochou. Fickův zákon popisuje difúzní tok rozpuštěné látky v ustáleném stavu vztahem:

$$J = -D\nabla(c) \quad /4/$$

$J$  je hustota toku,  $\nabla(c)$  je gradient koncentrace,  $D$  je difuzní koeficient.

Přirozenou vlastností látek je, že pokud se její částice mohou pohybovat, tak se rozptylují do celého prostoru, kterého mohou dosáhnout a postupně ve všech jeho částech vyrovnají svou koncentraci.

Pasivní dozimetry nevyužívají aktivního pohybu vzduchu uvnitř přístroje. Sledovaná látka difunduje k povrchu sorbujícího materiálu na základě gradientu koncentrace. Na povrchu sorbentu je zachycena na základě chemické reakce či fyzikální adsorpce. Po přiměřené době záchytu je látka desorbována a následně stanovována. Stanovení se provádí dostatečně citlivými analytickými metodami, tedy spektrofotometricky, pomocí chromatografie kapalinové, plynové nebo tenkovrstevné, pomocí IR-spektroskopie, hmotnostní spektroskopie nebo elektrochemicky. Existují též dozimetry s tzv. přímým odečtem koncentrace. Jedná se o zařízení, ve kterých dojde při reakci polutantu s absorbovaným činidlem ke vzniku barevného produktu. Na dozimetru je umístěna barevná stupnice, ze které se podle odstínu zbarvení a délky expozice zařízení dá velmi jednoduše určit koncentrace škodliviny v ovzduší.

Jelikož tyto přístroje nebyly při našem měření použity, nebudeme se jimi dále zabývat.



## 2.4 Vliv expozice anestetických plynů a stanovené limity

Oxid dusný, halothan, isofluran, enfluran a sevofluran jsou nejčastěji používané plyny v inhalační anestezii. Exponovaní pracovníci si většinou stěžují na bolesti hlavy, ztrátu koncentrace a spavost při práci na operačním sále. Účinky jednotlivých plynů se však liší.

Halothan má z nich nejvyšší toxicitu, obzvláště na centrální nervový systém. Deprimuje dýchání, snižuje krevní tlak a srdeční frekvenci. Je to myorelaxans. Již expozice 10 ppm(86,95 mg/m<sup>3</sup>) může způsobit bolesti hlavy a únavu. Delší expozice může poškodit i játra. Tento plyn má nízký OEL(Occupational Exposure Limit) pohybující se od 0,5 ppm(4,35 mg/m<sup>3</sup>) (Austrálie) až po 5 ppm(43,48 mg/m<sup>3</sup>) (Švédsko, Německo) Limit v USA dle NIOSH činí 2 ppm(17,39 mg/m<sup>3</sup>) (5). V České republice zákon 361/2007 Sb.(příloha 2) stanovuje PEL 15 mg/m<sup>3</sup> (1,86 ppm) a NPK 30 mg/m<sup>3</sup> (3,72 ppm).

Po skončení operačního dne by halothan neměl být držen v odpařovači přístroje, ale měl by být všechn odstraněn. Jeho stabilizační složka thymol 0,1% se rozdílně odpařuje a způsobuje v odpařovači žluté usazeniny .

Oxid dusný se využívá především ve směsi s kyslíkem. Musí být pro dosažení a udržení narkózy podáno inhalací v poněkud větší dávce. Vykazuje však velmi nízkou toxicitu při krátkodobé expozici a je vynikající analgetikum. Směs oxidu dusného s kyslíkem (50 % N<sub>2</sub>O + 50 % O<sub>2</sub>) nachází uplatnění například při porodech, zubních zákrocích a v akutní medicíně. Pro celkovou narkózu je využívána směs oxidu dusného s kyslíkem (85 % N<sub>2</sub>O + 15 % O<sub>2</sub>) v kombinaci s ještě účinnějšími látkami jako je sevofluran, isofluran a halothan. Dlouhodobé účinky chronického užívání oxidu dusného zahrnují nervové poškození a poruchu tvorby krvinek.. Dlouhodobější inhalace této látky zhoršuje psychomotorické funkce, kognitivní funkce, učení a paměť. NIOSH doporučuje expoziční limit pro tento plyn 25 ppm (45,05 mg/m<sup>3</sup>). V České republice zákon 361/2007 Sb.(příloha 2) stanovuje PEL 180 mg/m<sup>3</sup> (9,9ppm) a NPK 360 mg/m<sup>3</sup> (199,8 ppm).

Mezi nejčastěji používané anestetické plyny patří isofluran, který se v těle prakticky nemetabolizuje (vylučuje se z 99% vydechováním), a proto nezatěžuje

játra ani ledviny. Isofluran nevyvolává salivaci, bronchospasmus a zvýšenou sekreci bronchiální sliznice. Ovlivnění krevního tlaku je nevýznamné a je dané mírnou periferní vasodilatací, nikoliv kardiodepresivními účinky. Neovlivňuje vegetativní nervový systém a nevyvolává uvolnění histaminu. Ve vyšších koncentracích může mírně dráždit dýchací cesty.

K aplikaci vyžaduje vlastní odpařovač. Isofluran může při použití v uzavřeném dýchacím systému reagovat se suchou náplní pohlčovače oxidu uhličitého, přičemž může vzniknout oxid uhelnatý. To může vést k nezanedbatelnému vzestupu koncentrace karboxyhemoglobinu. Je třeba provádět všechna opatření, aby se zabránilo vysušení obsahu pohlčovače. NIOSH doporučuje nejvyšší přípustný expoziční limit pro tento plyn 2 ppm (16,25 mg/m<sup>3</sup>). Ve Švédsku a Finsku platí pro isofluran PEL (Permissible Exposure Limit) 10 ppm (81,27 mg/m<sup>3</sup>). V České republice zákon 361/2007 Sb. (příloha 2) stanovuje PEL 15 mg/m<sup>3</sup> (2,00 ppm) a NPK 30 mg/m<sup>3</sup> (3,99 ppm).

Desfluran patří do skupiny halogenovaných methylethyléterů, který ve vysokých koncentracích může potlačit volní motorické aktivity, modifikaci autonomních reflexů a útlum respiračního a kardiovaskulárního systému. Dále může způsobit kašel, laryngeální a bronchiální spasmy, nauseu a zvracení či přechodnou leukocytózu. Desfluran je eliminován plícemi a je v těle jen minimálně metabolizován (0,02%).

Desfluran je halogenován výlučně fluorem. Jeho výhodou je, že koeficient krev-plyn u desfluranu nízký (0,42), je nižší než u jiných silně účinných inhalačních anestetik, jako například u isofluranu (1,4) a dokonce i nižší než u oxidu dusného (0,46). Tyto údaje vysvětlují, proč dochází k rychlému zotavení z desfluranové anestezie. NIOSH doporučuje nejvyšší přípustný expoziční limit pro tento plyn 2 ppm (14,80 mg/m<sup>3</sup>). V České republice pro tento plyn nejsou stanoveny nejvyšší přípustné koncentrace.

Další kapalně anestetikum ze skupiny halogenovaných etherů je enfluran, chlorderivát difluormethyletheru. Vyznačuje se pronikavým zápachem, který vede zvláště při vyšších koncentracích, k iritaci dýchacích cest. Také může způsobovat nauseu a zvracení, bolesti hlavy, závratě a zvýšenou spavost. V organismu je metabolizován přibližně z 5–11 %. Dle NIOSH je nejvyšší přípustný expoziční limit

pro tento plyn opět 2 ppm(16,25 mg/m<sup>3</sup>). Švédské a Finské OEL jsou 10ppm(81,27 mg/m<sup>3</sup>) (5). V České republice pro tento plyn nejsou stanoveny nejvyšší přípustné koncentrace.

### 3. Metodika

Měření probíhalo na Klinice ORL a chirurgie hlavy a krku ve FN Motol, která se nachází v hlavní budově v části pro dospělé. Měření se konalo 29.4.2008 přibližně od 8 do 12 hodin. Během této doby zde byly provedeny dvě operace strumy, mezi kterými byla asi půlhodinová přestávka. Po dobu přestávky bylo měření přerušeno.

Místnost měla rozměry přibližně 10x7m. Objem místnosti činil 210 m<sup>3</sup>. Během doby měření zde byly přibližně stálé mikroklimatické podmínky(teplota, relativní vlhkost, vzdušné proudění). Odvětrávání bylo zajištěno klimatizací. Na průchod vzduchu měly dále vliv dvoje otevřené dveře a jeden otvor ve zdi. Na operačním sále bylo stabilně přítomno 6-7 lidí včetně pacienta.



**Obrázek 3.1: Operační sál na ORL oddělení, kde měření proběhlo**

Měření probíhalo měřicím přístrojem INNOVA MULTIGAS (monitor 1312) Byl měřen obsah CO<sub>2</sub>, CO, N<sub>2</sub>O, isofluranu, 1-propanolu a vodní páry.

Analyzátor byl ovládán PC software s jeho grafickým rozhraním.

Přístroj byl vybaven pěti optickými filtry pro nezávislé monitorování těchto

látek. Karusel obsahoval filtr 983(optical filtr UA number) ( $\lambda = 4,4 \mu\text{m}$ ) pro měření oxidu uhličitého, mající detekční limit dle údajů výrobce 3,4 ppm. Dále filtr 0971 ( $\lambda = 8,5 \mu\text{m}$ ) pro měření isofluranu s detekčním limitem 0,005 ppm. Filtr 972 ( $\lambda = 8,8 \mu\text{m}$ ) pro měření 2-propanolu s detekčním limitem 0,07 ppm. Filtr 0984 ( $\lambda = 4,7 \mu\text{m}$ ) pro měření oxidu uhelnatého umožňující detekční limit 0,2 ppm. Filtr 0985 ( $\lambda = 4,5 \mu\text{m}$ ) pro měření  $\text{N}_2\text{O}$ , umožňující detekční limit 0,03 ppm. Hodnoty těchto detekčních limitů jsou vztaženy ke tlaku 1000 hPa a teplotě 20 °C.



**Obrázek 3.2: Použitá měřící sestava**

Vzorky byly odebírány pomocí hadičky vyvedené od přístroje. Její konec byl umístěn 120cm nad zemí mezi anesteziologickým přístrojem a chirurgickým stolem, blízko dýchacího okruhu pacienta a poměrně daleko od dveří.

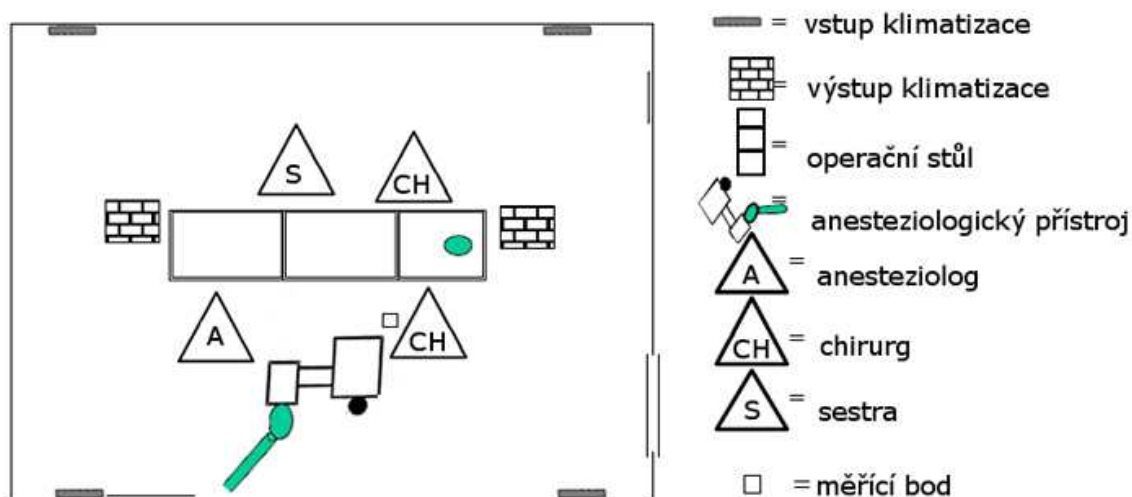


**Obrázek 3.3: Vyvedení teflonové hadičky k místu měření**

Anesteziologickým přístroj, použitý na daném operačním sále, používal uzavřený systém s úplným zpětným vdechováním při použití příslušného monitoru. Vyznačující se vysokým stupněm těsnosti. Je určený pro děti a dospělé. Umožňuje práci v režimech ručního dýchání, spontánního dýchání a automatického dýchání za pomoci ventilátoru.

Klimatizační systém, ovlivňující distribuci anestetických plynů, nebyl recirkulačního typu. Byl to typ založený nasávání čerstvého vzduchu, jeho distribuci po prostorách operačního sále a jeho vypouštění ven. Jeho vstupní otvory byly umístěny ve zdech v rozích místnosti, ty výstupní v centrální části sálu. Vstupní otvory byly vždy dva nad sebou v různé výšce od podlahy. Toto uspořádání je nutné z důvodu různé hustoty vzduchu a anestetických plynů. Anestetické plyny jsou těžší než vzduch a mají tendence se držet více u podlahy.

Na vstupu tohoto systému bylo dosaženo turbulentního proudění s poměrně vysokou rychlostí přibližující se 5 m/s. Toto uspořádání je pro správný odvod anestetických plynů velmi výhodné. Rovněž je účinnou prevencí infekce.



**Obrázek 3.2: Plán operačního sálu**

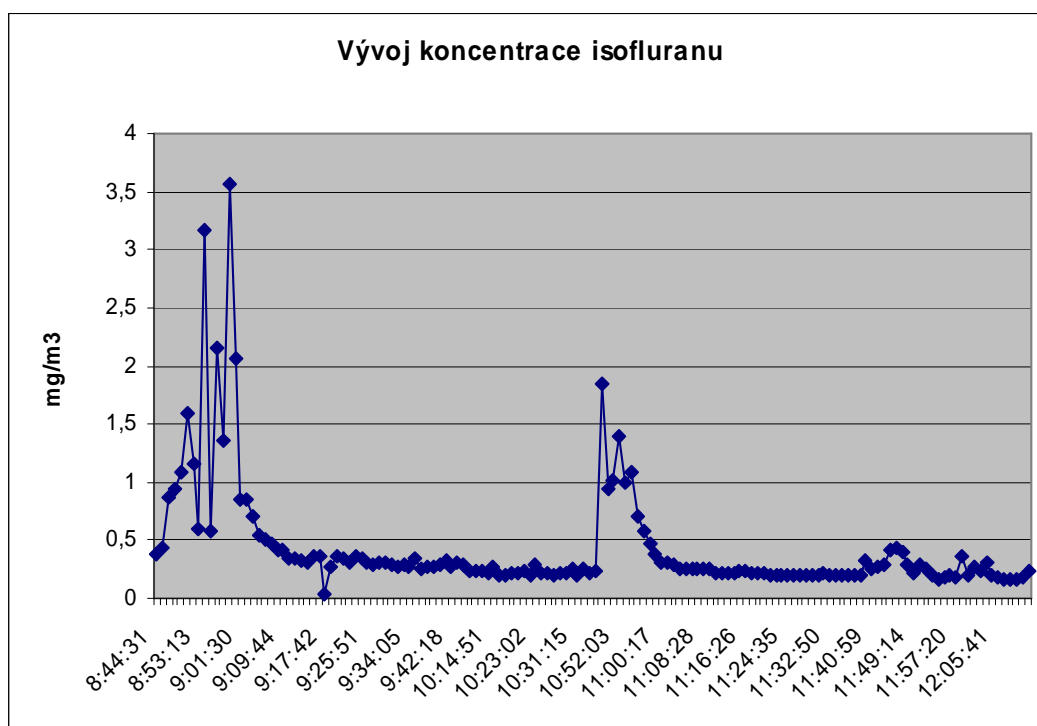
### 3. Výsledky měření

Získané výsledky jsou znázorněny v grafech 4.1-4.6. Tyto hodnoty nám nepodávají informace o celém prostoru operačního sálu, nýbrž pouze o prostoru kolem měřicího místa, které se nacházelo mezi anesteziologickým přístrojem a chirurgickým stolem, blízko dýchacího okruhu pacienta. Na distribuci anestetických plynů po prostoru měl značný vliv ventilační systém, pohyb personálu a proudění vzduchu vzniklé otevřenými dveřmi.

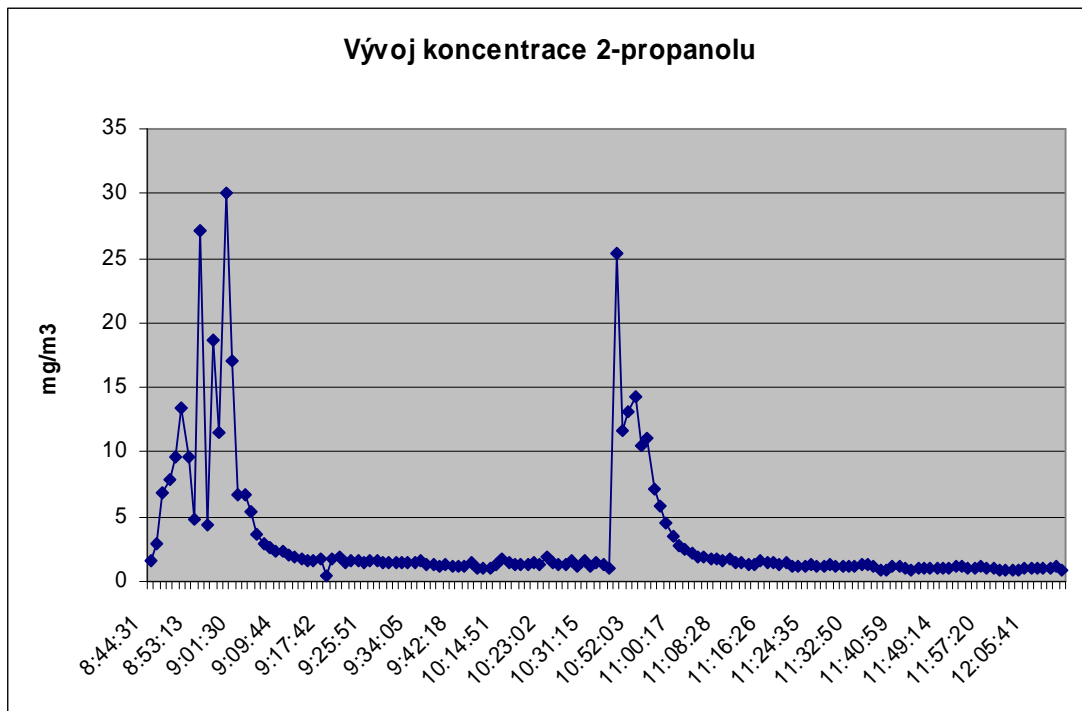
Byl sledován trend vývoje koncentrace  $\text{CO}_2$ ,  $\text{CO}$ ,  $\text{N}_2\text{O}$ , isofluranu, 1-propanolu a vodní páry.

Anestetická maxima isofluranu ( $\text{C}_3\text{H}_2\text{ClF}_5\text{O}$ ) a 2-propanolu ( $\text{CH}_3\text{COCH}_3$ ) korespondují vždy se začátkem operace. V našem případě, jak je vidět z grafů 3.1 a 3.2, byly zvýšené hodnoty těchto plynů zaznamenány v čase 8:45-9:09 a 10:50-11:05. Nejvyšší zaznamenaná hodnota isofluranu byla naměřena po začátku první operace, přesněji v čase 8:59, a dosahovala hodnoty  $3.55 \text{ mg/m}^3$  ( $0,44 \text{ ppm}$ )

V průběhu druhé operace koncentrace tohoto plynu nepřesáhla 2 mg/m<sup>3</sup> (0,25 ppm). Naměřená maxima 2-propanolu byla zaznamenána rovněž v čase 8:59 a dosáhla hodnoty 30,055 mg/m<sup>3</sup> (11,35 ppm). Souvisí to s úvodem do celkové anestézie a svědčí to i o jisté netěsnosti v dýchacím okruhu pacienta. Po začátku druhé operace byla naměřená koncentrace tohoto plynu nižší a dosáhla hodnoty 25,34 mg/m<sup>3</sup>. Rozsah naměřených hodnot 2-propanolu se pohyboval v rozmezí 0,45-30,055 mg/m<sup>3</sup>.



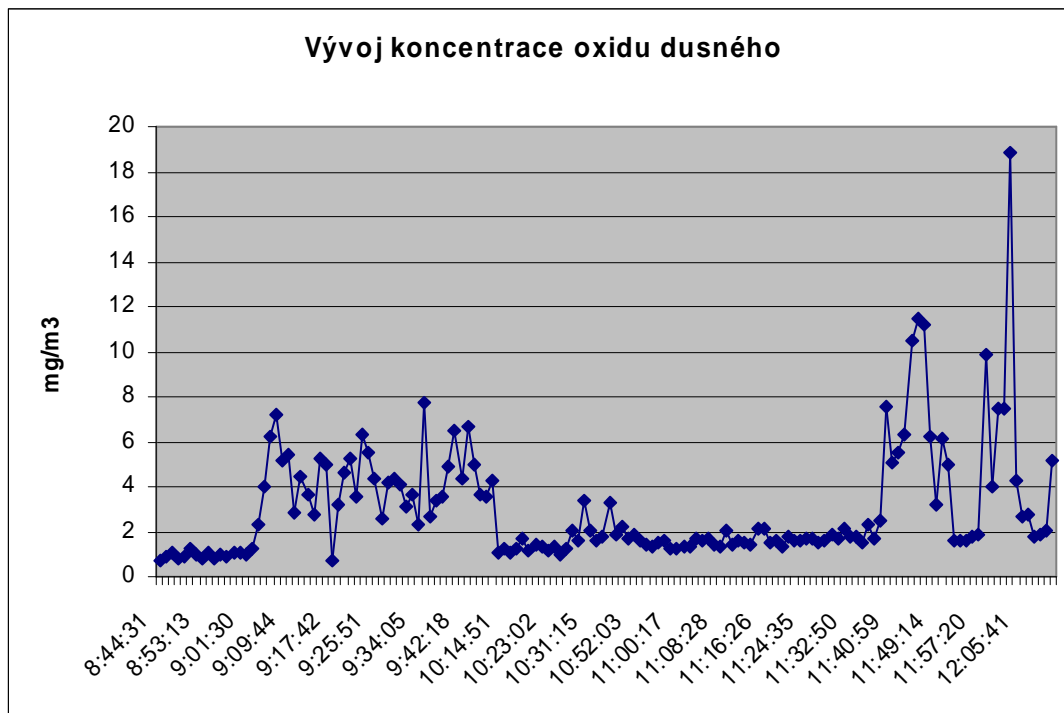
**Graf 4.1: Časová závislost vývoje koncentrace isofluranu**



**Graf 4.2: Časová závislost vývoje koncentrace 2-propanolu**

Koncentrace oxidu dusného (N<sub>2</sub>O) byla v průběhu operací proměnlivá. V první třetině operace byly zaznamenány poměrně nízké koncentrace, které postupně stouply a držely se na úrovni 6-8 mg/m<sup>3</sup>(první operace) a 6-12 mg/m<sup>3</sup>(druhá operace). Pouze v samotném závěru, po odpojení dýchacího okruhu od pacienta, byly zjištěny vyšší hodnoty. Souvisí to s probouzením pacienta z anestezie a následným výdechem zbytků anestetického plynu do volného prostoru. Nejvyšší naměřená hodnota činila 18.88 mg/m<sup>3</sup> (9,73 ppm).



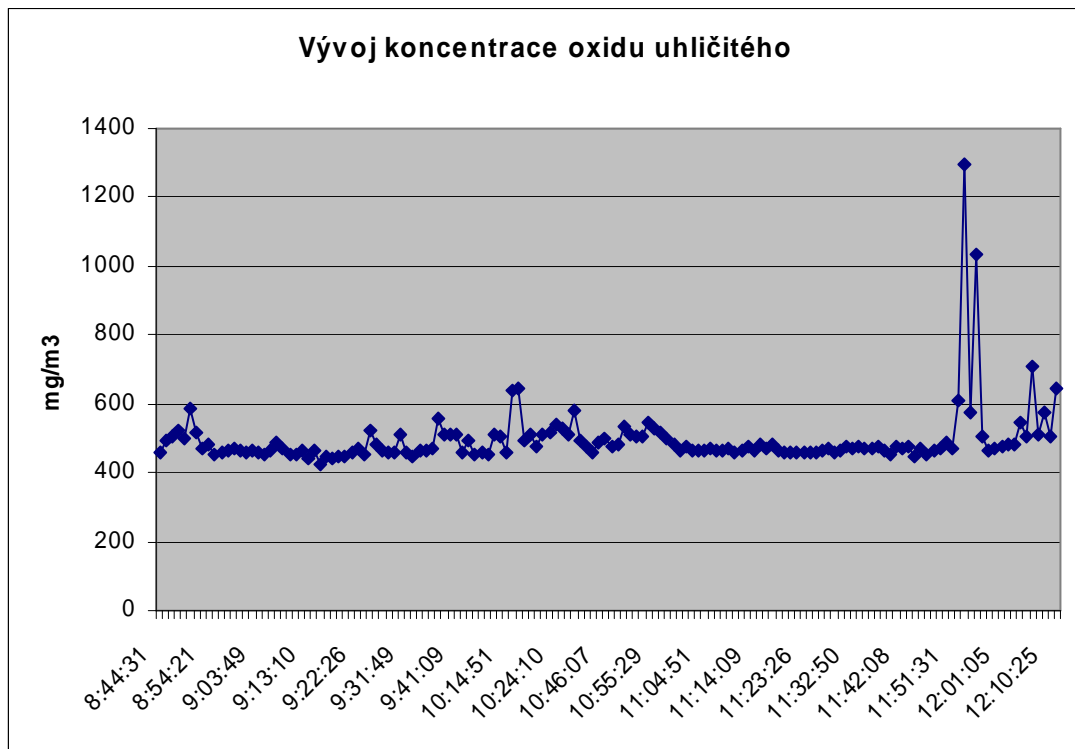


**Graf 4.3: Časová závislost vývoje koncentrace oxidu dusného**

Průběhy koncentrací CO<sub>2</sub> jsou znázorněny v grafu 4.4. Výsledky ukazují, že koncentrace oxidu uhličitého odpovídá obsazení interiéru, objemu místnosti, množství větracího vzduchu a především na stálou práci klimatizačního systému. Dle zákona 361/2007 Sb.(příloha 2) platí pro CO<sub>2</sub> v pracovním ovzduší PEL 9000 mg/m<sup>3</sup> (5004 ppm) a NPK 45000 mg/m<sup>3</sup> (25020 ppm).

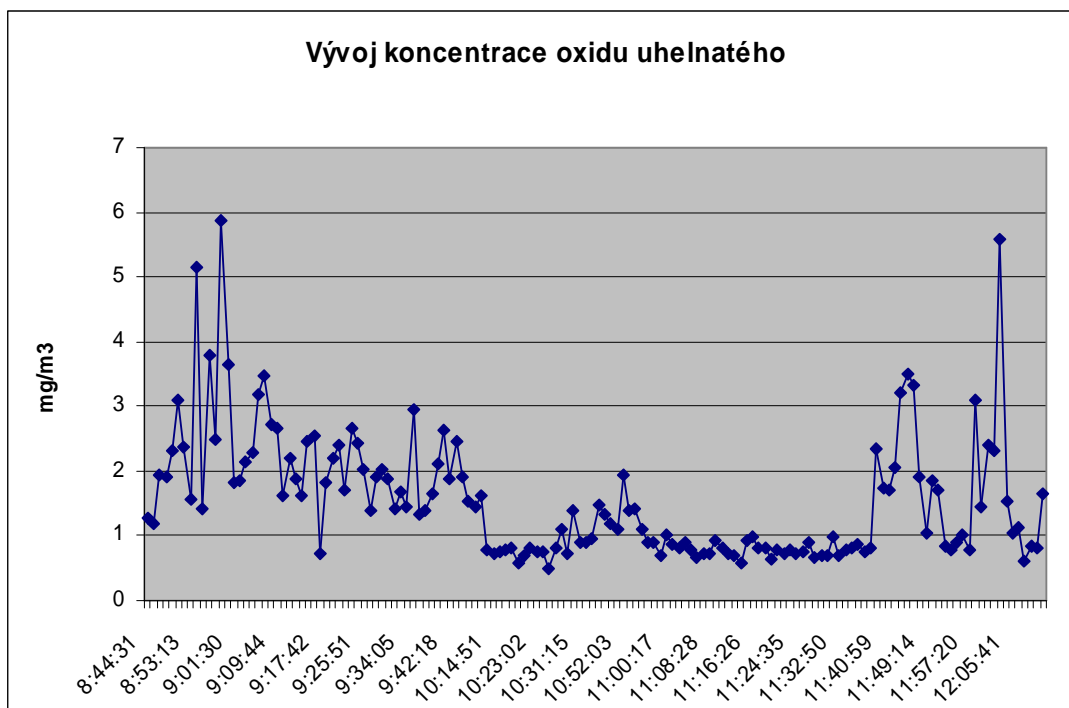
Je třeba však zdůraznit, že naše naměřené hodnoty se vztahují pouze k měřicímu bodu, který se nachází u operačního stolu., a jsou silně ovlivněny respirací personálu. Nejvyšší námi naměřená koncentrace CO<sub>2</sub> činila 1293,50 mg/m<sup>3</sup>.

Pozn.: Nejvyšší přípustné koncentrace (NPK) chemických látek v pracovním ovzduší jsou koncentrace látek, kterým nesmí být zaměstnanec vystaven v žádném časovém úseku osmihodinové pracovní směny.



**Graf 4.4: Časová závislost vývoje koncentrace oxidu uhličitého**

Dále zde byly naměřeny poměrně nízké koncentrace oxidu uhelnatého, které dosahovaly nejvyšších hodnot po začátku první operace. Maximální naměřená koncentrace činila 5,88 mg/m<sup>3</sup> (4,76ppm) v čase 8:59. Dle zákona 361/2007 Sb.(příloha 2) platí pro CO v pracovním ovzduší PEL 30 mg/m<sup>3</sup> (26,49 ppm) a NPK 150mg/m<sup>3</sup> (132,45ppm).

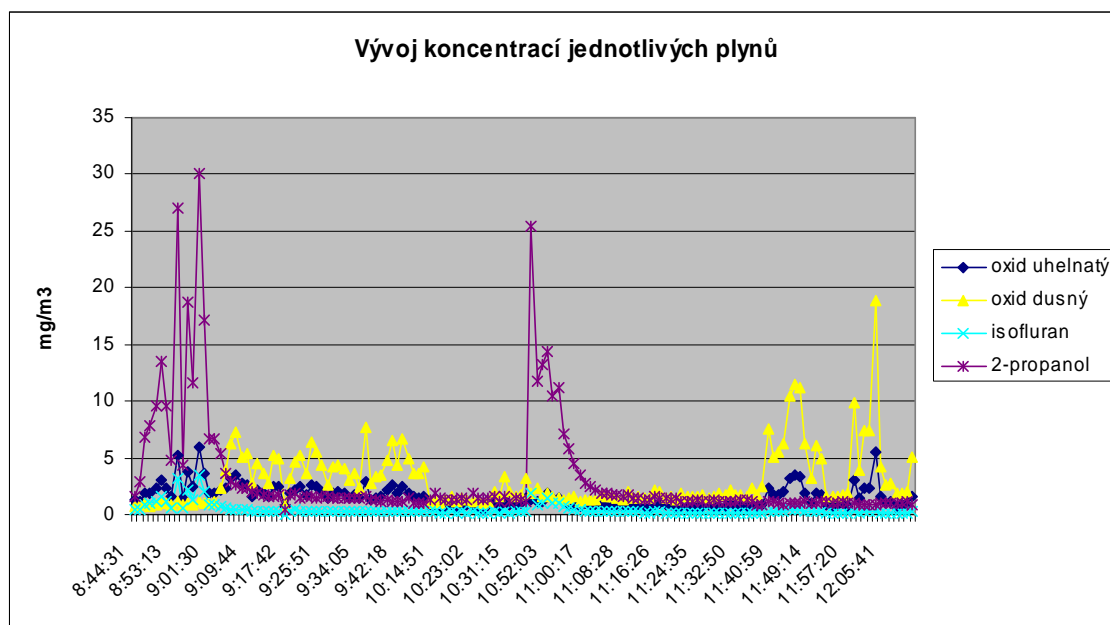


**Graf 4.5: Časová závislost vývoje koncentrace oxidu uhelnatého**

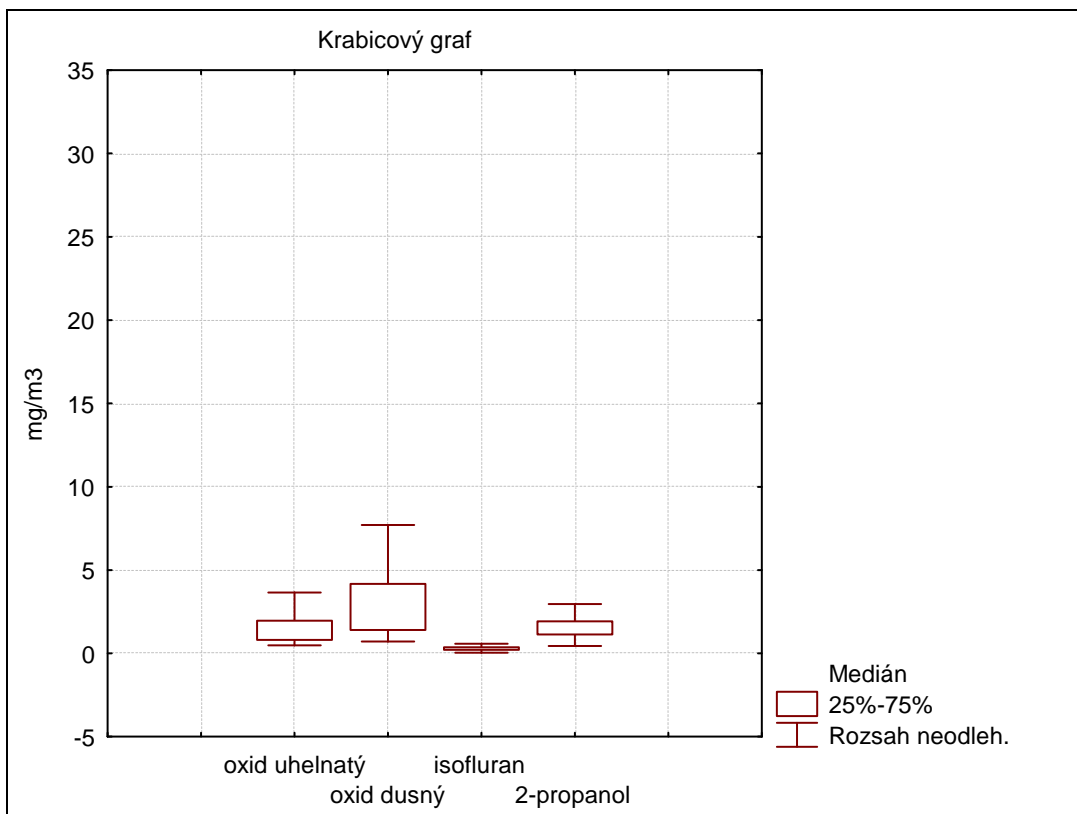
**Tabulka 4.1: Výsledky měření vybraných plynů**

čas měření	oxid uhelnatý [mg/m <sup>3</sup> ]	oxid uhličitý [mg/m <sup>3</sup> ]	oxid dusný [mg/m <sup>3</sup> ]	Isofluran [mg/m <sup>3</sup> ]	2-propanol [mg/m <sup>3</sup> ]
8:44:31	1,28	460,48	0,72	0,39	1,63
8:49:44	2,31	499,47	0,92	1,09	9,62
8:54:21	5,16	484,07	1,11	3,16	27,08
8:59:14	5,88	468,15	1,09	3,56	30,06
9:03:49	2,15	461,05	2,28	0,71	5,38
9:08:34	2,73	471,43	5,14	0,42	2,37
9:13:10	1,89	439,32	3,62	0,32	1,72
9:17:42	0,71	444,04	0,73	0,04	0,45
9:22:26	1,71	472,42	3,58	0,31	1,66
9:27:00	1,39	466,71	2,55	0,28	1,57
9:31:49	1,43	456,08	3,07	0,27	1,50
9:36:24	1,32	468,20	2,70	0,25	1,37
9:41:09	2,62	510,84	6,50	0,33	1,21
10:10:18	1,54	458,03	3,69	0,24	1,09
10:14:51	0,71	461,05	1,24	0,26	1,82
10:19:36	0,59	508,43	1,12	0,21	1,27
10:24:10	0,74	537,44	1,35	0,21	1,41
10:28:59	0,73	496,11	1,62	0,22	1,20
10:46:07	0,97	498,92	1,80	0,22	1,29

10:50:55	1,11	508,30	1,66	1,02	13,15
10:55:29	1,11	527,79	1,37	0,70	7,12
11:00:17	1,02	467,43	1,26	0,31	2,76
11:04:51	0,78	465,25	1,59	0,26	1,91
11:09:36	0,92	470,66	2,04	0,26	1,69
11:14:09	0,58	465,28	1,39	0,21	1,32
11:18:53	0,80	466,37	1,63	0,21	1,25
11:23:26	0,79	461,39	1,58	0,20	1,23
11:28:16	0,66	469,78	1,57	0,20	1,25
11:32:50	0,69	468,31	1,77	0,19	1,11
11:37:23	0,76	474,98	1,67	0,19	0,92
11:42:08	1,71	468,96	5,49	0,27	1,05
11:46:45	3,34	454,81	11,22	0,41	1,08
11:51:31	1,71	471,78	4,99	0,25	1,15
11:56:09	1,01	1031,99	1,78	0,19	1,23
12:01:05	2,39	476,53	7,42	0,27	0,89
12:05:41	1,05	505,10	2,67	0,18	1,07
12:10:25	0,80	502,95	2,01	0,18	1,23
12:11:33	1,65	645,42	5,13	0,23	0,92



**Graf 4.3: Časová závislost vývoje koncentrací jednotlivých plynů**



**Graf 4.4: Krabicový graf**

## 5. Diskuse a vyhodnocení

### 5.1 Diskuze analytických výsledků

Pro velikost výsledného fotoakustického signálu je určující koncentrace sledovaného plynu. Naše měření ukázala, že fotoakustický analyzátor INNOVA MULTIGAS monitor 1312 lze ke sledování anestetických plynů úspěšně používat. Přístroj lze k měření použít i v případě stopového množství plynu ve vzduchu.

Je nutné si uvědomit, že naměřené hodnoty se vztahovaly pouze k měřicímu bodu, tedy nevypovídaly o celkovém prostoru operačního sálu. Koncentrace v místě měření byly ovlivněny prouděním vzduchu, které bylo způsobeno pohybem personálu, otevřenými dveřmi, otvorem ve zdi a klimatizací.

## 5.2 Vyhodnocení výsledků měření ve FN Motol

Při našem měření byl sledován vývoj koncentrací anestetických plynů během dvou operací, při nichž byl použit odlišný způsob anestezie. Jak již bylo zmíněno výše, na jejich distribuci po prostoru sálu mělo značný vliv proudění vzduchu.

Dále je koncentrace plynů závislá na kvalitě a funkci klimatizačního systému, technickém stavu anestetického přístroje a těsnosti celé sestavy. Slabým článkem je zde dýchací okruh pacienta, zejména obličejovou, laryngální maskou dochází k největším únikům. Dále je míra koncentrace anestetických plynů závislá na způsobu vedení anestezie, který zvolí anesteziolog podle typu, délky operace a zdravotního stavu pacienta.

Naše měření ukázalo, že k největšímu úniku anestetických plynů dochází při odpojení dýchacího okruhu a při následném vydechnutí zbytkového objemu z dýchacích cest pacienta.

Naměřené koncentrace ve FN Motol byly poměrně nízké. U látek, u kterých jsou stanoveny v České republice nejvyšší přípustné koncentrace a přípustné expoziční limity (dle zákona 361/2007 Sb.), tedy pro oxid uhličitý, o. uhelnatý, halothan a isofluran, nebylo zdaleka těchto hodnot dosaženo. Naměřené hodnoty anestetických plynů, pro které u nás nejvyšší koncentrace nejsou stanoveny, můžeme porovnat pouze s limity NIOSH, OEL a ASHRAE. Ani zde nebylo těchto limitů dosaženo.

I v porovnání s jinými studiemi byly naše hodnoty nízké. Jako příklad uvedu měření Hartlové a Lebenharta v roce 1995(5), kdy byly zaznamenány na operačních sálech hodnoty dosahující 3970 mg/m<sup>3</sup> N<sub>2</sub>O. Nebo měření ve finských nemocnicích v devadesátých letech, kdy se hodnoty pohybovaly kolem 300 mg/m<sup>3</sup> (166,5 ppm) oxidu dusného. Studie Bohne-Matusalla a Rasmussena(5), která byla provedena v letech 1989-1991, prokázala nejvyšší hodnoty 3500 mg/m<sup>3</sup> (1942,5 ppm) N<sub>2</sub>O ve 28 německých nemocnicích.

## **6. Závěr**

Měření prováděná na fotoakustickém analyzátoru plynu INNOVA MULTIGAS monitor 1312 ve FN Motol nebyla časově náročná. Cílem práce bylo zjistit možnosti použití analyzátoru v kontinuálním monitorování koncentrací anestetických plynů, zejména zda detekční limity přístroje jsou dostatečné.

Z výsledků měření na analyzátoru plynu INNOVA MULTIGAS monitor 1312 vyplynulo, že detektor je schopen zobrazit průběh koncentrací jednotlivých plynů, pro jejichž monitorování byl vybaven příslušnými filtry, a to i v případě jejich stopového množství. V našem případě šlo obsah CO<sub>2</sub>, CO, N<sub>2</sub>O, isofluranu, 1-propanolu a vodní páru.

Námi naměřené nízké koncentrace anestetických plynů naznačují, že prostředí na operačním sále by nemělo představovat pro zdraví personálu zvýšené riziko. Zásluhu na to mám především moderní anestetická technika, která disponuje kvalitními systémy odsávání odpadních plynů a vyniká zvýšenou těsností celé soustavy. Svůj podíl na tom má i zlepšený způsob odvětrávání operačního sálu, který je zajištěný pomocí klimatizačního systému.

## **7. Seznam použité literatury a zdrojů**

1. M. Maroni et al.: Ventilation and Indoor Air Quality in Hospitals. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht/Boston/London 1996
2. A. Rosencwaig: Photoacoustics and Photoacoustic Spectroscopy. John Wiley&Sons, New York/Chichester/Brisbane/Toronto 1980

3. Z. Zellinger: Laserová optoakustická detekce stopových množství plynů v atmosféře. disertační práce, Praha 1988
4. M. Waldman: Monitorování plynných karcinogenních mikropříměsí v ovzduší difusními dosimetry a plynovou chromatografií, disertační práce, Praha 1992
5. P. Kalliokoski et al.: Indoor Air Quality in Hospitals and Other Health Care Facilities. ISIAQ 2003
6. J. Rosendahl: Anaesthetic Gas Monitoring in Operating Theatres, Innova AirTech Instruments
7. LumaSense Technologies: <http://www.lumasense.dk> (datum načtení odkazu:01.05.2008)
8. Zákon 361/2007 Sb., příloha 2 , kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci:  
[http://www.portal.gov.cz/wps/portal/\\_s.155/702/.cmd/ad/.c/312/.ce/10822/.p/8412/\\_lp.814/0/\\_s.155/702?PC\\_8412\\_l=361/2007&PC\\_8412\\_ps=50#10822](http://www.portal.gov.cz/wps/portal/_s.155/702/.cmd/ad/.c/312/.ce/10822/.p/8412/_lp.814/0/_s.155/702?PC_8412_l=361/2007&PC_8412_ps=50#10822)

## 8. Seznam grafů a tabulek

Tab. 4.1: Výsledky měření vybraných plynů .....	27
Graf 4.1: Časová závislost vývoje koncentrace isofluranu .....	23
Graf 4.2: Časová závislost vývoje koncentrace 2-propanolu .....	24
Graf 4.3: Časová závislost vývoje koncentrace oxidu dusného .....	25
Graf 4.4: Časová závislost vývoje koncentrace oxidu uhličitého .....	26
Graf 4.5: Časová závislost vývoje koncentrace oxidu uhelnatého .....	27



Graf 4.6: Časová závislost vývoje koncentrací jednotlivých plynů .....	28
Graf 4.7: Krabicový graf.....	29

## 9. Seznam obrázků

Obrázek 1.1: Bellovo experimentální zařízení použité roku 1880.....	7
Obrázek 2.1: Posloupnost dějů probíhajících při fotoakustické detekci.....	10
Obrázek 2.2: Průběh intenzity záření I při modulaci rotačním přerušovačem.....	12
Obrázek 2.3: Teoreticky vypočtený průběh tlakových změn P v uzavřené fotoakustické kyvetě.....	13
Obrázek 2.4: Přístroj INNOVA MULTIGAS monitor 1312.....	14
Obrázek 2.5: Základní prvky experimentální sestavy.....	14
Obrázek 3.1: Operační sál na ORL oddělení, kde měření proběhlo.....	19
Obrázek 3.2: Použitá měřicí sestava.....	20
Obrázek 3.3: Vyvedení teflonové hadičky k místu měření.....	21
Obrázek 3.4: Plán operačního sálu.....	22