

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDÍÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2013

Petra Süssenbeková

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

Petra Süssenbeková

Studijní obor: Zdravotnický záchranář (5345R021)

**ZDRAVOTNICKÁ TECHNIKA V PRÁCI
ZDRAVOTNICKÉHO ZÁCHRANÁŘE**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Luděk Hejkal

PLZEŇ 2013

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 20. 3. 2013

.....

vlastnoruční podpis

Poděkování:

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce MUDr. Luďkovi Hejkalovi za jeho trpělivost, čas a cenné rady při zpracování bakalářské práce.

Anotace

Příjmení a jméno: Süssenbeková Petra

Katedra: Katedra záchranářství a teoretických oborů

Název práce: Zdravotnická technika v práci zdravotnického záchranáře

Vedoucí práce: MUDr. Luděk Hejkal

Počet stran: číslovaných 51, nečíslovaných 16

Počet příloh: 19

Počet titulů použité literatury: 24

Klíčová slova: pulsní oxymetr, kapnometrie, pulsní oxymetrie, kapnometr, mainstream, sidestream, umělá plicní ventilace, glukometr

Souhrn:

Tato bakalářská práce se zabývá historií a zároveň současností přístrojové techniky využívající se v práci zdravotnického záchranáře. První část je věnována právní legislativě technického vybavení a dále vzniku, snímání a zpracování biologického signálu. Druhá část je zaměřena na jednotlivou přístrojovou techniku, kde je v jednotlivých kapitolách popsána historie vzniku dané metody, dále podrobný popis principu dané metody a zároveň jsou zde popsány současné metody měření.

Annotation

Surname and name: Süssenbeková Petra

Department: Department of Paramedical rescue work and Technical studies

Title of thesis: Medical technology in the work of medical rescue

Consultant: MUDr. Luděk Hejkal

Number of pages: numbered 51, nonnumbered 16

Number of appendices: 19

Number of literature items used: 24

Key words: pulse oximeter, capnometer, pulse oximetry, capnometry, mainstream, sidestream, mechanical ventilation, glucometer

Summary:

This bachelor thesis handles with history and present of technical tools used in paramedical practice. The first part follows up with legislative of it, of its origin, scanning and processing of biological signal. The second part is focused on individual tools. Single chapters describes history of origin of single methods, next describes its principles in detail. Present methods of measurement are described too.

OBSAH

Úvod	10
1 Vybavení vozů záchranné služby	12
2 Biologické signály	16
2.1 Biosignály a jejich rozdělení	16
2.2 Snímače biosignálů	17
2.2.1 Druhy elektrod	17
2.3 Zpracování biosignálů	19
3 Umělá plicní ventilace	20
3.1 Historie vývoje umělé plicní ventilace	20
3.1.1 Řecko, Řím	20
3.1.2 Renesance	21
3.1.3 17. století	21
3.1.4 Osvícenství	22
3.1.5 První polovina 19. století	24
3.1.6 Vývoj ventilace pozitivním přetlakem v dýchacích cestách	25
3.1.7 Meziválečná a poválečná přístrojová ventilace	26
3.1.8 Vývoj od 60. let 20. století	27
3.2 Konstrukce současných ventilátorů	28
3.2.1 Zdroj pohonu	28
3.2.2 Řídící jednotka	29
3.2.3 Zařízení k modulaci expira	31
3.2.4 Systém alarmů a další bezpečnostní prvky	31
4 Kapnometrie	32
4.1 Klinické využití kapnometrie	33
4.2 Přesnost kapnometrie	33

5	Pulsní oxymetrie	35
5.1	Historie pulsni oxymetrie	35
5.2	Princip pulsni oxymetrie	37
5.3	Sondy v pulsni oxymetrii	38
5.4	Komplikace monitorace	39
5.5	Současné možnosti monitorace pulsni oxymetrií	40
5.5.1	Intrapartální fetální pulzní oxymetrie	40
6	EKG	41
6.1	Historie elektrokardiografie.....	41
6.2	Elektrofyzilogické vlastnosti srdečního svalu.....	44
6.3	Elektrody EKG.....	45
6.4	Zpracování a analýza signálu EKG	46
6.5	Rušení a filtrace signálu EKG	46
6.6	Současné možnosti monitorace EKG.....	47
6.6.1	Vzdálená bezdrátová monitorace EKG	47
7	Glukometr.....	49
7.1	Historie glukometru	49
7.2	Elektrochemický glukometr	52
7.2.1	Elektrody.....	52
7.2.2	Stanovení koncentrace glukózy pomocí glukóza-oxidasy.....	52
7.2.3	Stanovení koncentrace glukózy pomocí glukóza-dehydrogenázy	53
7.3	Fotometrický (optický) glukometr	54
7.4	Současné neinvazivní měření glykémie	55
7.4.1	Měření glykémie pomocí kontaktních čoček	55
7.4.2	Měření glykémie pomocí Ramanovy spektroskopie.....	55
	Diskuze.....	57
	Závěr.....	61

Seznam použité literatury	62
Seznam zkratek	66
Seznam příloh	67

ÚVOD

Lidské zdraví je nejdůležitějším aspektem našeho života. Zároveň na lidské zdraví můžeme nahlížet jako na určitou motivaci k vývoji diagnostických metod a s tím spojené přístrojové techniky. Za řadu let výzkumu stojí inovace v technologii přístrojů. Dnes tato inovace spočívá v neinvazivitě nebo alespoň miniinvazivitě daných metod využívajících se v přístrojové technice.

Dnešní přetechnizovaný svět je přeplněn moderními a inteligentními přístroji. Problémem ale je, že si často s umělou inteligencí neumíme poradit. Vozy záchranné služby jsou vybavené právě těmito moderními přístroji. Otázkou ovšem zůstává, jestli ti, kteří s těmito přístroji pracují ví, na jakém principu fungují, a jak naměřené výsledky správně interpretovat.

Ve své práci jsem se zaměřila na přístroje, které se z mého pohledu využívají nejčastěji. Mezi ně jsem zařadila pulsní oxymetr, EKG monitor, glukometr. Všechny tyto přístroje jsou schopné v krátkém časovém intervalu detekovat změny, které by mohly vést ke zhoršení stavu pacienta, a tím nám umožní včas reagovat na nastalou situaci a zahájit tak bez jakéhokoliv časového prodlení adekvátní terapii. Je důležité si však uvědomit, že ne vždy se na přístrojovou techniku můžeme stoprocentně spolehnout. Dnes si sice neumíme představit práci bez zdravotnické techniky, ovšem nesmíme zapomínat, že i ta má nárok na své „chyby“. Proto se musíme zaměřit na pacienta, který je vždy na prvním místě. Přístroje by měly zůstat jakýmsi informativním zdrojem a zdravotnický pracovník by se měl zaměřit na subjektivní stav pacienta, který je pak jím objektivně vyhodnocen.

Cílem mé bakalářské práce je podrobně popsat princip metody měření a zároveň stanovit hranice metody. Hranice metody je situace, kdy daný princip metody měření udává falešně vysoké či naopak nízké hodnoty nebo neměří vůbec. Dále se zaměřím na historii vývoje metod, přístroje s ní spojené a na současné možnosti metod měření.

Téma této práce jsem si zvolila proto, že je důležité znát přístrojovou techniku, se kterou ve své práci přicházíme denně do styku, ať už ve vozech záchranné služby nebo na jednotkách intenzivní péče. Dle mého názoru by každý zdravotnický záchranář měl znát princip metody měření a díky tomu si tak mohl odvodit hranice dané metody.

1 VYBAVENÍ VOZŮ ZÁCHRANNÉ SLUŽBY

Vybavení vozů záchranné služby je dáno vyhláškou č. 296/2012 sb. „**O požadavcích na vybavení poskytovatele zdravotnické dopravní služby, poskytovatele zdravotnické záchranné služby a poskytovatele přepravy pacientů neodkladné péče dopravními prostředky a o požadavcích na tyto dopravní prostředky**“, ve II. části přílohy této vyhlášky:

„Požadavky na poskytovatele zdravotnické záchranné služby dopravními prostředky a požadavky na technické a věcné vybavení, označení a barevné provedení těchto dopravních prostředků.“

„Poskytovatel zdravotnické záchranné služby musí být vybaven dopravními prostředky, které splňují tyto požadavky na technické a věcné vybavení, označení a barevné provedení:

A. Vozidlo rychlé lékařské pomoci musí být vybaveno

- 2.1 Nosítka s podvozkem vybavenými zádržným systémem pro děti a dospělé
- 2.2 Vakuovou matrací
- 2.3 Zařízením pro přepravu sedícího pacienta, pokud funkci tohoto zařízení nemají nosítka s podvozkem
- 2.4 Transportní plachtou
- 2.5 Přikrývkami a lůžkovinami
- 2.6 Termoizolační fólií pro udržování tělesné teploty
- 2.7 Fólií nebo vakem pro zemřelé
- 2.8 Přenosným defibrilátorem s monitorem a 12-ti svodovým záznamem EKG křivky a stimulátorem srdečního rytmu
- 2.9 Ručním dýchacím přístrojem s příslušenstvím pro novorozence, děti a dospělé s možností připojení ke zdroji medicijního kyslíku

- 2.10 Přenosným přístrojem pro umělou plicní ventilaci
- 2.11 Dvěma tlakovými lahvemi na kyslík, každá s obsahem 10 l s příslušenstvím k inhalačnímu podávání kyslíku včetně polomasky, průtokoměru a redukčního ventilu
- 2.12 Dvěma tlakovými lahvemi na kyslík, každá s obsahem 2 l
- 2.13 Sadou pro zajištění dýchacích cest – laryngoskop s různými velikostmi lžic, endotracheální kanyly pro všechny věkové skupiny pacientů, Magillovy kleště, zavaděč do endotracheální kanyly, supraglotické pomůcky, souprava pro koniotomii
- 2.14 Pomůckami pro zvlhčování dýchacích cest a aplikaci léčiv
- 2.15 Ventilem pro vytvoření pozitivního tlaku v dýchacích cestách na konci výdechu (PEEP ventil)
- 2.16 Přenosnou bateriovou odsávačkou s kapacitou minimálně 1 l
- 2.17 Zařízením pro ohřev infuzí na teplotu 37°C +/- 2°C
- 2.18 Vybavením pro podávání injekcí a infuzí včetně vhodných kanyl
- 2.19 Vybavením pro podání infuze přetlakem
- 2.20 Zařízením pro upevnění infuze
- 2.21 Infuzní pumpou nebo dávkovačem stříkačkovým
- 2.22 Pomůckami pro intraoseální vstup pro děti a dospělé
- 2.23 Soupravou pro hrudní punkci
- 2.24 Jehlou k punkci perikardu
- 2.25 Kapnometrem
- 2.26 Tonometrem s různými velikostmi manžety
- 2.27 Pulzním oxymetrem
- 2.28 Stetoskopem
- 2.29 Glukometrem
- 2.30 Vybavením k měření tělesné teploty
- 2.31 Pohotovostní porodnickou soupravou
- 2.32 Odběrovou zkumavkou pro odběr hemokultury
- 2.33 Pomůckami pro znehybnění krční páteře
- 2.34 Pomůckami pro imobilizaci
- 2.35 Materiálem pro ošetření ran

- 2.36 *Materiálem pro ošetření popálenin*
- 2.37 *Diagnostickým světlem*
- 2.38 *Nádobou na moč*
- 2.39 *Jednorázovými sáčky na zvratky nebo jednorázovými emitními miskami*
- 2.40 *Kontejnerem na zdravotnický odpad*
- 2.41 *Odpadkovým košem*
- 2.42 *Sterilními chirurgickými rukavicemi – 6 párů*
- 2.43 *Jednorázovými rukavicemi – 25 párů*
- 2.44 *Vyprošťovacím zařízením (vestou), spinálním nebo scoop rámem*
- 2.45 *Bezpečnostní přilbou*
- 2.46 *Bezpečnostními (pracovními) rukavicemi*
- 2.47 *Osobním ochranným vybavením proti infekci pro všechny členy výjezdové skupiny*
- 2.48 *Náhlavní osvětlovací soupravou pro všechny členy výjezdové skupiny*
- 2.49 *Přenosným reflektorem pro vyhledávání osob v terénu*
- 2.50 *Nůžkami na oděv, obuv a bezpečnostní pásy*
- 2.51 *Dezinfekčními prostředky na ruce a na zdravotnické pomůcky*
- 2.52 *Vozidlovou radiostanicí*
- 2.53 *Přenosnou radiostanicí*
- 2.54 *Připojením k veřejné telefonní síti prostřednictvím radiostanice nebo mobilního telefonu*
- 2.55 *Zařízením pro vnitřní komunikaci mezi řidičem a osobami v prostoru pro pacienty, pokud vnitřní vybavení vozidla neumožňuje přímou komunikaci mezi nimi*
- 2.56 *Zvláštním výstražným světlem modré barvy doplněným zvláštním zvukovým výstražným zařízením“ [1]*

B. Vozidlo rychlé lékařské pomoci v setkávacím systému

„3. Vozidlo musí být vybaveno jako vozidlo rychlé lékařské pomoci podle části II.A.2 této přílohy, vyjma vybavení uvedeného v bodech 2.1, 2.3 až 2.5, 2.11, 2.17, 2.20, 2.32, 2.38, 2.44 a 2.55, které se nevyžaduje. Vybavení uvedené v části II.A.2 bodě 2.12 této přílohy musí být doplněno příslušenstvím k inhalačnímu podávání kyslíku včetně polomasky, průtokoměru a redukčního ventilu.“ [1]

C. Vozidlo rychlé zdravotnické pomoci

„2. Vozidlo musí být vybaveno jako vozidlo rychlé lékařské pomoci podle části II.A.2 této přílohy, vyjma vybavení uvedeného v bodech 2.23 a 2.24, které se nevyžaduje.“ [1]

2 BIOLOGICKÉ SIGNÁLY

Obecně je signál fenomén, jehož schopností je přenášet informace. Biologický signál, též biosignál, v lékařství slouží k vyjádření informací o sledovaném biologickém systému – lidském organismu. Důležitou vlastností biosignálu je upřesnění charakteristiky daného systému. Díky této vlastnosti je biosignál základem všech diagnostických metod.

Kvůli rušení či šumu bývá informace v biosignálech často znehodnocena. S ohledem na požadavek adekvátních informací je třeba biosignál odpovídajícím způsobem zpracovat užitím filtrace či transformace k získání požadovaných informací. Zpracování biosignálu přináší problémy, jejichž hlavní příčinou je složitost biologického systému, a proto je mnohdy nutné jeho přímé a invazivní měření. Je k dispozici celá řada metod zpracování biosignálu. Výběr metody je závislý na cíli procesu zpracování, na podmínkách měření i na vlastní charakteristice biosignálu. [3, 2]

2.1 Biosignály a jejich rozdělení

Daný systém se při vzniku diagnostické informace může chovat aktivně či pasivně. V případě, že biosignály vznikají v organismu jeho aktivní činností, označujeme tyto biosignály jako vlastní (generované). Dále organismus může svou činností nebo strukturou pouze ovlivňovat (modulovat) energetický impuls, který je po organismu vyslán z vnějšího zdroje. Tyto biosignály označujeme jako zprostředkované (modulované). Z pohledu další zpracovatelnosti a převodu biosignálů je můžeme rozdělit na elektrické a neelektrické. Vzhledem k tomu, že většina biosignálů má neelektrický charakter, je snaha převádět tyto signály na signál elektrický, který se snadněji přenáší a zpracovává. [2]

2.2 Snímače biosignálů

Snímače biosignálů jsou tvořené nejrůznějšími typy elektrod a senzorů, a zároveň jsou vstupními prvky všech lékařských elektrických přístrojů. Zásadní vliv na kvalitu snímaných a dále zpracovaných biosignálů jsou vlastnosti snímače. Pokud zvolíme nevhodný snímač nebo neklademe důraz na jeho kvalitní provedení, můžeme očekávat důsledky v podobě znehodnocení očekávaných výsledků.

Důležitou vlastností snímačů či elektrod je jejich životnost a biokompatibilita, která je dána technologickým provedením a postupem při aplikaci. Velké nároky jsou pak kladeny na implantabilní snímače. Tyto snímače musí být netoxické, musí být odolné vůči tělním tekutinám a nesmí podporovat tvorbu trombů. [3]

2.2.1 Druhy elektrod

Elektroda je periferní částí elektrodiagnostického přístroje, která slouží k vodivému spojení těla vyšetřovaného s měřícím zařízením. U detekčních metod slouží elektroda jako snímač. Jednotlivé typy elektrod snímají především biopotenciál. Jedná se o elektrické napětí měřené mezi dvěma póly buňky některých tkání organismu, které vzniká v důsledku činnosti těchto tkání. Podle jednotlivých kritérií dělíme elektrody na polarizovatelné a nepolarizovatelné (podle reakce s vodivým prostředím), na mikroelektrody a makroelektrody (podle velikosti) a na hloubkové a povrchové (podle jejich umístění).

Nepolarizovatelné elektrody mají stálý, fyzikálně-chemicky definovaný elektrodový potenciál. Ten je závislý na mnoha faktorech jako je intenzita procházejícího proudu, velikost povrchu elektrody a iontová síla měřeného prostředí. Proto je stálost elektrodového potenciálu jen relativní a lze tedy říci, že dokonale nepolarizovatelné elektrody neexistují. Nejčastěji používaná elektroda tohoto typu je stříbrochloridová (Ag-AgCl).

Mikroelektrody snímají biopotenciál z jednotlivých buněk. Tyto elektrody jsou kovové, tedy polarizovatelné, nebo skleněné, tedy nepolarizovatelné.

Makroelektrody nám umožňují vodivé spojení s povrchem těla nebo pak přímo s tkání. Podle toho rozlišujeme dva typy elektrod – a to povrchové a hloubkové.

Povrchové (kožní) elektrody jsou kovové destičky, které mohou mít různý tvar a velikost. Abychom omezili elektrické artefakty a snížili přechodový elektrický odpor, vkládáme mezi kůži a elektrodu vrstvu vodivého prostředí v podobě vodivého gelu. Používají se miskovité stříbrochloridové elektrody (někdy se mohou také označovat jako plovoucí), které nám zaručují standardní vrstvu vodivého gelu mezi povrchem těla a elektrodou. Využívají se díky jejich přesnosti a především jsou vhodné k dlouhodobému snímání. [2]

Hloubkové (vpichové) elektrody mají podobu injekčních jehel, které slouží ke snímání biopotenciálu z anatomicky ohraničené oblasti tkáně. Tyto elektrody slouží především ke snímání svalových biopotenciálů, dále se mohou využít jako podkožní elektrody k dlouhodobému snímání srdečních nebo mozkových potenciálů. V případě snímání srdečních potenciálů se tyto podkožní elektrody nevyužívají, kvůli bolestivému zavádění, dále je tu riziko vzniku popálenin, a při použití elektrického proudu během operačního výkonu hrozí nebezpečí vyvolání fibrilace komor. [2, 6]

2.3 Zpracování biosignálů

Proces zpracování má několik fází: snímání biosignálů, zesílení a elektronická úprava signálu, zobrazení a záznam naměřených hodnot biosignálu.

Ke snímání biosignálů slouží snímače a měniče. V případě elektrických signálů funkci snímače tvoří elektrody. U neelektrických signálů je snímač nahrazen měničem. Funkcí tohoto měniče je měnit původní energetický impuls na elektrický signál. Kvalita snímačů a měničů se posuzuje z pohledu jejich vlastností jako je přesnost, citlivost, rozsah a specifičnost. Protože je možná interakce s tkáněmi, je nutné, aby měnič či snímač byl biologicky inertní, tzn. aby neovlivňoval tkáň, s níž je v kontaktu.

Dalším krokem je zesílení a elektronická úprava signálu. Díky zesilovači je signál zesílen na požadovanou úroveň a je filtrován, tj. jsou odstraněny nežádoucí rušivé signály (šum). Další zpracování lze provádět analogově či digitálně. Většina diagnostických přístrojů má omezenou analogovou část pouze na sejmutí biosignálu, případně na přeměnu neelektrického signálu na elektrický. Kvůli zpracování signálu pomocí počítačové technologie se provádí digitalizace. K tomu slouží analogově - digitální převodník (A/D převodník), jehož úkolem je co nejpřesněji převést analogový signál do digitální formy. Dosahuje se toho pomocí tzv. vzorkování – původní spojitá forma signálu je v krátkých časových intervalech vyjádřena okamžitým stavem. Převod do digitální formy je tím přesnější, čím vyšší je vzorkovací kmitočet, tj. čím více vzorků je obsaženo v daném časovém úseku.

Posledním krokem je zobrazení a záznam naměřených hodnot. Záznam může být podle druhu sejmutých a zpracovaných signálů buď grafický nebo obrazový, dočasný či trvalý. Obrazovka nejčastěji slouží k získání dočasného grafického či obrazového záznamu. Trvalý záznam získáme pomocí některého z mnoha typů zapisovačů. V případě nemocniční počítačové sítě jsou grafické záznamy i diagnostické obrazy ukládány přímo do centrální databáze. [2]

3 UMĚLÁ PLICNÍ VENTILACE

3.1 Historie vývoje umělé plicní ventilace

3.1.1 Řecko, Řím

V antickém světě byl kladen velký důraz na přímé pozorování v poznání člověka a přírody, a zároveň i na logické myšlení. Odvraceli se od magických předpokladů a postupů. Svými myšlenkami ovlivnili celý středověk a zároveň i raný vývoj novověké medicíny.

Zde se objevují již první náznaky provedení tracheotomie. Homér (365 př. Kristem) se zmiňuje o otevření trachey řezem, který vedl k úlevě dusícího se nemocného. Dále se zmínil o Alexandru Velikém, který vojákovi dusícího se kostí uvízlou v krku, protnul špičkou svého meče tracheu.

Významnou osobností v tomto období byl Galénos (131 – 210). Věnoval pozornost studiím na zvířatech, na nichž pozoroval nitrohruční orgány in vivo. V roce 177 v díle „*Anatomical Procedures*“ popsal porušení pohrudniční pleury, přičemž vyzoroval, že tímto úkonem poruší proces dýchání. Ale v případě, že se pohrudniční pleura neporuší, je pak možnost pozorování pohybů nitrohručních orgánů nemožná. Vyřešením tohoto problému viděl ve vyjmutí žeber, aby bylo možné pozorovat nitrohruční orgány, aniž by byla porušena pohrudniční pleura. Ovšem i přesto byly pozorovací podmínky ztížené. Jeden z jeho pokusů popisuje užití dmýchacího měchu, pomocí něhož pak došlo k nafouknutí plic mrtvého zvířete. Použitím této metody při svých pokusech na otevřeném hrudníku in vivo, by býval nebyl daleko od vynálezu umělé plicní ventilace (UPV). [4]

3.1.2 Renaissance

V období renesance byl kladen důraz na kritiku antických děl. Nastal zlom ve vývoji evropské kultury a zároveň významně ožil lékařský výzkum.

Andreas Vesalius (1515 – 1564) byl vlámským lékařem a anatomem, a díky svým výzkumům se stal nejvýznamnější osobností tohoto období. Ve svých studiích navázal na experimenty Galény, kde na rozdíl od něj užil k zajištění dýchacích cest u pokusných zvířat tracheotomií. Při jednom ze svých experimentů provedl umělou plicní ventilaci u prasnice. Jednalo se o tracheotomii, do níž vložil rákosové stéblo. Díky tomu se pak pokusil o oživení prasnice, a právě rákosovým stéblem prováděl vdechování vzduchu. Byl tak první osobností v polovině 16. století, který popsal techniku resuscitace dechu. V roce 1543 vydal knihu s názvem „*De corporis humani fabrica libri septem*“. Zde popisuje, že život zvířeti je navrácen, je-li do otevřené trachey vložena rákosová či třtinová trubička, díky níž je do plic zvířete vháněn vzduch a plíce jsou tak schopny se rozpínat. Popsal zde, že pokud se plíce nafukují v intervalech, pohyb srdce a arterií se nezastaví.

Další významnou osobností byl lékař, teolog a alchymista Philippus Aureolus Theophrastus Paracelsus (1493 – 1541). Okolo roku 1530 užil techniky umělé plicní ventilace pomocí dmýchacího měchu, aby tak oživil zdánlivě zesnulé. [4]

3.1.3 17. století

Nejvýraznější osobností tohoto období, která poznamenala vývoj lékařské vědy, byl anglický fyziolog William Harvey (1578 – 1657). Ve své práci „*Exercitatio anatomica de motu cordis et sanguinis in animalibus*“, napsané v roce 1628, popsal velký krevní oběh, což vedlo k následnému rozmachu fyziologie. Dále ve svém díle „*De motu locali animalium*“ popisuje metodu plicní ventilace užívané Vesaliem.

V roce 1644 R. Hook předvedl oživení psa pomocí UPV. Hook byl inspirován W. Crounem, který pro Královskou společnost prováděl demonstraci ožívování škrcených kuřat. Hookovo pokusné zvíře bylo ventilováno trubicí, jenž byla

tracheotomií zavedena do průdušnice a následně byla prováděna insuflace vzduchu do plic zvířete pomocí měchu připojeným na trubici. Hookův spolupracovník Richard Lower též užil UPV u psa. Došel k závěru, že krev mění barvu v plicích a to je zapříčiněno závislostí na respiraci anebo minimálně závislostí na dodávce čerstvého vzduchu do plic.

Aby se objasnila základní fyziologie nitrohrudních pochodů, bylo třeba dalších více než sto let a to od popsání techniky UPV Vesaliem. Ovšem metoda UPV začínala být lékařské veřejnosti již známa. [4]

3.1.4 Osvícenství

Charakteristické pro toto období byla víra v sílu rozumu a vědy. V neposlední řadě se obracela pozornost k člověku. Bylo založeno mnoho nových univerzit, odborných časopisů a vědeckých společností. Vlivem poklesu ceny tisku bylo umožněno ve velkém rozvíjet publikační činnosti.

Po odeznění období zámořských objevů došlo k rozvoji námořní dopravy, kde synonymem pro náhlé úmrtí bylo utonutí. Protože rostla snaha o záchranu utonulých, rostl tak i velký zájem o techniku kříšení. S tím souvisel i velký zájem o zajištění dýchacích cest a metodu umělé plicní ventilace pozitivním přetlakem. A to jak bez pomůcek pro dýchání z úst do úst, tak i za pomoci tehdejšího ručního křísícího vaku či pomůcek na zprůchodnění dýchacích cest. I v tomto období však najdeme zmínky o zcela iracionálních křísících metodách. Jednou takovou byla takzvaná fumigace. Podstata této metody byla v insuflaci tabákového kouře do rekta oživovaného člověka. V roce 1811 Benjamin Brodie poukázal na škodlivost tabákového kouře, jenž působí na organismus a tak došlo k odmítnutí této metody společností.

Mnoho oživovacích technik spočívalo v užití cyklického tlaku na hrudník. Takového principu bylo využíváno při válení oživované osoby na sudu. Pronační polohou byl kříšený uložen na sud a díky střídání tahu a tlaku za dolní končetiny byl kříšený rytmicky válen dopředu a zpět. Tak docházelo ke střídavému tlaku a uvolnění hrudního koše. Další možností bylo uložení oživovaného přímo do sudu, který byl pak rovněž válen. Zajímavostí snad může být, že tyto metody používali

námořníci a lidé žijící blízko vody až do 20. století, ale The Royal Human Society tuto metodu odmítali až do roku 1909. [4, 5]

Britský chirurg Tossach jako první uveřejnil zprávu o použití techniky insuflace vzduchu do plic dýcháním z úst do úst u dospělých. Šlo o oživení horníka uhelného dolu. Tuto kazuistiku referoval Královské společnosti v Londýně a díky tomu v roce 1744 došlo k prvnímu vědeckému popsání úspěšné resuscitace pomocí umělé plicní ventilace.

K této kazuistice svůj názor vyjádřily dvě osobnosti později se významně podílející na vývoji UPV - John Hunter a John Fothergill. Hunter se k tomuto vyjádřil spíše hanlivě, kde uvedl, že stejně "sprostou" metodu používají porodní báby při oživování novorozenců. Fothergill pak ve své práci z roku 1745 popsal možnost použití UPV u stavů, které jsou spojené s dušením. Poukázal zde na výhody použití techniky dýchání z úst do úst oproti nevýhodám použití měchu - ne vždy může být měch po ruce, dechové úsilí zachránce je organismu oživovaného přirozenější, teplota a vlhkost vzduchu snadněji podporuje cirkulaci oproti chladnému vzduchu z měchu.

Rok 1769 byl významný v podobě vydané knihy W. Buchana, kde je popsána technika dýchání z úst do úst. Popisuje zde, že zachránce užije maximálního výdechu a vdechne do kříšeného vzduch zároveň držící nosní průduchy. Pokud se hrudník či břicho zvedá, jsou plíce vzduchem naplňovány. Vzduch byl poté z plic vypuzen tlakem na prsa či břicho. Celý proces se opakuje, aby se tak dosáhlo simulace přirozeného dýchání. Pokud není možné tuto metodu použít, provede se otevření trachey.

V roce 1794 bylo vydáno doporučení na užívání techniky dýchání z úst do úst, kde se zdůraznil fakt, že je nutné při vdechování vzduchu do nemocného držet jeho nosní průduchy a před zahájením techniky vůbec, vyčistit dýchací cesty. Diskutována zde byla i možnost použití tracheální rourky na zprůchodnění dýchacích cest. Autoři tohoto doporučení byli Holanďané, lékař John Herholtd a botanik Carl Rasn. [4]

3.1.5 První polovina 19. století

Toto období charakterizuje odklon od technik UPV pozitivním přetlakem. Na nebezpečí zvýšeného tlaku v dýchacích cestách upozornil Leroy d'Etoile. Popsal, že tato metoda UPV vede ke komplikacím jako je ruptura alveolů, emfyzém či tenzní pneumotorax, což prokázal na pokusech u zvířat. Možné barotrauma při ventilaci pozitivním přetlakem bylo zatíženo obavami a tak v roce 1837 byla tato metoda stažena z resuscitačních doporučení The Royal Human Society.

Po odklonu ventilace pozitivním přetlakem byly výhradně užívány manuální techniky UPV a to kompresemi hrudníku (příloha č. 1). Expirační fáze (aktivní) dechového cyklu byla zajištěna tlakem na hrudník, kdežto inspirační (pasivní) fáze byla uskutečněna uvolněním vnějšího tlaku vyvíjeným na hrudník. Technika byla bohužel limitována nezajištěnými dýchacími cestami (DC) a samozřejmě zde bylo relativně složité provádění. Této techniky bylo užíváno až do poloviny 20. století i s různými obměnami. Co je ovšem zajímavé, že této techniky bylo užíváno i po dobu několika dní a to v případech respiračního selhání při poliomyelitidě. S touto metodou manuální podpory dechu jsou spojena jména jako Silvester, Hall, Schafer, Halger a jiní, kteří byli důkazem o pozitivním směru vývoje umění umělé ventilace.

Zajímavou možností techniky umělé ventilace představil Eve. Jeho technika využívala cyklického tlaku na bránici, který vznikal přesouváním břišních orgánů vlivem gravitace. Tato UPV měla podobu otočné podložky. Ta se otáčela okolo své příčné osy, kdy střídavým zvedáním a klesáním docházelo ke střídavému tlaku na bránici (příloha č. 2).

Na konci 50. let 20. století se úplně upustilo od užívání manuálních metod. Vznikly totiž práce, kde se porovnávala účinnost manuální techniky s účinností techniky dýchání z úst do úst. Autoři prací byli P. Safar, J. Elam, A. Gordon. [4]

3.1.6 Vývoj ventilace pozitivním přetlakem v dýchacích cestách

Šedesát let (1887) po tom, co Leroy d'Etoile publikoval svou studii o škodlivosti ventilace pozitivním přetlakem, byl publikován článek o znovuožití metody této ventilace od George Edwarda Fella. V této době vzniklo zařízení pracující s tímto typem ventilace. Jednalo se o Fellův – O'Dwyerův aparát, který sestával z měchu poháněným rukou a později nohou kvůli snaze uvolnit ruku. Dále Fell doporučoval, aby měch byl poháněn elektromotorem. Tento dýchací přístroj byl spojen s laryngeální kanylou (příloha č. 3) vyvinutou newyorským lékařem Josephem O'Dwyerem. Užitím této kanyly se značně snížilo riziko neprůchodnosti dýchacích cest a insuflace žaludku. Tato metoda UPV byla užívána u pacientů s respirační nedostatečností, kde příčinou bylo předávkování opiem, chloroformem a etérem, dále pak byla užívána u šoku, nitrolebečního nádoru, krvácení a v neposlední řadě u stavů po tonutí. Zařízení bylo schopno provádět ventilační podporu i více než 60 hodin. Proto lze říci, že Fellova metoda byla průkopníkem dlouhodobé ventilační podpory.

Později byl Fellův – O'Dwyerův aparát upraven Rudolphem Matasem. Úprava spočívala v tom, že současně bylo možné provádět UPV a aplikovat páry anestetik do dýchacích cest, což umožňovalo udržovat kontinuální anestezii během UPV.

Této modifikace užíval George Morris Dorrance, pomocí níž provedl několik resuscitací a též ho využíval k léčbě poranění plic a pleury. Dorrance ale vyzoroval, že užívaná laryngální kanyla je citlivá na dislokaci, což ho v roce 1910 vedlo k použití tracheální rourky s manžetou. Tato metoda byla shledána jako nejefektivnější prevence proti úniku vzduchu při insuflaci.

V roce 1905 v Evropě bylo Braunerem vytvořeno zařízení podobné helmě, která byla připojená na ručně poháněný kompresor. Hlava pacienta se umístila do vzduchotěsného kontejneru, kde mu poté kolem krku byla nafouknuta těsnící manžeta. Anestetikum se podávalo maskou umístěnou rovněž uvnitř komory a v komoře byl poté vytvořen kontinuální přetlak. Anesteziolog měl ruce též uvnitř komory a byly vzduchotěsně odděleny od okolí. Zařízení bylo schopno provádět ventilaci pozitivním přetlakem a dokonce zde byla možnost vytvoření pozitivního tlaku na konci expira.

Na základě tohoto vynálezu vytvořili američtí chirurgové H. Janeway a N. Green řadu mechanických ventilátorů, které pracovaly s pozitivním přetlakem. Prvním zařízením byla modifikace Brauerovy komory, kde navíc byla doplněna ventilem umožňujícím rytmickou insuflaci plynů a fluktuaci tlaku. Další přístroje pak měly široké rozmezí hodnot dechové frekvence, dechového objemu a poměru inspira a expira. Takový přístroj byl schopen ventilace kurarizovaného psa až 4 hodiny. [4]

3.1.7 Meziválečná a poválečná přístrojová ventilace

Ve 30. letech byla v hrudní chirurgii používána anestezie s užitím přtlaku. Tato metoda měla zabraňovat kolapsu plicí během výkonu. Výdechová část okruhu byla ponořena do lahve s vodou, do níž byla ponořena pomocí gumové hadice napojené na skleněnou trubici, s níž byla výdechová část okruhu spojena. Díky hloubce ponoření se vytvořil pozitivní přetlak na konci expira a to o hodnotách mezi +3 cm H₂O a +8 cm H₂O. Míra rozepnutí plicí byla kontrolována opakovaným vynořováním a zanořováním skleněné trubice do vody. Užitečnost této UPV popsal ve své práci v roce 1932 Ralph Waters. Poukázal na fakt, že ventilace pozitivním přetlakem zabraňuje kolapsu plicí během hrudního výkonu a jako první tak užil termínu "controlled respiration".

Crafoord byl s vývojovým inženýrem firmy AGA C. E. Andersonem tvůrci vzduchem poháněného ventilátoru, který nesl název „*Spiropulsator*“. Crafoord byl v roce 1939 pozván do Los Angeles, aby tam demonstroval metodu přístrojově řízené ventilační podpory během výkonu na otevřeném hrudníku. Jenže se nedočkal úspěchu, protože americká společnost přístrojově řízenou ventilaci označila za nebezpečnou.

V roce 1940 společnost AGA vyrobila první komerční „*Spiropulsator*“. Ve Švédsku se během války dočkal hojného užívání. Bohužel za druhé světové války ho nebylo možno vyvážet mimo Švédsko, proto dánský lékař Trier Mørch sestrojil vlastní ventilátor. Zařízení obsahovalo válec a píst, který byl poháněn elektromotorem, a pomocí reostatu pak bylo možné nastavit frekvenci ventilátoru.

Tento přístroj byl v Dánsku v letech 1940 - 1949 běžně klinicky využíván v hrudní chirurgii.

V roce 1955 došlo k sestrojení „*Autoanesthetonu*“ Jackem Fruminem a Arnoldem Lee. Přístroj měl servo kontrolu oxidem uhličitým a dokonce byl sestrojen tak, aby udržoval stejnou hodnotu oxidu uhličitého ve vydechované směsi, a to bylo možné díky generování variabilního dechového objemu. Oba pak poukázali na fakt, že i když je ventilace prováděná s dostatečnou koncentrací kyslíku, tak i přesto u řady nemocných nebylo dosahováno takové oxygenace, jak předpokládali. Použitím pozitivního přetlaku na konci výdechu o hodnotě +7 cm H₂O situaci zlepšilo. A tak již v roce 1957 bylo prvně použité přístrojové PEEP, což ale bylo o dvanáct let dříve než byla tato technika byla popsána McIntyrem. I přesto, že tento přístroj disponoval unikátními vlastnostmi, bohužel se nedočkal širšího použití.

Poptávka na ventilátory narůstala a tak v roce 1964 zkonstruoval Jack Emerson první americký pístový ventilátor „*Post-op ventilator*“. Byla zde možnost měnit poměry nádech : výdech díky elektronické kontrole. A tak se díky tomuto prvnímu použití elektroniky ve ventilátorech nastínil další vývoj. [4]

3.1.8 Vývoj od 60. let 20. století

Vývojový směr ventilátorů měl dva proudy. Prvním proudem se staly ventilátory využívající se v anesteziologické praxi. Tyto ventilátory měli přední vlastnosti jako spolehlivost, jednoduchost a především byly ekonomické. Druhý proud pak představoval již komplikovanější přístroje, které se využívali v resuscitační péči. Díky těmto vývojům se dají konvenční dýchací přístroje rozdělit do čtyř generací.

První generace jsou zastoupeny prvními pneumatickými a mechanickými ventilátory, které neměly žádné elektronické součásti. Šlo o jednoduché přístroje pracující s konstantním proudem plynu. Bohužel konstantní objem se podílel na traumatizaci plicní tkáně a navíc nebral v potaz spontánní dechovou aktivitu pacienta. Proto ventilace tímto ventilátorem vyžadovala hlubokou sedaci nebo relaxaci. Další vývojový krok usiloval o přístroj, který by dokázal akceptovat dechové úsilí pacienta.

Druhá a třetí generace představila ventilátory s elektronickými komponentami, kde třetí generace byla význačná pro využití mikroprocesorů. Díky mikroprocesoru lze regulovat elektromagnetické ventily, což dává možnost k rozšíření ventilačních režimů. Jsou zde velmi citlivé průtokové či tlakové snímače detekující spontánní nádechy pacienta. Též jsou tyto ventilátory schopné lépe přizpůsobovat otevírání ventilů v souladu s dechovým úsilím nemocného.

Poslední čtvrtá generace se představila v podobě multimikroprocesorových ventilátorů. Tyto ventilátory umožňují použít tzv. hybridní ventilační režimy a individualizovat nastavení dle zpětné vazby. Tato generace ventilátorů je zatím poslední, nicméně vývoj ventilační techniky jde stále dopředu a tak můžeme očekávat inovativní novinky v této oblasti. [4]

3.2 Konstrukce současných ventilátorů

3.2.1 Zdroj pohonu

Zdroj pohonu může být dvojího druhu a to zdroj pneumatický a zdroj elektrický. V prvním případě, tedy pneumatického zdroje, se jedná o energii, která je akumulovaná stlačením plynu. Plyn je pak dostupný buď z centrálního rozvodu, nebo z tlakové láhve. Ve druhém případě, zdroj elektrický, se jedná o elektrickou energii pohánějící turbínu nebo elektromotor ve ventilátoru. Typ elektrického zdroje je častější. [4]

3.2.2 Řídící jednotka

Řídící jednotka koordinuje činnost veškerých jednotlivých komponent přístroje a zároveň ovládá řídicí výstupní ventily, tj. pohonné zařízení.

Konstrukční řešení řídicí jednotky

Podle toho, jak je řídicí jednotka řešená, jsou označovány generace ventilátorů. Přístroje jsou podle generací rozlišené do čtyř skupin.

I. generace je charakterizována mechanickou řídicí jednotkou. U II. generace je použita částečně elektronická řídicí jednotka, jejíž použití umožňuje užití jednoduchých alarmů pro kontrolu činnosti přístroje. Příkladem této generace přístrojů je většina soudobých anesteziologických ventilátorů. III. generace je význačná užitím mikroprocesorů, které umožňují elektronickou zpětnou vazbu k regulaci činnosti řídicích ventilů a to na základě údajů snímaných ventilátorem. IV. generace přístrojů je konstrukčně řešená tak, že je možné současně řídit více řídicích proměnných a je zde pak možnost realizace tzv. hybridního ventilačního režimu. Sem patří většina užívaných ventilátorů v intenzivní a resuscitační péči.[4]

Řídící proměnné

Pomocí řídicí proměnné řídicí jednotka zajišťuje řízení činnosti přístroje a to v závislosti na daném typu ventilačního režimu. Řídící proměnné mohou být tlak, průtok, objem a čas. Díky řídicí jednotce je upraven průtok řídicím ventilem přístroje a to podle řídicí proměnné. Upraven je tak, aby řídicí proměnná byla konstantní anebo měla definovaný průběh na základě sledování určitého limitu.[4]

Fázové proměnné

Jedná se o parametry vyhodnocené přístrojem, aby jím pak byly rozpoznány fáze dechového cyklu. Též lze říci, že je regulací pro řídicí proměnnou. Mezi fázové proměnné patří zahájení inspiria, limitování, cyklování a rozpoznání fáze expiria.

Inspirium může být zahájeno detekcí vlastního úsilí ventilovaného, kdy se toto dá nazvat tzv. spouštěním, nebo-li triggering. Dalšími možnostmi zahájení inspiria

může být sledováním tlaku či průtoku v okruhu ventilátoru. Při řízeném dýchání se pak zahajuje sledováním času.

Limitování je přechod mezi fázemi inspira nastavením určitého limitu. Při některých možnostech ventilace může dojít k ukončení inspiračního průtoku dříve, než-li uplyne doba inspira, která je nastavená. Ventilátor pak přeruší inspirační průtok plynů, ale nepřechází do expirační fáze. Jako příklad zde může sloužit mechanický dech s konstantním inspiračním průtokem, kde řídicí veličina je průtok. Zadané kritérium limitující proměnné, což je v tomto případě maximální inspirační tlak či velikost dechového objemu, je splněno ještě před uplynutím doby inspira. Přeruší se tak inspirační proudění plynů a přístroj přejde do inspirační pauzy. Můžeme pak rozlišovat limitování tlakové, objemové a průtokové.

Cyklování je přechod z inspira do expira, a to v případě, že jsou splněny podmínky pro určitý ventilační režim použitím cyklovací fáze proměnné. Fázové proměnné pro cyklování mohou být tlak, objem, průtok nebo čas. Podle toho, jak je ventilátor konstruovaný, lze nastavit inspirační pauzu samostatně. K inspirační pauze pak dochází, jsou-li splněny podmínky pro cyklování. V případě cyklování časem se pak inspirium prodlužuje na úkor času expira. U přístrojů, kde není možné nastavit inspirační pauzu samostatně, k ní dochází při splnění podmínek limitace a to před ukončením nastavené doby inspira. Při této možnosti pak dochází k inspirační pauze v rámci zadané doby inspira. Příkladem pak může být ventilace typu VCV, kdy je limitování objemem a cyklování časem.

K rozpoznání fází expira využívají některé ventilátory sledování času či průtoku nebo z nich kalkulovaný objem. [4]

3.2.3 Zařízení k modulaci expiria

Pozitivní endexpirační tlak - PEEP

V praxi se můžeme setkat s dvěma podobami. První je v podobě samostatného externího PEEP ventilu, který je používán u starších typů přístrojů. PEEP ventil má za úkol zabránit poklesu tlaku v dýchacích cestách pod určenou úroveň po dobu expiria. Většina externích PEEP ventilů se chová jako takzvané průtokové rezistory. V tomto případě je generování výše PEEP závislé na aktuální velikosti průtokových plynů. Druhá je v podobě proporcionálně řízených expiračních ventilů, které jsou řízeny mikroprocesorem a ovládány jsou elektronicky nebo pneumaticky. Odpor se mění průběžně s průtokem plynů přes ventil a tím je pak udržen konstantní tlak v dýchacích cestách. [4]

3.2.4 Systém alarmů a další bezpečnostní prvky

U moderních přístrojů je využíván systém tzv. hierarchie alarmů. Jsou definovány 3 - 4 stupně alarmů, ale toto pak závisí na typu ventilátoru. Na nejvyšším stupni stojí tzv. kritický alarm, který se obvykle spouští v případě poruchy přístroje.

Zajištění bezpečnosti umělé plicní ventilace je mimo alarmů realizováno v podobě záložního zdroje elektrické energie, antiasfyktického ventilu (při poruše přístroje zajišťuje otevření okruhu do atmosféry) či záložního ventilačního režimu.[4]

4 KAPNOMETRIE

Měření oxidu uhličitého (CO_2) se provádí pomocí infračervené spektrofotometrie. Principem metody je schopnost oxidu uhličitého absorbovat infračervené světlo vlnové délky 4,26 μm . Před měřením se provádí kalibrace testovacím plynem. Při měření se vyzařuje světlo dané vlnové délky. Díky tomu se změří rozdíl absorpce mezi testovacím plynem a vydechovanými plyny. „*Množství absorbovaného světla je přímo úměrné počtu molekul CO_2 obsažených ve směsi.*“ [7] Naměřené hodnoty se pak udávají v jednotkách parciálního tlaku (kPa, mmHg) nebo jako koncentrace v procentech. [7]

Podle způsobu odběru vzorku plynu se analyzátory plynů dělí na mainstream a sidestream analyzátory.

U mainstream analyzátorů je analyzační kyveta spolu s CO_2 senzorem umístěna co nejbližší dýchacím cestám pacienta, tj. je vřazena přímo do dýchacího okruhu. Kyveta je prosvěcována zdrojem infračerveného záření a absorpce záření molekulami plynu je hodnocena na opačné straně kyvety. Aby nedošlo k ovlivnění výsledků kvůli srážení par v oblasti senzoru, je čidlo vyhříváno na 39°C. Výhodou tohoto systému je analýza plynů přímo v okruhu, tudíž jsou výsledky měření rychle k dispozici. Nevýhodou je větší hmotnost měřicí hlavice. Ta působí větším tahem na tracheální rourku, což může vést při její nedostatečné fixaci ke změně její polohy. [6, 7]

U sidestream analyzátorů je vzorek plynů kontinuálně nasáván pomocí tenké plastové hadičky z dýchacího okruhu přímo do kapnometru. V kapnometru je absorpční komůrka, kam se vede plyn pomocí kapiláry, která má stěnu nepropustnou pro CO_2 . Výsledky mohou být ovlivněny, pokud je systém vedení příliš dlouhý. Dochází tak k mísení plynů z dechů po sobě následujících. Dále je nutné zabránit průniku vodního kondenzátu přívodnou hadičkou do měřicí komůrky. Výhoda tohoto systému je, že pacient nemusí mít invazivně zajištěné dýchací cesty. U takových pacientů je pak přívodná hadička zavedena do nosního vchodu. Tento systém se využívá u anesteziologických přístrojů, kde kromě koncentrace CO_2 vyhodnocují i koncentrace anestetických plynů. [7]

4.1 Klinické využití kapnometrie

Díky kapnometrii lze spolehlivě určit, je-li tracheální rourka zavedena do jícnu nebo trachey. Pokud je rourka zavedena do jícnu, jsou naměřené hodnoty ETCO_2 velmi nízké. Existuje možnost, kdy se během několika málo dechových cyklů mohou zpočátku objevit vyšší koncentrace CO_2 . A to v případě, kdy je žaludek naplněn větším množstvím CO_2 , což je možné po požití nápojů syčených CO_2 . I přesto, že je tracheální rourka zavedena správně, nemusí se zobrazit hodnota CO_2 . Tato situace může být spojena se srdeční zástavou nebo extrémním bronchospasmem.

Kapnometrie dále slouží jako ukazatel účinnosti kardiopulmonální resuscitace. Nastane-li srdeční zástava, přestanou být plíce perfundovány, CO_2 nepřechází do alveolů a ETCO_2 je velmi silně sníženo. Jestliže je srdeční masáž efektivní, CO_2 opět přechází do alveolů. Pro obnovení spontánního oběhu svědčí vzestup ETCO_2 na 4 – 5%. Zůstává-li hodnota ETCO_2 pod 1%, musíme uvažovat o možné příčině jako je přehlédnutá intubace do jícnu, nedostatečné prokrvení plic v důsledku chybně prováděné srdeční masáže nebo obturace rourky. [7]

4.2 Přesnost kapnometrie

Problémem při přesnosti měření CO_2 mohou být vodní páry. Přívodná hadička k CO_2 monitoru může být obturována kondenzovanými vodními parami nebo sekrety. Dále mohou snížit průhlednost kyvety a znehodnotit tak měření. Další možnost chybného měření nastává v případě, že se před měřením vydechovaný plyn nasycený vodními parami v přístroji vysuší. Výsledek koncentrace CO_2 je falešně vyšší.

Dalším problémem může být velmi vysoké hodnoty PEEP. Vysoké hodnoty PEEP mohou vést k vzestupu tlaku v kyvetě kapnometru. Zvyšuje se tak pCO_2 zhruba o 1 mmHg na každých 15 cm H_2O PEEP. Proto je výhodou používat přístroj měřící CO_2 přímo senzorem, protože tímto problémem netrpí.

Reakční čas přístroje je důležitým faktorem při měření CO₂. Přístroj se sidestream analyzátozem naměří výsledky se zpožděním. Je to dáno jejich konstrukcí (větší délka a průměr spojovací hadičky, dále vzdálenost místa odběru vzorku a vlastního čidla), viskozitou plynů a velikostí průtoku. U přístrojů s mainstream analyzátozem je zpoždění dáno pouze trváním vlastního měření. [7]

5 PULSNÍ OXYMETRIE

5.1 Historie pulsní oxymetrie

Metoda pulsní oxymetrie byla vynalezena roku 1972 japonským bioinženýrem Takuem Aoyagim. Použil nápadu, kde pulsující změny světla vedou ke zjištění nasycení arteriální krve kyslíkem. Aoyagi však původně pracoval na ušním hustoměru, který by sloužil k zaznamenávání barevného rozředění křivek. Dá se tedy říci, že pulsní oxymetrie byla vynalezena v podstatě náhodou.

Takuo Aoyagi se narodil 14. 2. 1936 v Niigatské prefektuře v Japonsku. V roce 1958 úspěšně dokončil studium na inženýrské fakultě Niigatské univerzity, kde jeho oborem byla elektrotechnika. Po promoci pracoval ve společnosti Shiazu a poté v roce 1971 se připojil k vývojářské divizi jedné z vedoucích společností v medicínské technice Nihon Kohden. Výzkum, kterým se zabýval, byl zaměřen na vývoj přístroje pro monitoraci srdeční frekvence plodu v průběhu těhotenství, monitoraci elektrické bioimpedance při dýchání a monitorování srdečního výdeje. Tento přístroj měl pracovat na principu, kdy je možné vypočítáním barevné diluce změřit výše zmíněné hodnoty. A to vše za použití vylepšeného ušního zařízení.

Na začátku 70. let se Aoyagi zabýval výzkumem o výpočtu srdečního výdeje za pomoci barevného ředění. Vyvinul tedy technologii určující vlnové délky světla, které jsou schopné proniknout skrze krev. Zajímavé na tom bylo to, že světlo určující vlnovou délku, protékalo skrze externí kyvetu, kde následně byla vlnová délka změřena. Ovšem jeho záměr, vypočítat pomocí této technologie srdeční výdej bylo naprosto nemožné, protože signál pronikajícího světla se zaznamenával jako pulsující změny. Aoyagi se proto snažil vymyslet způsob, kterým by odstranil tyto pulsující změny. Proto využil způsobu, kdy elektricky odečetl pulzní signál detekovaný na vlnové délce 900nm (infračervený signál) od snímaného červeného signálu na vlnové délce 630nm. Nicméně si s kolegou všimli, že zrušení těchto změn je kolísavé, což bylo pravděpodobně způsobeno změnou saturace kyslíkem. Naštěstí pro objev pulzní oxymetrie si Aoyagi dále

všiml, že vlivem denaturace způsobené zvýšenou opustností infračerveného světla při klesající propustnosti červeného světla, mělo velký předpoklad pro „kažení“ jeho barevně ředěné křivky. Toto „kažení“ barevných křivek však přímo vedlo k objevení pulzní oxymetrie. To vše bylo příkladem přísloví „Co pro jiného může znamenat hluk, pro někoho jiného to může znamenat signál.“ Tímto objevem byl Aoyagi zaujat a pracoval téměř na totožné práci jako Wilikan a Wood. Vycházel z faktu, že starší oxymetry pracovaly na principu porovnání signálu červeného světla se signálem infračerveného světla o vlnové délce 805nm, též nazývaná jako isosbestická vlnová délka. Ovšem v isosbestické vlnové délce nemá kyslík vliv na optickou hustotu hemoglobinu. Aoyagi naštěstí pokračoval v použití vlnové délky 900nm, protože doufal, že vyvine dvouúčelový ušní měřič, který bude sloužit jak pro měření saturace, tak pro měření ředící křivky.

Byl si vědom příležitosti, která vznikla z povyku kolem jeho barevně ředěných křivek. Chtěl z nich vytvořit signál pro měření saturace krve kyslíkem. Dále Aoyagi přišel s nápadem, že využije pouze pulsujících změn ve světle pronikajícím živou tkání, což by vedlo ke spočítání arteriálního nasycení kyslíkem. Uvědomil si, že tyto změny propustnosti světla na všech vlnových délkách by mohlo být způsobeno pulsujícími změnami krevního oběhu. A tak odstranil z analýzy „nepředvídatelnou“ absorpci světla tkáněmi, kostmi, kůží a pigmentu. Právě tohle byl klíčový nápad, který umožnil vývoj přístroje, který nevyžaduje žádnou kalibraci. Měl pouze počáteční tovární nastavení, kde se vycházelo z teorie, že každá lidská krev má stejné optické vlastnosti v červených a infračervených pásmech používaných v oxymetrii. Chirurg Susumu Nakajima na počátku roku 1973 slyšel od Aoyagiho vedoucího Sugiyama o jeho nápadu. Proto Nakajima objednal u společnosti Nihon Kohden tento přístroj, který chtěl vyzkoušet v praxi u pacientů.

První prototyp pulsního oxymetru byl vytvořen Aoyagim mezi začátkem 1973 a březnem 1974. Přístroj byl pak použit Nakajimou a jeho spolupracovníky v Sapporo Minami National Sanatoriu. V roce 1975 byl k dispozici první komerční přístroj OLV-5100 (příloha č. 10), který měl podobu ušního oxymetru. Nicméně společnost Nihon Kohden přestala nadále přístroj vyvíjet a nepokusila se o prosazení patentu v zahraničí. V roce 1971 společnost Camera Minoruta (ve Spojených státech známá jako Minolta) vyvinula podobné zařízení a uvedla ho na

trh jako Oximet MET-1471 (příloha č. 11), kde použili sondu na prst s optickým kabelem. Nakajima ji testoval a v roce 1979 prvně popsal pulsní oxymetr využívající sondu na prst.

Zásluhy na enormním zájmu pulzní oxymetrie patří anesteziologovi Williamu New ze Standfordské univerzity. William New s inženýrem Jackem Lloydem založili Nellcor Incorporated. New viděl potencionální význam pulzní oxymetrie a na trh tento přístroj uváděl jako pohodlné a přesné zařízení na sledování saturace krve kyslíkem a to nejen na operačních sálech, ale i pro oddělení, kde jsou pacienti pod sedativy, v bezvědomí nebo pokud je organismus jakýmkoliv způsobem omezen ve schopnosti regulovat dodávku kyslíku. [8]

5.2 Princip pulsní oxymetrie

„Standardními monitorovacími metodami pro odhad úrovně oxygenace pacienta je tzv. nepřímá absorpční metoda pulsní oxymetrie, kterou neinvazivně určíme saturaci hemoglobinu kyslíkem v systémové arteriální krvi.“ [6]

Princip pulsní oxymetrie je založen na rozdílném pohlcování (absorpci) infračerveného záření hemoglobinem a oxyhemoglobinem při průchodu záření tkání. Pulsní oxymetr sestává z neinvazivního čidla, které přijímá a zároveň vysílá záření. Toto čidlo se aplikuje tak, aby prosvítlo akrální část těla, nejčastěji však prst ruky či ušní lalůček. [6]

Zdrojem světelného záření jsou elektroluminiscenční diody (LED). V pulsní oxymetrii se využívají pro své vlastnosti – malý rozměr, nízká spotřeba energie s generováním záření v širokém rozsahu vlnových délek, a to od viditelného až po infračervené světlo. Díky těmto vlastnostem si můžeme zvolit LED diodu, vyzařující světlo o dané vlnové délce, což jsou v našem případě vlnové délky 660 a 940 nm. [9]

Absorpce záření se hodnotí na výše uvedených vlnových délkách. Při průchodu tkání je záření absorbováno arteriální krví, venózní a kapilární krví a tkání. Přístroj je schopen rozlišit složku arteriální krve od krve venózní a kapilární a od ostatní tkáně. Přitom se zároveň vychází z předpokladu, že pulzující charakter má pouze

složka arteriální. Absorpci záření je pak možné rozdělit na dvě absorpce rozdílných složek, a to na absorpci, která přísluší pulzující složce (AC) a na absorpci příslušející nepulzující složce (DC). Absorpce je pak vyhodnocována na obou vlnových délkách. Z obou naměřených absorpcí je pak určen podílový koeficient S:

$$S = \frac{AC660/DC660}{AC940/DC940}$$

„Tento koeficient odpovídá podílu absorpce záření hemoglobinu a oxyhemoglobinu v arteriální krvi. V přístroji je paměťově uložena standardní empiricky stanovená závislost podílového koeficientu na procentuální přítomnost oxyhemoglobinu v krvi (saturaci hemoglobinu kyslíkem), a z této závislosti je koeficientu přiřazena příslušná hodnota saturace.“ [6]

5.3 Sondy v pulsní oxymetrii

V pulsní oxymetrii se využívají dva typy sond – transmisní a reflexní. Nejvíce užívaná je metoda transmisní. Oba světelné prvky jsou uloženy na protilehlých stranách části těla. Aby se zaručila co nejkratší dráha světla k detektoru, tak procházející světlo z emitoru dopadá kolmo na detektor. Detektor pak změří intenzitu procházejícího světla, která je závislá na objemu arteriální krve. Protože se množství krve mění se srdečním pulsem, tak spolu se saturací se zobrazuje informace o srdečním rytmu. Limitem transmisní metody je šířka měřené tkáně.

Reflexní oxymetrie je založena na odrazu světelného signálu od pohybujících se erytrocytů a tkání. Odražené světlo se pak vrací zpět do detektoru. V tomto případě jsou zdroj světla a detektor umístěny vedle sebe. Sonda se dá přikládat na libovolné místo na těle, nejčastěji však na hrudní kost či na čelo. [9]

5.4 Komplikace monitorace

Komplikace monitorace jsou popisovány jako hranice metody. Tyto hranice mohou v určitých klinických situacích zkreslovat naměřené hodnoty saturace. Patří sem rychlé změny saturace, kdy přístroj reaguje se zpožděním 7 – 20 sekund. V situaci, kdy nastane zástava dechu, klesají hodnoty poměrně pozvolna. [10]

Další hranicí metody je neschopnost odlišit rozdíl mezi oxyhemoglobinem a karboxyhemoglobinem. Přístroj je totiž schopen rozlišit deoxygenovaný a oxygenovaný hemoglobin. Přítomnost karboxyhemoglobinu (COHb) a methemoglobinu (MetHb) v krvi nám udává falešně vysoké hodnoty. [7]

Měření pulsním oxymetrem může být limitováno několika faktory. Tyto faktory by měl znát každý zdravotnický pracovník. Mezi faktory, ovlivňující měření, patří:

- 1) Nedostatečné prokrvení – tato situace může nastat v případě, že měříme tlak na stejné končetině, kde máme umístěnou sondu. To pak může způsobit nedostatečný přítok krve do periferie. Dalšími možnostmi je hypotenze, vzniklá na podkladě šokového stavu či hypotermie, která je spojená s vazokonstrikcí cév.
- 2) Anémie – při větším snížení hladiny hemoglobinu v krvi může vést k chybě při měření. Toto zatím není spolehlivě vědecky ověřeno.
- 3) Exogenní vlivy – vlivem pohybu či třesu pacienta (spíše místem, kde má umístěnou sondu) vznikají tzv. pohybové artefakty. Těm lze jednoduše zamezit použitím nalepovací sondy.
- 4) Barevný lak na nehty – pokud použijeme pro snímání saturace sondu na prst, je zde možnost získat falešně nízké hodnoty a to především v případě, že pacient má nalakované nehty modrou, zelenou nebo černou barvou. [7, 10]

5.5 Současné možnosti monitorace pulsní oxymetrií

5.5.1 Intrapartální fetální pulzní oxymetrie

Intrapartální fetální pulzní oxymetrie (IFPO) je jednou z využívaných metod k upřesnění diagnostiky hypoxie plodu vznikající v průběhu porodu. To pak může vést ke smrti nebo k poškození plodu s trvalými následky. Významnou schopností této metody je odhalení hypoxie plodu i v případě fetální srdeční arytmie.[11]

Pro použití IFPO se užívá modifikovaného senzoru (příloha č. 12), který má lineárně uložené světlo emitující diody a detektor. Senzor je umístěn na konci zhruba 35 cm dlouhého zavaděče, který je flexibilní a na jehož konci je senzorová ploška. Sonda se pak zavede prostupným děložním hrdlem, respektive brankou, do dutiny děložní. Ploška senzoru se umístí na tvář plodu (příloha č. 13). Pokud je poloha plodu KP (koncem pánevním), senzor umisťujeme na hýždě. Je třeba dokonalého kontaktu senzoru s kůží plodu, proto dobré umístění má zásadní význam. Z tohoto důvodu bylo vynalezeno několik možností, jak fixovat senzor k hlavičce plodu – speciální tkáňové lepidlo, modifikovaná spirální elektroda, různé spony či nafukovací balony, které se umisťují mezi senzor a stěnu děložní. K detekování správného kontaktu nám slouží odporové čidlo. V okamžiku, kdy zachytíme dobrý signál, se odstraní ze zavaděče kovová výztuha. Tím se sonda odlehčí a stane se flexibilnější. Konec sondy vyčnívající z rodidel se pak fixuje náplastí ke stehnu rodičky. [12, 11]

Získaná hodnota může být zkreslena přítomností mekonia v plodové vodě, vytvořením porodního nádoru, špatné umístění senzoru a to přímo nad pulzující arterií a v neposlední řadě pak vadným snímačem. Nejčastějším problémem v praxi je opakované znovuzavedení sondy v případě jejího vypadnutí. Pokud tato situace nastane, je indikováno použít sondu novou, sterilní. Vysoká cena sondy vede k diskuzím o resterilizaci, ovšem sondy jsou správně určeny pouze k jednorázovému užití. Komplikací může být otlak v místě umístění senzoru, který ale do 24 hodin po porodu mizí. [11, 12]

6 EKG

6.1 Historie elektrokardiografie

Willem Einthoven je považován za otce elektrokardiografie. Byl narozen 21. 5. 1860 v Semarangu na Jávě (dnešní Indonésie). Jeho otcem byl Jacob Einthoven (původem z Nizozemí) a pracoval jako armádní lékař a jeho matka Louise M. M. C. de Vogelová byla dcerou vysokého finančního úředníka. Ve Willemově 10-ti letech zemřel jeho otec a matka se rozhodla pro odstěhování se do Nizozemska.

Po ukončení střední školy se v roce 1878 stal studentem medicíny na Lékařské fakultě Univerzity v Utrechtu, aby tak pokračoval ve šlépějích svého otce. Ovšem během studia se projevila jeho schopnost nejen pro medicínu, ale i pro výzkumnou činnost. V tehdy proslulé nemocnici „Gasthuis voor Oogliddeers“ se stal asistentem lékaře H. Snellena. Svoji první studii vypracoval pod vedením anatoma W. Kostera a nesla název „Poznámky k činnosti loketního kloubu“. Po této první studii se dále věnoval výzkumu v očním lékařství a optice, a tak pod vedením fyziologa Donderse vypracoval studii „Stereoskopie s využitím barevného spektra“, která byla v roce 1885 publikována jako práce doktorská. Téhož roku přijal pozvání profesora fyziologie A. Heynsiusaz Leidenské univerzity. Zde také v roce 1892 publikoval svou první důležitou studii nesoucí název „O funkci bronchiálních svalů sledovaných novou metodou“. Tato práce dosahovala velkého uznání a byla publikována v Nagelově učebnici fyziologie. I přesto však nezanevřel na výzkum v optice, kde se staly světově známé jeho publikace. Jsou to například „Jednoduché fyziologické vysvětlení různých geometricko-optických iluzí“, „Akomodace lidského oka“ a dokonce i práce, na které se podílel i W. A. Jolly „Tvar a velikost elektrické odpovědi oka na světelný stimul různé intenzity“ z roku 1908.

Rozhodujícím faktorem v rozvinutí jeho talentu se stala možnost registrovat akční potenciály srdce za použití kapilárového elektrometru. V roce 1891 se setkal s prací Burdon – Sandersona a Augusta Wallera. Tito vědci používali k registraci změn potenciálů tzv. Lippmann kapilárou elektrometr. Výsledkem této práce bylo,

že kapilarometrická křivka nezobrazovala reálný průběh akčního potenciálu v aktuálním čase. Dalším výsledkem bylo výrazné zkreslení křivky a to hlavně v jejích zlomových bodech. Einthoven se tedy začal věnovat studiu fyzikálního principu kapilárového elektrometru, aby vyvinul metodu zajišťující objektivnost a reprodukovatelnost měření. Snahou byla matematická korekce chyb, které byly způsobeny důsledkem rigidity měřicího přístroje. Chyby spočívaly v tom, že ostré vysoké kmity se registrovaly jako oblé pomalé vlny. Popsal tedy veškeré matematické korekce a jeho výzkum se zaměřil na vyvinutí měřicího přístroje, kde výsledek není třeba upravovat jakoukoliv matematickou operací.

V roce 1894 vynalezl jednoduchou metodu pro korekci křivky a následujícího roku díky této korekci získal skutečnou podobu EKG a to za pomoci derivace kapilarometrické křivky, kde kmity a vlny získaly označení P, Q, R, S, T, U. Využití elektrokardiografie z hlediska praktické stránky by bylo možné, pokud se zkonstruuje registrační zařízení, které by dokázalo zaznamenat EKG, aniž by došlo ke zkreslení křivky. Díky tomu se zrodil nápad strunového galvanometru, jehož princip se prakticky již využíval v jiných oborech. Einthoven dokázal za pomoci strunového galvanometru zaznamenat EKG, které je přímým zobrazením derivace křivky, a která byla získána díky kapilárovému elektrometru, a zároveň je matematicky shodná s vypočtenou korekcí křivky. Ovšem Einthoven se ho snažil modifikovat pro využití ve fyziologii. Po třech letech práce v laboratoři byl zkonstruován měřicí přístroj, který byl jednak využitelný v medicínské praxi a zároveň se nedopouštěl chyb v měření.

První prezentace objevu měla odrážet fakt, že každý člověk má svoje vlastní specifické EKG. V publikaci „Le télécardiogramme“ z roku 1906 poukázal na skutečnost významnou pro medicínu, a to na takovou skutečnost, že různá onemocnění srdce mění určitým způsobem EKG. Díky tomu se věnoval kazuistikám, kde bylo diagnostikováno onemocnění srdce. Poté popsal EKG u pacientů s degenerací myokardu, hypertrofií pravé komory při mitrální regurgitaci, hypertrofií levé předsíně při mitrální stenóze. Dokonce popsal EKG při různých stupních blokády šíření vzruchu na srdci.

V roce 1908 vypracoval Einthoven studii, ve které položil základy interpretace EKG. Jeho předpokladem bylo, že vzruch se na srdci šíří jako vlna. Strunový

galvanometr byl schopen zobrazit změnu potenciálu výchylkou pod registrační elektrodou. Konstrukcí registračního systému bylo zajištěno takové nastavení, že když se vlna aktivace srdce blíží k registrační elektrodě, bude výchylka pozitivní. V opačném případě platí, že při vzdálení od registrační elektrody bude výchylka negativní. Einthoven podotkl, že převodní systém srdce má vliv na tvar EKG. Již od roku 1890 je známé místo vzniku vzruchu v srdci a ve stejném roce byl popsán i Hisův svazek. Interpretace EKG je dle Einthovena následující – vlna P je obraz šíření vzruchu ve svalovině síní, komplex QRS pak zobrazuje propagaci aktivace komor. V případě, že aktivační proces dosáhne maxima, zapíše se nulová výchylka. Když aktivace svaloviny komor ustupuje, zapíše se v podobě negativní vlny T. V letech 1906 a 1909 ve svých studiích poukázal na to, že pokud se změní místo vzruchu nebo pokud se změní postup aktivace na srdci, tak se významným způsobem změní i tvar EKG.

Dnes je to více než sto let, kdy Einthoven publikoval první záznam EKG u člověka a položil tak i základy klinické elektrokardiografie. V době první registrace EKG u lidí se těžko mohl předpokládat budoucí význam elektrokardiografie, ale Einthoven byl od začátku přesvědčený o důležitosti informační hodnoty EKG. Význam a dosah jeho objevu byly vědeckým světem ohodnoceny v roce 1924, kdy za objevení principu elektrokardiografie dostal Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu. [13]

6.2 Elektrofyziologické vlastnosti srdečního svalu

Elektrofyziologické vlastnosti srdce jsou souborem činností, které se podílejí na zabezpečení jeho náročných hemodynamických úloh. Mezi tyto vlastnosti patří excitabilita, automacie a konduktivita. [14]

Excitabilita, nebo-li dráždivost, spočívá ve schopnosti reagovat na elektrické podněty depolarizací (též označováno jako excitovaný stav). Při tomto jevu dochází ke změně propustnosti buněčné membrány pro ionty, které ji obklopují. Jedná se o ionty draslíku (K^+), sodíku (Na^+) a vápníku (Ca^{2+}). V klidovém stavu je povrch buněčné membrány elektropozitivní, uvnitř je pak elektronegativní. Klidový elektrický potenciál mezi povrchem a vnitřkem buňky dosahují hodnoty $-90mV$. Elektrický podnět, který nalezne svalovou buňku v klidovém stavu, způsobí náhlou změnu v podobě propustnosti buněčné membrány pro ionty Na^+ . Ionty Na^+ pak vstupují dovnitř buňky, kde způsobí rychlou změnu polarity buněčné membrány a zároveň způsobí změnu elektrického potenciálu z $-90mV$ na $+30mV$. Ve fázi depolarizace akční potenciál pomalu klesá. V této fázi dochází ke vstupu iontů Ca^{2+} . To se děje jak pasivně, kde dochází k záměně Ca^{2+} za ionty Na^+ , tak aktivně (aktivní vstup). Repolarizace pak počíná v době, kdy hodnota akčního potenciálu dosáhne hodnoty 0. Proces repolarizace probíhá ve dvou fázích. První fáze se vyznačuje prudkým poklesem akčního potenciálu z 0 na $-90 mV$. Dochází zde k přechodnému zvýšení propustnosti buněčné membrány pro ionty K^+ , které vnitřek buňky opouštějí. Tento proces je prvotním signálem této rychlé změny. Druhá fáze repolarizace je pozvolná, kdy dochází ke znovuobnovení iontové rovnováhy mezi Na^+ a K^+ . Toto vyústí opět do klidového polarizovaného stavu. [15, 14]

Automacie se vyznačuje schopností tvorby vzruchu přímo v srdci. Dále udržuje rytmickou činnost srdce, a to i v případě přerušení nervových drah a určitou dobu i po vyjmutí srdce z organismu. Centrum s nejvyšším stupněm automacie je sinoatriální uzel (Keith-Flackův), který je též označován jako udavač kroku. SA uzel je uložen v pravé síni subperikardiálně při ústí horní duté žíly a fyziologicky vytváří vzruchy o frekvenci 60 – 100/min. Přímo jeho středem prochází větev

koronární tepny, která je důležitá pro zpětnou informaci o velikosti průtoku v aortě a pulzové frekvenci. [14]

Konduktivita (vodivost) je schopnost vést vzruch. Buňky myokardu jsou vzájemně propojené, funkčně tedy tvoří tzv. syncytium. Syncytium, též také soubuní, je mnohojaderný útvar vznikající porušením jaderných membrán sousedních buněk. Tím dojde ke splynutí jejich cytoplazem a ve výsledku vznikne buňka o více jádrech. To, že buňky myokardu tvoří funkčně syncytium, umožňuje snazší přenos vzruchu z jedné buňky na druhou. Transformovaný myokard vytváří převodní systém srdeční, který je specializovaný na převod vzruchu v srdci. Rychlost přenosu vzruchu v srdci není stejná. V síních dosahuje 1000 mm/s. V atrioventrikulárním uzlu (AV uzlu) se pak rychlost převodu zpomalí na 200 mm/s a to proto, aby síně měly čas na ukončení kontrakce. Hisův svazek a Tawarova raménka pak rychlost převodu znovu zvýší, kdy pak v Purkyňových vláknech rychlost převodu dosahuje až 4000 mm/s. Pracovní myokard obou komor, na rozdíl od transformovaného, vede vzruch až 10-ti násobně pomaleji, a to rychlostí 400 mm/s. [14]

Veškeré tyto procesy vyžadují energii. V tomto případě je energie v podobě ATP, které si myokard syntetizuje ve svých mitochondriích. [14]

6.3 Elektrody EKG

Srdeční sval se v konečném výsledku chová jako jediné svalové vlákno. Při podráždění šířící se srdcem ze síní na komory vznikají potenciální rozdíly. Tyto rozdíly se nazývají činnostní akční proudy. Ty vytvářejí elektrické pole srdce, které se šíří okolními strukturami plic a svaly. Proudění se pak pomocí citlivého zařízení dají snímat z povrchu těla. [7]

Snímání z povrchu těla se v zásadě provádí třemi druhy elektrod. Prvním typem elektrody je standardní velkoplošná kovová elektroda, která je vyrobená ze slitiny zinku, mědi a niklu. Ke kůži se upevňuje nejčastěji pomocí pérové svorky. Slouží pro krátkodobý záznam signálu EKG z končetinových svodů a je nutné tyto elektrody aplikovat spolu s vrstvou elektrodového gelu.

Druhým typem elektrody je přísavná elektroda, užívající se pro krátkodobé snímání signálu EKG z hrudních svodů. Ke kůži se upevňují pomocí přísavného balonku s vrstvou elektrolytu.

Třetím a posledním typem jsou plovoucí elektrody Ag/AgCl. Právě tento typ elektrod je vhodný pro dlouhodobou monitoraci signálu EKG. Fixace ke kůži je umožněna pomocí oboustranné adhezivní pásky. Vyrobeny jsou z kovové keramiky se stříbrem a jsou pokoveny vrstvou chloridu stříbra. Vyklenuté terčíky jsou pak nejčastěji zasazeny do polyuretanu nasyceného gelem. [7, 3]

6.4 Zpracování a analýza signálu EKG

Cílem zpracování a analýzy EKG signálu je odstranit, nebo alespoň potlačit rušivé šumové složky a to na takovou míru, aby byl signál vhodný k vizuálnímu rozměření a stanovení diagnózy. Dalším cílem zpracování EKG je automaticky rozměřit signály, což znamená stanovit srdeční frekvenci. Dále pak nalézt základní elektrokardiografické vlny a kmity, jejich hranice a zároveň automaticky stanovit diagnózu. U současné technologie zpracování signálu probíhá číslicově. [3]

6.5 Rušení a filtrace signálu EKG

Signály, které svojí přítomností rušivě působí na EKG signál, rozdělujeme z hlediska šířky frekvenčního pásma na úzkopásmové a širokopásmové.

Pomalé kolísání izoelektrické linie a síťový brum (= hluk střídavého napětí) tvoří úzkopásmové rušení. To, že nám kolísá izoelektrická linie je z velké části způsobeno elektrochemickými procesy na rozhraní elektroda-kůže. Další vliv na kolísání může mít dýchání pacienta, respektive dýchací pohyby (mění se výška QRS komplexu, kde příčinou jsou posuny mediastina nebo změny srdečního objemu v průběhu dechového cyklu), nebo jeho pomalé pohyby. Jako důsledek indukce napětí ze silových elektrických rozvodů vzniká síťové rušení.

Se širokopásmovým rušením se setkáme zejména při zátěžových testech. Rušivě zde působí myopotenciály. Myopotenciály vznikají při aktivním pohybu svalů vyšetřovaného pacienta. Kromě myopotenciálů se dále mohou vyskytnout rychlé skokové změny izoelektrické linie při vyšetření kojenců a batolat. Veškeré širokopásmové rušení se překrývá se spektrem EKG signálu. Tuto skutečnost pak musíme brát v potaz při snaze o jejich filtraci.

Odstraněním rušení v signálu EKG sice potlačíme šum, ale způsobíme tím i deformitu tvaru EKG signálu. Proto je důležité předem dobře zvážit použití filtru právě kvůli jeho negativnímu vlivu na tvar EKG signál. Poněvadž tvar elektrokardiogramu nese důležitou diagnostickou informaci, nesmíme dopustit zkreslení na takovou míru, aby překročilo přípustnou mez. Abychom tedy zajistili zpracování nerušeného EKG signálu, nesmíme připustit proniknutí rušivých elementů do snímaného EKG signálu. To zajistíme řádným uzemněním elektrokardiografu, omezením možného pohybu snímacích vodičů nebo minimalizací rozměrů indukčních smyček tvořených snímacími vodiči. [3]

6.6 Současné možnosti monitorace EKG

6.6.1 Vzdálená bezdrátová monitorace EKG

Firma Nuubo v roce 2012 představila novou technologii pro vzdálené srdeční monitorování (až na vzdálenost asi 1 kilometru). Jedná se o technologii BlendFix senzoru, který se dá ovládat na dálku, zároveň poskytuje kontinuální informace, je neinvazivní a především je celý systém bezdrátový. Tato technologie může být použita jak pro jednotlivce, tak i pro velké množství pacientů naráz. Systém je založen na biomedicínské technice textilní elektrody, která minimálně ovlivňuje životní styl pacienta a zároveň je schopná registrovat záznam v reálném čase nebo záznam kontinuální. Pomocí vysoce sofistikované a automatické analýzy softwaru se detekuje komplex QRS a umělá inteligence pak využije algoritmus pro klasifikaci a detekci srdeční arytmie.

Tato novinka je založená na použití funkčního trička (nECG shirt), které má definovanou elektrickou vodivost. nECG shirt (příloha č. 16) má všité 2 speciální elektrody – BlendFix Senzor Electrode Technology. Tyto elektrody se přizpůsobují pohybu pacienta a tak umožňuje snadné zachycení EKG i při vysoké fyzické aktivitě. Vpředu na tričku je všitá kapsička, kam se ukládá minielektronický Minder (nECG Minder). nECG Minder (příloha č. 15) je bezdrátový přístroj, který mimo jiné registruje informace o poloze těla pacienta (úhel/pozice) a zároveň předává informace o fyzické aktivitě pacienta. Dále je Minder schopen zaslat data pomocí bezdrátové technologie Bluetooth přímo do PC a to v reálném čase nebo je ukládá na micro-SD kartu (data o velikosti až 2 GB). [16, 17]

Zatím je tato technologie v ČR využívána pouze pro účely sportovního lékařství. Právě za tímto účelem je přístroj navíc vybaven akcelerometrem (pohybový senzor, který je schopný změřit zrychlení pohybu) a gyrosenzorem. Tyto součásti jsou schopné objektivizovat aktivitu sportovce, i když není přímá viditelnost mezi přístrojem a základnou s přijímačem. [16]

7 GLUKOMETR

7.1 Historie glukometru

Glukometr je přístroj, stanovující hladinu glukózy v krvi, tedy glykémii. Je to elektronické zařízení převádějící signál elektrochemické reakce na digitální hodnotu zobrazující se na jeho displeji. Pokud se k měření využívá elektrochemických metod, je glukometr zařízení pracující na bázi ampérmetru. Jestliže na testovacích prouzcích dochází k barevným změnám díky chemické reakci, jedná se o zařízení pracující na bázi fotometru. Abychom úspěšně změřili glykémii, je třeba hodnotu koncentrace glukózy převést na specifický signál, jenž se měří z malé kapičky krve pacienta. [18]

Velkou zásluhu na existenci dnešních sofistikovaných přístrojů měl český vědec Jaroslav Heyrovský. V roce 1922 objevil metodu zvanou voltametrie. Voltametrie byla první elektrochemická metoda, která používala registraci elektrického proudu jako měřené veličiny v analytické detekci. Zjednodušeně lze říci, že jde o metodu zaměřenou na stanovení látek, které lze redukovat nebo oxidovat. To vše se stalo podstatou později vyvinuté polarografie, za kterou pak v roce 1959 dostal Nobelovu cenu. [19, 20]

Léčba diabetu před sto lety spočívala v zákazu konzumace potravin obsahující cukr a mouku. Lidem trpícím diabetem proto byla doporučena konzumace masa ve větším množství a to v kombinaci se zeleninou, která obsahuje méně cukru. Pro ukázkou bych zde ráda uvedla text z Thomayerovy učebnice *Pathologie a Therapie nemocí vnitřních* z roku 1909, který v článku „Současné možnosti monitorování glykémie“ uvedl MUDr. Jan Brož:

„Léčení. Rollo doporučil v r. 1797 při diabetu přísnou masitou stravu. Tohoto druhu dieta je dodnes hlavním terapeutickým výkonem naším při nemoci této. Při masité stravě ve veliké většině případů množství vyloučeného cukru se zmenší, v mnohých pak případech úplně z moči vymizí. Jísti tedy smí čisté masité polévky, všeho druhu maso, máslo, slaninu (poněvadž diabetik nemá tratiti na váze a

chřadnouti, jelikož by si život ohrozil, má zejména účast másla a tuků v potravě býti pokud možno značná), vejce, sýr, čistou smetanu, rosoly, ořechy, houby, mandle, smí píti: kávu neslazenou čistou či se smetanou, podobná thé, trpká vína (např. rakouská), minerální vody, dále smí jísti takové zeleniny, které neobsahují cukry (špenát, okurky, chřest), v malém množství mrkev, jahody a maliny. Při takovéto dietě se však nemocnému obyčejně po moučné potravě zasteskne.“ [19]

V této době bylo měření glykémie možné pouze z množství odpadního cukru v moči. Toto vyšetření bylo pouze doménou lékařů a pacient neměl k dispozici žádný jiný kontrolní mechanismus. Vůbec první měření glykosurie bylo použito v roce 1780 a to ve formě fermentačního testu, který vyvinul skotský lékař Francis Home. [19]

První možnost stanovení koncentrace glukózy v krvi byla objevena mezi světovými válkami. Tato možnost byla ale bohužel vázána na laboratoř a s tím související dostupnost nemocničního zařízení. Pacient tedy dále v běžném životě kontroloval správnost léčby vyšetřením glykosurie. Vyšetření glykosurie bylo prováděno nepraktickou chemickou zkouškou. Tuto zkoušku objevil v první polovině 19. století Fehling, proto ji můžeme znát i pod názvem Fehlingův test. K tomuto testu je třeba připravit si fehlingův roztok. Ten se skládá ze dvou částí. První roztok je tvořen roztokem síranu měďnatého (CuSO_4) a druhý roztokem vlnanu sodno-draselného a hydroxidu sodného (NaOH). Obě tyto části se před zahájením testu smíchají v rovnocenném poměru. Takto smíchaný roztok se přivede k varu a přidá se zhruba stejné množství moči (poměr 1:1). Pokud je v moči přítomen cukr, vytvoří se červená či žlutá sraženina. Toto poněkud složité vyšetření pak bylo vystřídáno prefabrikovanými tabletovými testy, které byly v dalším kroku nahrazeny testy papírkovými. [19, 20, 21]

Dalším významným mezníkem byl rok 1965, kdy vznikl první přenosný přístroj na měření glykémie. Nesl jméno Ames Dextrostix. I když šlo o převratnou novinku, testování tímto přístrojem bylo opět jen přibližné. Jednalo se o metodu, kdy se vzorek krve nanese na testovací proužek. Po 60 sekundách se pak vzorek krve prudce spláchnul proudem vody. Pacient pak výsledné barevné zbarvení porovnal s přiloženou barevnou škálou, kde výsledkem byla přibližná hodnota

glykémie. Tento přístroj byl dostupný pouze na doporučení lékaře a navíc byl poměrně velký (30x20x15 cm) a jeho hmotnost dosahovala zhruba 1 kilogramu. [18, 19]

Opravdu první glukometr vyvinul A. H. Clemens, který byl patentován v roce 1971. Přístroj nese název Ames Reflectance Meter (příloha č. 17) a navazoval na typ Dextrostix. Byl to první glukometr pracující na principu fotometrie. Výhodou pak bylo, že hodnota nezávisela na vizuální kontrole pacientem. Glukometr byl schopen naměřit glykémii v rozmezí od 0,6 – 22 mmol/l. Napájení bylo síťové, ovšem nebylo možné okamžité měření. Před vlastním měřením se totiž musel nejprve 30 minut zahřívat. [19, 20]

Konec roku 1988 byl průlomový pro tehdy nový princip k měření glykémie. Byl totiž představen první testovací proužek, který využíval elektrochemického principu, kde se k měření využívá specifické reakce mezi glukózou a glukóza-oxidázou či glukóza-dehydrogenázou. Tohoto principu je využíváno až do současnosti. V současnosti osobní glukometry pracují rychleji, přesněji a je třeba stále menšího množství krve pro měření. Dnes jsou ty nejmodernější přístroje schopny vyhodnotit a posléze zobrazit hodnotu glykémie již po 5 vteřinách. [18]

Nejčastěji užívanou technologií u osobních glukometrů je založena na užití jednorázových testovacích proužků, které se taky dají souhrnně označit jako biosenzory. Biosenzor je analytické zařízení složené ze dvou základních částí – z biologické složky, tj. selektor (enzym), která rozpoznává analyt, a fyzikálního převodníku, díky němuž se biointerakce převede na vhodný analytický signál přímo úměrný koncentraci jedné nebo více chemických látek ve vzorku. V tomto případě se jedná o enzymový biosenzor a jako převodník tu slouží elektrodový systém. [18]

7.2 Elektrochemický glukometr

7.2.1 Elektrody

Abychom sestavili elektrochemicky měřící systém, jsou třeba dvě elektrody – pracovní (měrná) a referentní (srovnávací). Pomocná elektroda je tvořena dobrým vodičem s dostatečnou plochou a zároveň musí být elektrochemicky neaktivní. Pracovní elektrody, které se dají pro biosenzory použít, obsahují velmi širokou škálu materiálů a konfigurací, mezi něž patří ušlechtilé kovy (Au, Pt) a mnoho forem uhlíku. Proto je nutné volit takový použitelný rozsah pracovního potenciálu, aby nedošlo k elektrochemickému rozkladu elektrody, nebo aby nedocházelo k interferenčním reakcím. Referentní elektroda je pak srovnávacím bodem pro nastavování potenciálu pracovní elektrody.

Nejčastěji užívanými elektrodami jsou amperometrické elektrody. Tyto elektrody poskytují signál v podobě elektrického proudu, který je úměrný koncentraci analytu. Proud je pak obvykle měřen při konstantním napětí (potenciálu) pracovní elektrody. Pokud využíváme amperometrického měření u enzymových biosenzorů, je toto měření možné provádět ve dvou- nebo tříelektrodové podobě. V případě tohoto měření se navíc využívá druhá pracovní elektroda, přičemž na rozdíl od první pracovní elektrody, na této druhé pracovní elektrodě není vrstva enzymu. Díky tomu pak nedochází ke specifické enzymové reakci. Z toho vyplývá, že hodnota proudu naměřeného na elektrodě bez vrstvy enzymu slouží jako rozdílová hodnota k proudu. [18]

7.2.2 Stanovení koncentrace glukózy pomocí glukóza-oxidasy

Nejvyužívanějším enzymem ve stanovování hladiny glukózy v krvi je glukóza-oxidasa (dostupný z *Aspergillus niger* či *Penicillium notatum*). Tento enzym katalyzuje reakci glukózy a kyslíku, kde sledovaným produktem reakce je peroxid vodíku (H_2O_2). Elektrochemický princip spočívá v elektrochemické redukci

peroxidu vodíku na vodu, kdy současně vzniká elektrický proud, který je přímo úměrný koncentraci glukózy. Zkreslujícím vlivem metody je vzniklý kyslík, který vznikl rozpadem peroxidu vodíku. Kyslík uniká a může mít znepřesňující vliv. Abychom se tomuto vlivu vyvarovali, použijeme mediátor. Díky mediátoru se přímo měří proud elektronů z reakce bez vzniku peroxidu vodíku.

Mediátor se nachází na povrchu elektrody, kde se imobilizuje. Nejjednodušším způsobem imobilizace mediátoru je příprava biosenzoru na bázi uhlíkové pastové elektrody. Tam se mediátor smísí s uhlíkovou pastou a poté se na povrch adsorbuje enzym. Mediátor musí splňovat několik základních požadavků, aby byl vhodný k použití. Mezi tyto požadavky patří: reaguje s bioložkou a elektrodou, je netoxický, nezávislý na pH, je vhodný k imobilizaci na povrch elektrody a musí dostatečně rychle přenášet elektrony. Nejvyužívanějším mediátorem jsou kationty přechodných kovů a jejich komplexy. Velká většina z nich obsahují ionty železa a jeho komplexy. Protože trojmocné železo (Fe^{III}) snadno podléhá hydrolyze, není dobrým mediátorem. Nejblíže vlastnostem ideálního mediátoru je ferrocen a jeho deriváty, který je využíván k oxidaci glukóza-oxidasy. [18]

7.2.3 Stanovení koncentrace glukózy pomocí glukóza-dehydrogenázy

Novější metodou je použití enzymu glukóza-dehydrogenáza, která v reakci funguje opět jako katalyzátor. Reakcí s glukózou vzniká NADH (nikotinamid adenin dinukleotid), který odpovídá koncentraci glukózy v krvi. Ve velkých laboratorních přístrojích je tato koncentrace stanovována fotometricky, ale v přenosných glukometrech jde o elektrochemický proces. Výhodou této metody je přímé měření elektronového toku bez zkreslujících vlivů vedlejšího produktu jako je kyslík, jako je tomu v případě glukózo-oxidase reakce. [18]

7.3 Fotometrický (optický) glukometr

Tento typ glukometrů je dnes považován za zastaralý a je vytlačován přesnějšími elektrochemickými glukometry. Na trhu se s nimi ale můžeme ještě setkat.

Základ optických biosenzorů je interakce světelného záření s chemickými látkami. Princip měření je ve využití reakce mezi glukózou v krvi a látkou, která je obsažena v reakční plošce testovacího proužku. Výsledkem chemické reakce je pak sytost zbarvení plošky. Poté je z glukometru vyslán světelný paprsek, který se buď částečně odrazí, nebo se částečně pohltí zbarvenou ploškou. Samotné měření glykémie může pak probíhat z vyhodnocení pohlceného paprsku (absorbance při určité vlnové délce) nebo z intenzity odraženého paprsku. Fotometrické měření probíhá po osvětlení světlem, kdy se použije tenký paprsek v úzkém rozmezí vlnových délek. Část odraženého záření pak dorazí k fotodetektoru, kde je přeměněno na elektrický proud odpovídající velikosti. Vhodným detektorem pro měření intenzity světla jsou v tomto případě fotonásobiče.

Proužky, které jsou určeny pro fotometrické měření glykémie, jsou konstrukcí detekční zóny podobné jako proužkům pro elektrochemické měření. Přiložením kapky krve k povrchu proužku je nasávána systémem kapilár do reakční komůrky. Oxidace glukózy je znovu zajišťována pomocí nejčastěji užívaného specifického enzymu glukóza-oxidasa. Oproti proužkům pro elektrochemické měření jsou zde navíc dvě látky. První látkou je vlastní indikátor, tedy barvivo, jenž je v redukované formě bezbarvé a v oxidované formě barvené. Druhou látkou je peroxidasa, enzym sloužící jako katalyzátor rozkladu vznikajícího peroxidu vodíku. Nejčastěji se užívá metoda oxidace redukované formy barvy se současně vznikajícím peroxidem vodíku za přítomnosti peroxidasy, kde produktem reakce je barevná látka. Množství této látky je pak přímo úměrné koncentraci glukózy v krvi. [18]

7.4 Současné neinvazivní měření glykémie

7.4.1 Měření glykémie pomocí kontaktních čoček

Měření pomocí kontaktních čoček je umožněno díky jejich povrchu, na kterém je přítomna kyselina boritá. Ta při reakci se slzami vytváří fluoreskující roztok. Takto vzniklý roztok je třeba ozářit modrým světlem. Tím dojde k zabarvení čoček a pacient si pak porovnávací metodou zjistí hodnotu glykémie. Je třeba zdůraznit, že se jedná pouze o orientační hodnotu. Tato metoda totiž umožňuje rozdělení glukózy pouze do tří skupin – glukóza v normě, vysoká a nízká koncentrace.

Další variantou tohoto měření je využití kontaktní čočky, která je schopna snímat oční pozadí. Bohužel je metoda limitována komplikací diabetu, jakou je v tomto případě poškození očních kapilár. [22]

7.4.2 Měření glykémie pomocí Ramanovy spektroskopie

C8 Medisensors Monitor (příloha č. 19) – jedná se o kontinuální monitor, kdy je možné kontinuálně měřit hladinu glykémie bez toho, aniž bychom museli vpichem pod kůži zavést senzor. V minulosti se již objevilo několik neinvazivních monitorů, bohužel kvůli technickým problémům byly dříve či později staženy z provozu. [23]

První ideu na neinvazivní systém měření glykémie vytvořil Jan Lipson. Právě jeho synovi byl v 10-ti letech diagnostikován diabetes 1. typu. Kontinuální monitor je založen na principu tzv. Ramanovy spektroskopie, na kterou byl právě Jan Lipson expertem (kromě toho ještě na optické technologie a fyziku světla). V tomto principu viděl velký potenciál a tak dal dohromady tým svých bývalých spolužáků a dalších přátel. Snahou bylo vytvořit přístroj, který bude schopen měřit glykémii bezbolestně a především přesně. V roce 2010 bohužel Jan Lipson zemřel při cyklistické nehodě, nicméně jeho tým ve vývoji přístroje pokračoval dál. C8 Medisensors Monitor byl dokončen a získal, jak americké FDA povolení, tak i evropskou CE známku. [23, 24]

Jak tedy přístroj funguje. Než umístíme vlastní senzor na kůži, je třeba na místo umístění senzoru aplikovat optický gel. Ten má za úkol kompenzovat drobné nedostatky kůže. Senzor se pak umístí pomocí pásku do oblasti břicha a začíná proces měření. Na senzoru není třeba žádného nastavení. Je totiž plně funkční od chvíle, kdy se do něj vloží baterie. Senzor pak vyše do kůže proud světla. Proud světla se pak po setkání s molekulou (v našem případě glukózou) rozloží na barevné spektrum. Tento jev se souhrnně označuje jako Ramanův efekt a pro každou molekulu je trochu jiný. Z analýzy odraženého světla, které se vrací zpět do senzoru, je možné určit, kolik glukózy se pod kůží nachází. Výsledek se pak technologií Bluetooth přenese do mobilního telefonu s operačním systémem Android. Dosah signálu senzoru od telefonu se pohybuje okolo 10-ti metrů. Kontinuální monitor je schopen jednou za 5 minut zobrazit aktuální hodnotu glykémie. Frekvence měření se dá samozřejmě uživatelem nastavit. Kromě toho je možné si prohlédnout vývoj glykémie a to až 4 měsíce zpět. Je zde i možnost nastavení vibračního či zvukového upozornění na nízkou nebo naopak vysokou hladinu glykémie. [23]

Výhoda tohoto systému spočívá v tom, že se nemusí recalibrovat. Kalibrace je pouze úvodní, trvající 20 – 30 minut, a tak může být systém sundán a nandán, aniž by vyžadoval novou kalibraci. V dalších generacích systému je třeba zapracovat na pár nedostacích. Prvním nedostatkem je krátká životnost baterie. Baterie vydrží na jedno nabití zhruba 12 – 15 hodin. Na druhou stranu balení obsahuje 2 baterie, takže nedostatek je spíše relativní. Druhý nedostatek spočívá v rozměrech samotného senzoru a šířce pásku. U pohybově náročných aktivit může překážet a navíc systém není vodotěsný, takže na plavání či sprchování je třeba ho sundat. To může ubírat na jeho atraktivitě, protože právě při sportu by mohly kontinuální monitory pomoci s hlídáním glykémie. Pořizovací cena tohoto systému je \$4000, v přepočtu 80 000,- Kč. [24, 23]

DISKUZE

V minulosti vozy záchranných služeb byly stroze vybaveny. Vůz byl vybaven pouze lůžkem a lahví s kyslíkem. V dnešní době absolutně nepředstavitelné. Po otevření dveří současných záchranných vozů se nám skýtá pohled na nejmodernější techniku, která je schopna pomoci stanovit diagnózu během krátké chvíle. Dříve tomu tak nebylo a lékař se musel spoléhat pouze a jen na své ruce a svou hlavu. Dnes je ta možnost, že podle klinického obrazu můžeme stanovit suspektní diagnózu a pomocí dané zdravotnické techniky ji tak potvrdit či vyvrátit. Ráda bych zde srovnala jednotlivou přístrojovou techniku, která se postupem let vyvíjela a dala tak nové možnosti využití v práci zdravotnického záchranáře.

Pulsní oxymetr je přístroj, který se stal standardním vybavením vozů záchranných služeb. Metoda pulsni oxymetrie byla vynalezena v roce 1972. Původně měl vynálezce úplně jiný záměr. Princip, který se stal základem pro pulsni oxymetrii, měl být původně využit pro monitorování srdečního výdeje. Velkou změnu prodělala technologie určující vlnovou délku světla, které je schopné proniknout skrze krev. Tehdy světlo určující vlnovou délku protékalo skrz externí kyvetu, kde pak následně vlnová délka byla změřena. Dnešní oxymetry mají ve své konstrukci zabudované LED diody, které jsou zdrojem světelného záření s předem definovanou velikostí vlnové délky. Původně byly využívány vlnové délky 900 a 630nm. Vlivem výzkumů se dnes používají přesnější vlnové délky 940 a 660nm. Význam objevu pulsni oxymetrie má dnes nevyčíslitelnou hodnotu. Zdravotnický záchranář pomocí tohoto zařízení může neinvazivně určit hodnotu saturace krve kyslíkem. Díky možnosti rychlé detekce změny v oxysličení organismu je pak schopen adekvátně reagovat na vzniklou situaci. Důležité ale je, aby zdravotnický záchranář stále věnoval větší pozornost pacientovi a nezaměřoval ji na přístroj. Dále je v práci popsána možnost využití pulsni oxymetrie v porodnictví. Metoda intrapartální fetální pulsni oxymetrie (IFPO) je využívána z důvodů detekce hypoxie plodu během porodu. V práci zdravotnického záchranáře se tato metoda zatím nijak využít nedá, ale účelem popsání této

možnosti bylo, že využití pulsní oxymetrie je opravdu široké. Nicméně věda a technika se stále posunují dopředu, a jak se říká: „Nic není nemožné.“ Třeba se jednou s touto metodou setkáme i v naší práci.

Monitorování EKG si prošlo také mnohými změnami. Chci zde srovnat především možnosti monitorování EKG na dálku. První zmínka o vzdáleném přenosu elektrokardiogramu je již v roce 1905. Vynálezcem této metody opět nebyl nikdo jiný než Willem Einthoven. Byl vyzkoušen přenos elektrokardiogramu z nemocnice do Einthovenovy laboratoře pomocí telefonního kabelu a to na vzdálenost 1,5 km. Dnes již existuje možnost přenosu EKG z vozu záchranné služby do kardiocentra. EKG křivka se zobrazí na přístroji instalovaném na jednotce intenzivní péče (JIP) a lékař záchranné služby má tak možnost konzultovat s kardiologem stav pacienta při nejasném nálezu. Dále pak tato možnost umožňuje správné směřování pacienta do zdravotnického zařízení, které buď disponuje nebo nedisponuje koronární jednotkou.

V současné době již můžeme mluvit o možném používání bezdrátové monitorace (přesněji řečeno telemonitorace) EKG pomocí systému Nuubo. Zatím je tato metoda využívána v ČR pouze ve sportovním lékařství, nicméně postupem času by se metoda mohla začít využívat i pro klinické účely. Takže by vlastně mohl nahradit dnešní Holter (24 – 48 hod.), popřípadě dlouhodobé monitory EKG (1–2 týdny), kde je nutno mít na těle připevněné alespoň 2 elektrody pro snímání a pak samotný přístroj, který nelze jen tak „strčit do kapsy“. Tento bezdrátový systém umožňuje monitoraci pacienta po 31 dní. Možnosti zaznamenávání jsou dvě. Aktuální informace můžeme získat pomocí Bluetooth technologie, kdy lékař má k dispozici aktuální srdeční akci pacienta v reálném čase. Druhou možností je pak ukládání dat o srdeční akci na micro-SD kartu, kde ošetřující lékař má k dispozici zpětná data o srdeční akci daného pacienta. Pro praxi zdravotnického záchranáře je tato metoda využitelná z hlediska rychlé detekce srdeční arytmie. V případě, kdyby tato situace nastala, lékař, který monitoruje pacienta na dálku, bude alarmem upozorněn na srdeční arytmiu. Lékař pak může zalarmovat záchrannou službu, kde může posádce podat aktuální informace o stavu pacienta. Po příjezdu na místo je posádka ihned schopna podat adekvátní terapii bez "zdlouhavého" vyšetření stavu pacienta. Budoucím vylepšením tohoto systému by

mohlo být automatické zalarmování záchranné služby v případě života ohrožující srdeční arytmie. Zároveň s vyrozuměním záchranné služby by se odeslala data s polohou pacienta včetně dat o srdeční akci do počítače. K tomu by ovšem bylo zapotřebí další přístrojové techniky například v podobě minipočítače.

Glukometr - přístroj, který je dnes standardně využíván. Jenže nebylo tomu tak vždy. V době, kdy o tomto přístroji neměli ani představu, byl využíván na stanovení glukózy test pomocí Fehlingova činidla. Neumím si dost dobře představit, že záchranář by nevykonával práci zdravotníka, nýbrž tak trochu alchymisty. Dalším vývojovým mezníkem byly papírkové testy. V té době pouze výsada lékařů. Jistý pokrok to byl, ale opět si neumím představit, že pacienta, kterému je špatně, „přemlouvám“ k odebrání vzorku moče nebo v případě poruchy vědomí bychom ještě cévkovali. První přístroj, vzdáleně se podobající dnešnímu, vznikl v roce 1965. Bohužel zase šlo o orientační zařízení, protože pacient barevný výsledek vizuálně porovnával s přiloženou barevnou škálou. Opravdu prvním glukometrem, vynalezený v roce 1971, byl skutečným glukometrem, který dokázal vyhodnotit hodnotu glykémie, aniž by pacient musel vizuálně zkontrolovat výsledek na barevné škále. Praktickou nevýhodou bylo, že přístroj se musel zahřívat 30 minut předtím, než se vůbec použil a měl síťové napájení, nemluvě o jeho velikosti. V terénu by tak byl tento přístroj nevyužitelný, ať už z pohledu rychlého připravení přístroje, tak i z pohledu síťového napájení. Dnešní současně využívané glukometry jsou svou vahou, velikostí a rychlostí snadno použitelné kdekoli a kdykoli. Možnosti takových glukometrů jsou dnes obrovské. Je třeba minimálního vzorku krve a za 5 vteřin máme výsledek. Jedinou nevýhodou snad může být to věčné "píchání do prstu". U nespolupracujícího či dětského pacienta může být problém v přesvědčení o odebrání vzorku. Nemusí to být ani tento případ. V případě chronických pacientů trpících DM (diabetes mellitus) je pak problém v rozpíchaných prstech, kde pak hledáme to nejmenší možné místočko, které není ztvrdlé či pohmožděné. Dokonce jsou dnes glukometry, které využívají diabetici v domácím prostředí schopné poradit pacientovi v dávce inzulínu. V takovém případě, se přístroj pacienta zeptá, zda je po jídle a pokud ano, tak jestli je po obědě, snídani, večeři či svačině. Přístroj pak na těchto informacích (a samozřejmě s již naměřenou hodnotou glykémie) zhodnotí potřebu inzulínu. Co by

mohlo být přínosem pro zdravotnické záchranáře v terénu, je možnost, že se již dnes nemusí používat k odebrání vzorku jehla. Dnešní glukometry v sobě mají zabudovanou laserovou lancetu. To má pak přínos v omezení spotřeby zdravotnického materiálu a především se tak sníží riziko poranění zdravotnického záchranáře o potencionálně infekční jehlu. Výzkum však pokročil ještě dál a přinesl nám možnost neinvazivního stanovení glykémie. V prvním případě přístroj pracuje na principu Ramanovy spektroskopie (C8 Medisensor Monitor), která rozptylem světla umožňuje změření glykémie. Tento pokrok umožňuje zjištění kolísavosti glykémie již několik měsíců nazpět. Pro zdravotnického záchranáře by to tak znamenalo, že nemusí použít žádné jehly a přesto má přesně změřené hodnoty glykémie a to jak minulé, tak tu nejaktuálnější. Naskýtá se nám tak možnost, že bychom již vůbec nemuseli být vybaveni glukometrem, ale pouze jakýmsi minipočítačem, do kterého by se nám přeposlali informace o hodnotách glykémie v předchozích dnech včetně té nejaktuálnější. Ještě je třeba zmínit se o další možnosti neinvazivního stanovení hladiny glykémie v případě, že není pacient vybaven Medisensorem. Existuje tzv. pulsní glukometrie pracující na bázi NIR spektroskopie (měření propustnosti záření ve spektru v rozsahu 900 – 1700nm). Tato možnost zatím nemá ucelenou podobu senzoru. Domnívám se, že pulsní glukometr by mohl vypadat obdobně jako pulsní oxymetr. Jen princip je u každého jiný. Pro zdravotnického záchranáře by to tak byl konec rizikům poranění o jehlu a konec manipulování s biologickým materiálem.

Všechny zmíněné přístroje, dnes běžně se využívající v práci zdravotnického záchranáře, prošly do dnešní doby obrovským vývojem, který nám dává větší možnosti spočívající v rychlosti detekce změn umožňující nám adekvátně reagovat. Výhodou pro pacienty bude, a v některých případech již je, neinvazivita, která pak může být důležitým faktorem bojujícím proti strachu pacienta z dané metody měření.

ZÁVĚR

Ve své bakalářské práci jsem se v první části zabývala biologickými signály. Z pohledu vzniku výsledku danou metodou měření se biosignál stává důležitou informací v pozorování lidského organismu. Tato část se stala pro mne zajímavou, protože studiem tohoto problému jsem si uvědomila, že není tak jednoduché získat kvalitní informaci, jak se zprvu může zdát. K získání takové informace je mnohdy zapotřebí invazivních metod a zároveň je důležité zvolit vhodný snímač.

Ve druhé části jsem se věnovala jednotlivým přístrojům, běžně se v práci zdravotnického záchranáře využívající. Zde jsem u každého přístroje popsala podrobnou historii vzniku metody měření, dále pak popisem principu, na kterém daná přístrojová technika pracuje. Díky tomu jsem pak ve své práci stanovila hranice daných metod a možnosti metod měření využívající se v současnosti. Tato část mi pomohla k uvědomění si, že ne vždy bylo jednoduché s novým nápadem „prorazit“ do světa a především přesvědčit o věrohodnosti dané metody širší lékařskou veřejnost. Nicméně každá metoda měření prošla mnoha inovacemi a to od invazivní možnosti až do současné neinvazivní či miniinvazivní. Současnost přispívá k bezbolestným metodám a umožňuje tak z pacientů nedělat „lidské jehelníčky“.

Závěrem bych ráda vyjádřila svůj poznatek z pohledu studenta, jenž měl možnost účastnit se odborných praxí. Mnohdy jsem si všimla, že pozornost se spíše upínala na zařízení, jenž monitorovalo daný systém lidského organismu. V dnešním moderním světě, plném nejmodernější techniky zaniká osobnost nemocného, a díky tomu zapomínáme věnovat větší pozornost jeho pocitům a potížím. Jsem toho názoru, že využívání přístrojové techniky je sice přínosem v terapii nemocného, ale přesto by přístroje měly zůstat informativním zdrojem o stavu pacienta a svojí pozornost bychom měli spíše zaměřit na subjektivní pocity pacienta, které jsou námi objektivně vyhodnoceny.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY:

1. ČESKO. Vyhláška č. 296 ze dne 3. září 2012 o požadavcích na vybavení poskytovatele zdravotnické dopravní služby, poskytovatele zdravotnické záchranné služby a poskytovatele přepravy pacientů neodkladné péče dopravními prostředky a o požadavcích na tyto dopravní prostředky. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2012, částka 105, s. 3890 – 3897. Dostupný také z: http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vyhlasaka-c296/2012-sb-o-pozadavcich-na-vybaveni-poskytovatele-zdravotnicke-d_6756_2439_11.html
2. HRAZDÍRA, Ivo. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
3. ROZMAN, Jiří. Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
4. DOSTÁL, Pavel a kolektiv. *Základy umělé plicní ventilace, 2. rozšířené vydání*. Praha: MAXDORF, 2005, 292 s. ISBN 80-7345-059-3
5. *History of CPR*. [online]. [cit. 4. 3. 2013]. Dostupné z WWW: <http://ukdivers.net/history/cpr.htm>
6. HANDL, Zdeněk. Monitorování pacientů v anesteziologii, resuscitaci a intenzivní péči - vybrané kapitoly. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1999, 139 s. ISBN 80-701-3291-4
7. LARSEN, Reinhard a Jarmila DRÁBKOVÁ. *Anestezie*. 2. vyd. Praha: Grada, 2004, 1376 s. ISBN 80-247-0476-5

8. HONDA, Yoshiyuki, SEVERINGHAUS, John. *History of blood gas analysis. VII. Pulse oxymetry*. www.masimo.fr [online]. [cit. 4. 3. 2013]. Dostupné z WWW:
http://www.masimo.fr/nellcorfiction/PDF_FF/History%20of%20Pulse%20Oxymetry.pdf
9. SYNEK, Josef. *Pulsní oxymetr v LabVIEW*. Brno, 2010. 34 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
10. KADLEC, Jan. *Monitorování výměny plynů jako součást technického vybavení vozidel ZZS*. České Budějovice, 2011. 92 s. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta.
11. VELEBIL, Petr. *Pulsní oxymetrie*. www.levret.cz [online]. 2005. [cit. 4. 3. 2013]. Dostupné z WWW: <http://www.levret.cz/publikace/casopisy/mb/2005-8/?pdf=70>
12. ČECH, Evžen, HÁJEK Zdeněk, MARŠÁL Karel, SRP Bedřich a kolektiv. *Porodnictví*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada, 2006, 546 s. ISBN 978-80-247-1303-8
13. CAGÁŇ, Stanislav, BERNADIČ Marián. *Willem Einthoven (1860 – 1927) – zakladatel klinické elektrokardiografie*. www.cardiology.sk [online]. 2002. [cit. 6. 3. 2013]. Dostupné z WWW:
<http://www.cardiology.sk/casopis/502/13/frame.htm>
14. BADA, Viliam. *Základy klinické elektrokardiografie*. Univerzita Komenského Bratislava, 2010. 124 s. ISBN 978-80-223-2821-0
15. ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada, 2007, 722 s. ISBN 978-80-247-1385-4

16. INSTITUT SPORTOVNÍHO LÉKAŘSTVÍ. *Telemonitorace EKG*. [online]. [cit. 4. 3. 2013]. Dostupné z WWW: <http://www.sportovnilekarstvi.cz/telemonitorace-ekg/telemonitorace-ekg/>
17. *nECG Platform Brochure*. [online]. [4. 3. 2013]. Dostupné z WWW: http://www.nuubo.com/sites/default/themes/nuubo2/pdf/nECG_PLATFORM_BROCHURE_LR.pdf
18. KULHÁNEK, Jaromír. *Stanovení glukózy v krvi pomocí osobních glukometrů*. Pardubice, 2009. 37 s. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice, Hodnocení a analýza potravin.
19. BROŽ, Jan. *Současné možnosti monitorování glykémie*. www.remedia.cz [online]. 2006 [cit. 15. 11. 2012]. Dostupné z WWW: <http://www.remedia.cz/Clanky/Prehledy-nazory-diskuse/Soucasne-moznosti-monitorovani-glykemie/6-F-eG.magarticle.aspx>
20. KADEČKOVÁ, Jitka. *Historie a současné trendy měření cukru v krvi*. www.diasvet.cz. [online]. [4. 3. 2013]. Dostupné z WWW: <http://www.diasvet.cz/historie-a-soucasne-trendy-mereni-cukru-v-krvi/>
21. PICKOVÁ, Klára. *Stanovení glukosy v moči Fehlingovým činidlem*. www.aidia.cz [online]. 2011. [cit. 4. 3. 2013]. Dostupné z WWW: <http://www.aidia.cz/tag/fehlingovo-cinidlo/>
22. VÍTOVÁ, Hana. *Neinvazivní měření glukózy v krvi*. Brno, 2012. 61 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.

23.PICKOVÁ, Klára. *Medisensors Monitor si na glykémie posvíí.*
www.mojecukrovka.cz [online]. 2012. [cit. 4. 3. 2013]. Dostupné z WWW:
[http://www.mojecukrovka.cz/clanek/medisensors-monitor-si-na-glykemie-
posviti/](http://www.mojecukrovka.cz/clanek/medisensors-monitor-si-na-glykemie-posviti/)

24.PICKOVÁ, Klára. *Neinvazivní CGM na trhu do konce roku 2012.*
www.aidia.cz [online]. 2012. [cit. 4. 3. 2013]. Dostupné z WWW:
<http://www.aidia.cz/tag/neinvazivni-monitorace-glykemie/>

SEZNAM ZKRATEK

ATP	adenosintrifosfát
COHb	karboxyhemoglobin
DM	diabetes mellitus
EKG	elektrokardiografie
ETCO ₂	end tidal CO ₂
IFPO	intrapartální fetální pulsní oxymetrie
JIP	jednotka intenzivní péče
KP	konec pánevní
MethHb	methemoglobin
NADH	nikotinamid adenin dinukleotid
NIR	near infrared
UPV	umělá plicní ventilace

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 – Umělá plicní ventilace - manuální technika dle Silvestra

Příloha č. 2 – Překlápěcí metoda UPV (cyklický tlak na bránici)

Příloha č. 3 – O´Dwyerova laryngeální kanyla

Příloha č. 4 – Oxylog 2000 plus

Příloha č. 5 – Kapnometr EMMA s mainstream technologií

Příloha č. 6 – Pulsní oxymetr

Příloha č. 7 – Prstový oxymetr

Příloha č. 8 – Čidlo v pulsní oxymetrii - dětské

Příloha č. 9 – Čidlo v pulsní oxymetrii – dospělé

Příloha č. 10 – První komerční oxymetr OLV-5100 (Nikon Kohden)

Příloha č. 11 – Typ oxymetru Oximet MET-1471 (Camera Minoruta)

Příloha č. 12 – Intrapartální fetální pulsní oxymetrie (IFPO) – senzor

Příloha č. 13 – Přiložení čidla IFPO na plod

Příloha č. 14 – Monitor vitálních funkcí Corpuls

Příloha č. 15 - nECG minder

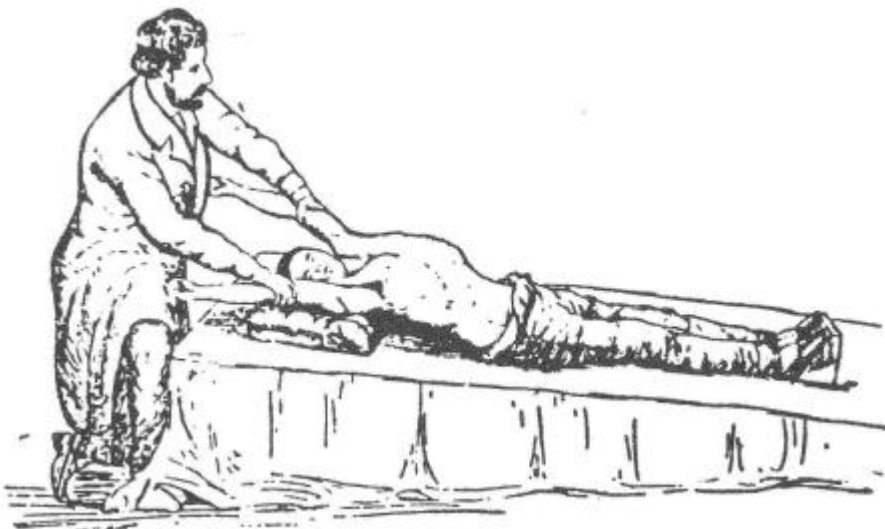
Příloha č. 16 – nECG shirt

Příloha č. 17 – První glukometr Ames Reflectance Meter

Příloha č. 18 – Současný glukometr

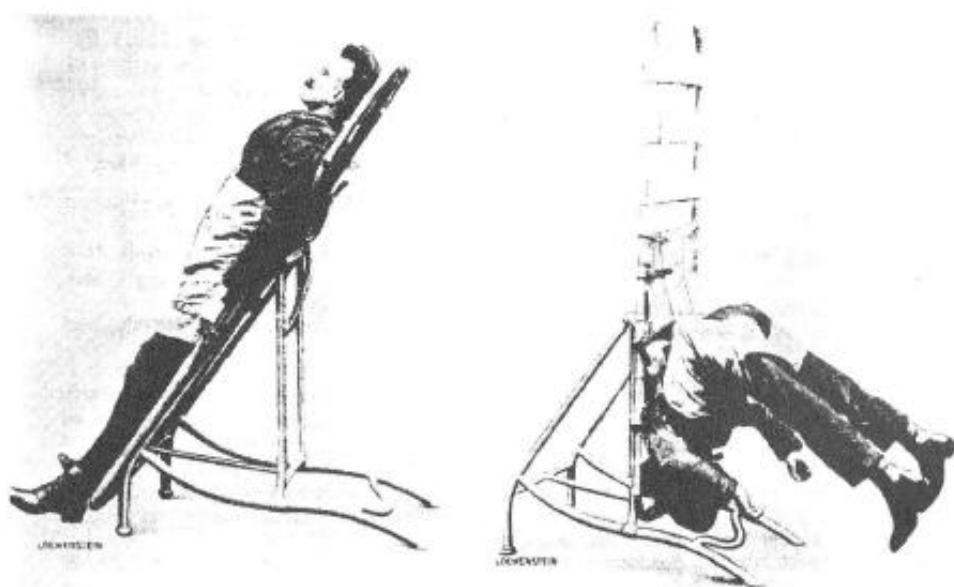
Příloha č. 19 - C8 Medisensors Monitor

Příloha č. 1 – Umělá plicní ventilace - manuální technika dle Silvestra



Zdroj: Základy umělé plicní ventilace, Pavel Dostál, 2005, str. 28

Příloha č. 2 – Překlápěcí metoda UPV (cyklický tlak na bránici)



Zdroj: Základy umělé plicní ventilace, Pavel Dostál, 2005, str. 29

Příloha č. 3 – O'Dwyerova laryngeální kanyla



Zdroj: <http://www.sciencemuseum.org.uk/images/1026/10287773.aspx>

Příloha č. 4 – Oxylog 2000 plus



Zdroj: vlastní

Příloha č. 5 – Kapnometr EMMA s mainstream technologií



Zdroj: vlastní

Příloha č. 6 – Pulsní oxymetr



Zdroj: vlastní

Příloha č. 7 – Prstový oxymetr



Zdroj: <http://www.alwilmedical.com/web/?navigate=KOD20120814082431977>

Příloha č. 8 – Čidlo v pulsní oxymetrii - dětské



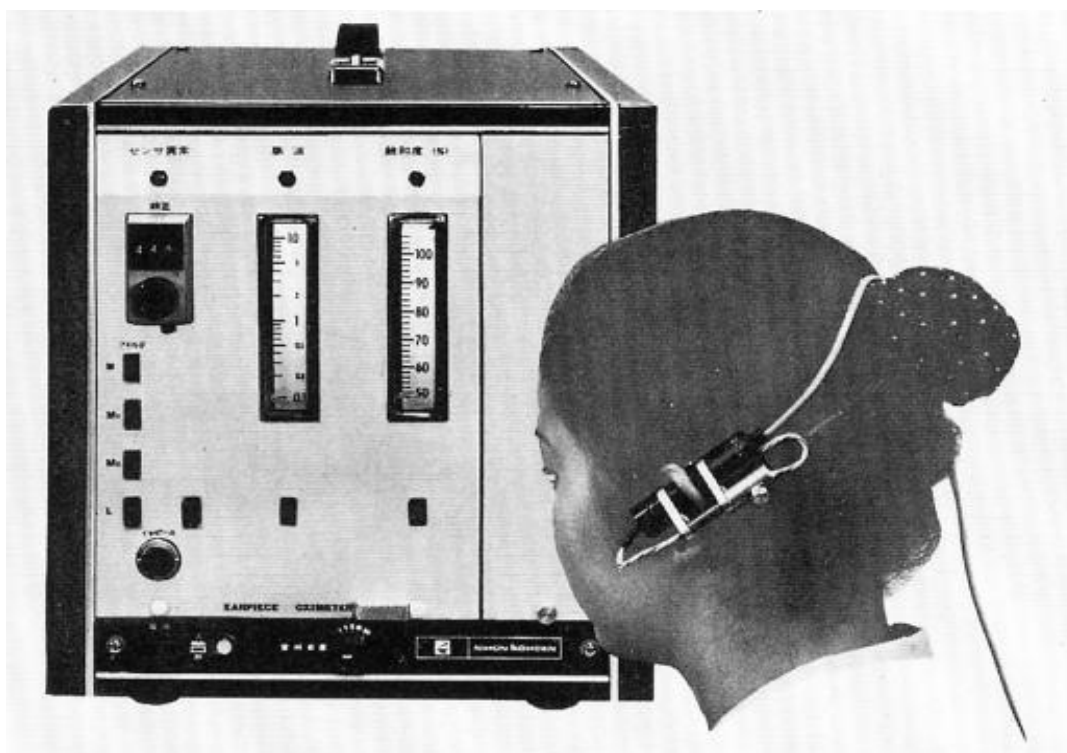
Zdroj: vlastní

Příloha č. 9 – Čidlo v pulsní oxymetrii – dospělé



Zdroj: vlastní

Příloha č. 10 – První komerční oxymetr OLV-5100 (Nikon Kohden)



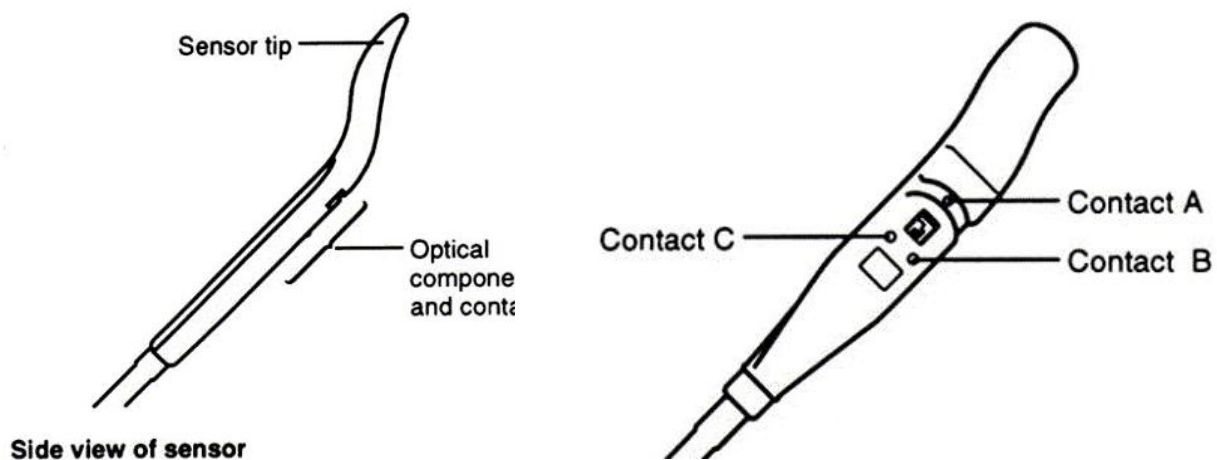
Zdroj: <http://www.anesth.hama-med.ac.jp/anedepartment/m-kouden-earoxymeter-olv-5100.jpg>

Příloha č. 11 – Typ oxymetru Oximet MET-1471 (Camera Minoruta)



Zdroj: <http://www.konicaminolta.jp/instruments/knowledge/pulseoximeters/details/history.html>

Příloha č. 12 – Intrapartální fetální pulsní oxymetrie (IFPO) – senzor



Zdroj: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002937896706129>

Příloha č. 13 – Přiložení čidla IFPO na plod



Zdroj: Porodnictví. 2., přepracované a doplněné vydání

Příloha č. 14 – Monitor vitálních funkcí Corpuls



Zdroj: vlastní

Příloha č. 15 - nECG minder



Zdroj: <http://www.sportovnikarstvi.cz/telemonitorace-ekg/telemonitorace-ekg/>

Příloha č. 16 – nECG shirt



Zdroj: http://www.nuubo.com/sites/default/themes/nuubo2/pdf/DATASHEETS_EN_shirt.pdf

Příloha č. 17 – První glukometr Ames Reflectance Meter



Zdroj: <http://www.remedia.cz/Clanky/Prehledy-nazory-diskuse/Soucasne-moznosti-monitorovani-glykemie/6-F-eG.magarticle.asp>

Příloha č. 18 – Současný glukometr



Zdroj: <http://obchod.mte.cz/one-touch-vita-p134>

Příloha č. 19 – C8 Medisensors Monitor



Zdroj: <http://www.c8medisensors.com/skin/frontend/medisensors/default/img/page-buynow-HG1-c.png>