



evropský
sociální
fond v ČR



EVROPSKÁ UNIE



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY



OP Vzdělávání
pro konkurenceschopnost

INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Experimentální úlohy v prostředí simulovaného pracoviště JIP

Ondřej Čadek, Richard Grünes, Petr Kudrna
Roman Matějka, Martin Rožánek, Jan Suchomel

Experimentální úlohy

v prostředí simulovaného pracoviště JIP

Ondřej Čadek, Richard Grünes, Petr Kudrna
Roman Matějka, Martin Rožánek, Jan Suchomel

2012

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Lektor: Ing. Josef Chaloupka

Česká technika – nakladatelství ČVUT upozorňuje autory na dodržování autorských práv. Za jazykovou a věcnou správnost obsahu díla odpovídá autor. Text neprošel jazykovou ani redakční úpravou.

© **Ondřej Čadek, Richard Grünes, Petr Kudrna, Roman Matějka,
Martin Rožánek, Jan Suchomel, 2012**

ISBN 978-80-01-XXXXX-X (připraveno do tisku)

Poděkování:

Tento text vznikl za podpory Evropského sociálního fondu v rámci realizace projektu „**Modernizace výukových postupů a zvýšení praktických dovedností a návyků studentů oboru Biomedicínský technik**“, CZ.1.07/2.2.00/15.0415.

Období realizace projektu 11. 10. 2010 – 28. 2. 2013.



evropský
sociální
fond v ČR



EVROPSKÁ UNIE



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY



OP Vzdělávání
pro konkurenceschopnost

INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

Obsah

1. Principy a aplikace tonometrů	1
2. Principy a aplikace elektrokardiografů	10
3. Principy a aplikace defibrilátorů	26
4. Principy a aplikace pulzních oxymetrů	39
5. Principy a aplikace monitorů vitálních funkcí	49
6. Principy a aplikace infuzních pump a dávkovačů	56
7. Využití patientského simulátoru a simulátorů dýchání v oblasti ventilační techniky	68
8. Principy a aplikace elektrochirurgických přístrojů	83
9. Vliv uživatelem nastavitelných parametrů na chování systému patientského simulátoru METI ECS	95

1. Principy a aplikace tonometrů

Teoretický úvod

Měření krevního tlaku neinvazivní metodou je běžnou rutinou při diagnostice zdravotního stavu pacienta. Znalost aktuální, ale i dlouhodobé hodnoty krevního tlaku pacienta může odhalit i závažné onemocnění, které včasnou diagnózou a léčbou může také zachránit pacientovi život. Oproti invazivnímu způsobu měření je naprosto bezbolestné, nevyžaduje zavádění žádného katétru nebo kanyly, a v dnešní době je zcela běžné změřit si takto tlak i doma svépomocí díky plně automatizovaným přístrojům. Na druhou stranu je však toto měření oproti invazivnímu méně přesné, zvláště pak u oněch autonomních přístrojů.

Krevní tlak

Jak již bylo zmíněno výše hodnota krevního tlaku jedním z běžných ukazatelů, který může poukázat i na vážné, příp. život ohrožující stavy. Tyto skripta si nekladou za cíl čtenáře dokonale seznámit se všemi patologickými stavy týkající se krevního tlaku, ale shrňme si alespoň základy. Krevní tlak obecně, je tlak, který je vyvíjen na stěny cév při transportu krve oběhovým systémem. Jde o tlak krve ve velkých tepnách, arteriích. Sleduje se systolický a diastolický tlak. Systolický tlak je maximální tlak v tepnách během srdečního cyklu. Když srdce vypuzuje krev do tepen, následuje rychlý vzestup tlaku, který pomalu klesá, dokud se srdce znovu nestáhne. Diastolický tlak – nejnižší tlak – těsně před vypuzením krve do tepen.. Běžná hodnota krevního tlaku je 120/90 Torr nebo také mmHg (jednotka bude vysvětlena dále). Toto vyjádření je standardní zápis, který značí prvním číslem hodnotu systolického tlaku a druhým hodnotu diastolického tlaku. Tato hodnota se může lišit i u zdravého člověka při různých činnostech, nižší hodnoty v klidu, vyšší hodnoty při např. fyzické aktivitě. Tyto krátkodobé změny nejsou nijak závažné a jsou zcela běžné, naopak dlouhodobá odchylka od těchto hodnot již může vykazovat na patologický stav. Obecně tlaky, které jsou nižší, než standardní tlak jsou označovány jako hypotenze. Jedná se o tlaky pod hodnoty 100/65. Většinou je tento stav provázen celkovou únavou, spavostí, bolestmi hlavy, závratěmi, nedostatečným prokrvením končetin. Druhým extrémem jsou naopak tlaky vyšší, které jsou souhrnně označovány jako hypertenze. Jedná se o tlaky převyšující hodnoty 140/90. Vysoké hodnoty již mohou být přímým ohrožením života pacienta.

Přístroje pro měření krevního tlaku

Základní koncept měření krevního tlaku je stejný jak u historických přístrojů, až po nové automatické systémy. Celý komplet se skládá z manžety, která se umísťuje nad loket

pacienta, případně také na stehno nebo na zápěstí, dále tlakového měřidla (manometr nebo elektronický tlakový senzor), balónku s odpouštěním ventilem nebo kompresoru pro nafouknutí manžety a případně u elektronických systémů také elektronických obvodů zajišťující chod měřidla a pojistných a výpustných ventilů, které vypustí rychle po měření manžetu.

Původní tonometry, nebo také rtuťové tonometry obsahovaly pouze nejnutnější prvky pro samotné měření, a to: tlakovou manžetu, inflační balónek s odpouštěním ventilem a manometr v podobě rtuťového sloupce v trubici. Právě rtuť byla zvolena celkem záměrně, protože v průběhu času si stále zachovávala svoje fyzikální vlastnosti. Princip takového měření je velmi jednoduchý, uvažujeme-li trubici ve tvaru do U, která je částečně zaplněná rtutí, tak tlak který je potřeba pro zvednutí sloupe o 1 mm výšky je dán z hydrostatického tlaku podle vztahu (1), kde p je hydrostatický tlak, h je výška sloupce, g je gravitační konstanta normálního tíhového zrychlení a ρ je hustota látky.

$$p = h \cdot \rho \cdot g \quad (1)$$

Dosadíme-li do tohoto vztahu, dostaneme, že 1 mm rtuťového sloupce odpovídá tlaku 133,322 Pa. Samozřejmě, že v technické praxi je běžná spíše jednotka Pa, resp. její násobné jednotky kPa, MPa, ale v případě krevních tlaků je zaužívaný popis pomocí milimetrů rtuťového sloupce, nebo také označovaný jako Torr. Toto označení bylo pojmenováno podle italského fyzika J. E. Torricelliho. Ale vraťme se zpět k tonometrům. Tyto rtuťové tonometry byly a i v dnešní době jsou považovány za zlatý standard. V čase mají dlouhodobou stabilitu, jsou jednoduché z hlediska obsluhy, ale právě rtuť v nich používaná je problémem z hlediska její toxicity. Proto jsou nahrazovány jinými typy přístrojů. Rtuťový tonometr je zachycen na Obr. 1.1.



Obr. 1.1 – standardní rtuťový tonometr v kovovém pouzdře s připojenou manžetou a balónkem s odpouštěním ventilem.

Dalším typem přístrojů, které jsou celkem běžně používány jsou tzv. aneroidní tonometry. Uspořádání je zcela totožné jak u rtuťových tonometrů, avšak pro měření tlaku není využito sloupce rtuti, ale manometru, obsahuje deformační pružinu. Nevýhodou oproti rtuti je fakt, že tato pružina mění své vlastnosti v průběhu času, a tak jsou tyto přístroje z dlouhodobého hlediska méně přesné. Takovýto typ přístroje je zachycen na Obr. 1.2.



Obr. 2.2 – aneroidní tlakoměr, kde je rtuťový manometr nahrazen pružinovým hodinkovým manometrem, opět je připojena manžeta.

Snaha nahradit rtuť ale zachovat podobný design vedla ke vzniku tzv. pseudortuťových tonometrů. Jedná se o elektronické tonometry, které nemají autonomní vyhodnocovací algoritmy, pouze zobrazují hodnotu aktuálního tlaku na displeji, nebo na sloupci svítivých diod. Tento přístroj je zachycen na Obr. 3.3.



Obr. 3.3 – digitální pseudortuťový tonometr, kde je rtuťový manometr nahrazen digitálním zobrazovacím prvkem, opět je připojena manžeta s balónkem.

Dnes skoro nejběžnějším typem, se kterým se může i laik setkat jsou elektronické, automatické tonometry. Tyto tonometry neobsahují mechanický člen pro měření tlaku, ale je v nich obsažen elektronický tlakový senzor stejně jako u pseudortuťových tonometrů. Dále již mají i vlastní systém pro nafouknutí manžety, realizovaný pomocí kompresoru a elektronicky ovládaných výpustných ventilů. Elektronika v nich obsažená se stará o celkové měření a vyhodnocení krevního tlaku, umožňuje logování profilů, mnohdy i zobrazení trendů apod. Tyto systémy jsou z hlediska uživatelského komfortu na vysoké úrovni a dalo by se říct, že pro měření stačí jen zmáčknout tlačítko start. Tento přístroj je zachycen na Obr. 1.4.

Měření krevního tlaku

Samotné měření krevního tlaku je možné realizovat pomocí několika metod. Pro rtuťové a aneroidní tonometry jsou v praxi použitelné dvě metody, a to metoda palpační a auskultační. Než se však dostaneme k popisu těchto metod, uvažujme zásadní fakt, který se děje při měření. Nafouknutí manžety nad určitou hodnotu tlaku (systolický tlak) způsobí zaškrcení krevního okruhu v tepně, nad kterou je umístěna tlaková manžeta. Postupným snižováním tlaku v manžetě dochází k obnovení proudění v této tepně a pozorováním změn je možné určit právě hodnoty krevního tlaku.



Obr. 1.4 – digitální automatické tonometry.

Palpační metoda je metoda velmi jednoduchá, pomocí které lze určit pouze hodnotu systolického tlaku. Umístíme manžetu na paži, tuto manžetu nafoukneme nad hodnotu systolického tlaku, takto dojde k zaškrcení brachiální tepny. Bříško prstu přitlačíme nad vřetenní tepnu, stejně jako kdybychom chtěli detekovat pulz. Postupně odpouštíme manžetu a v okamžiku, kdy ucítíme první známky pulzu tak se jedná o hodnotu systolického tlaku.

Auskultační metoda je druhou metodou na měření krevního tlaku pomocí klasických tonometrů. Opět umístíme manžetu na paži a nafoukneme, což způsobí zaškrcení brachiální tepny, ale tentokrát ještě budeme potřebovat fonendoskop (stetoskop). Stetoskop umístíme do loketní jamky a postupně postupným odpoštěním tlaku v manžetě dochází k postupnému uvolnění a zprůchodnění brachiální tepny. Tím že dojde k částečnému obnovení průtoku tepnou, avšak stále bude tento průtok zmenšený vlivem částečného zaškrcení, budou slyšitelné tzv. Korotkovovy šelesty (fenomény). Při prvním ozvu těchto šelestů bereme aktuální odečtenou hodnotu jako hodnotu systolického tlaku. Postupným uvolňováním tlaku v manžetě dojde k plnému zprůchodnění tepny a dojde také k odeznění Korotkovových šelestů. V tento okamžik odečteme aktuální hodnotu tlaku a jedná se o hodnotu tlaku systolického.

Měření krevního tlaku

Samotné měření krevního tlaku je možné realizovat pomocí několika metod. Pro rtuťové a aneroidní tonometry jsou v praxi použitelné dvě metody, a to metoda palpační a auskultační. Než se však dostaneme k popisu těchto metod, uvažujme zásadní fakt, který se děje při měření. Nafouknutí manžety nad určitou hodnotu tlaku (systolický tlak) způsobí zaškrcení krevního okruhu v tepně, nad kterou je umístěna tlaková manžeta. Postupným snižováním tlaku v manžetě dochází k obnovení proudění v této tepně a pozorováním změn je možné určit právě hodnoty krevního tlaku.

Palpační metoda je metoda velmi jednoduchá, pomocí které lze určit pouze hodnotu systolického tlaku. Umístíme manžetu na paži, tuto manžetu nafoukneme nad hodnotu systolického tlaku, takto dojde k zaškrcení brachiální tepny. Bříško prstu přitlačíme nad vřetenní tepnu, stejně jako kdybychom chtěli detekovat pulz. Postupně odpouštíme manžetu a v okamžiku, kdy ucítíme první známky pulzu tak se jedná o hodnotu systolického tlaku.

Auskultační metoda je druhou metodou na měření krevního tlaku pomocí klasických tonometrů. Opět umístíme manžetu na paži a nafoukneme, což způsobí zaškrcení brachiální tepny, ale tentokrát ještě budeme potřebovat fonendoskop (stetoskop). Stetoskop umístíme do loketní jamky a postupně postupným odpouštěním tlaku v manžetě dochází k postupnému uvolnění a zprůchodnění brachiální tepny. Tím že dojde k částečnému obnovení průtoku tepnou, avšak stále bude tento průtok zmenšený vlivem částečného zaškrcení, budou slyšitelné tzv. Korotkovovy šelesty (fenomény). Při prvním ozvu těchto šelestů bereme aktuální odečtenou hodnotu jako hodnotu systolického tlaku. Postupným uvolňováním tlaku v manžetě dojde k plnému zprůchodnění tepny a dojde také k odeznění Korotkovových šelestů. V tento okamžik odečteme aktuální hodnotu tlaku a jedná se o hodnotu tlaku systolického.

Obecná legislativa

Pravidelné revize zdravotnických prostředků - lékařských přístrojů elektrických i neelektrických - jsou dány zákonem 123/2000 Sb., ve znění novelizace č. 130/2003 Sb. a následných úprav zákonem 346/2003 Sb. Zpočátku revizní prohlídky prováděl výrobce nebo servisní organizace, které zajišťují opravy zdravotnické techniky. Organizace revizní prohlídky vykonávaly v rámci svého živnostenského oprávnění výroba a opravy lékařských přístrojů a složením zkoušky dle vyhlášky č. 50/1978 Sb.

Současný právní stav jasně vymezil pravidla, kdo a za jakých podmínek může vykonávat revizní prohlídky. Tato otázka je upravena zákonem 124/2000 Sb. a novelizovanou

normou ČSN EN 60601-1 a ČSN EN 62 353. Kontrolní činnosti jsou oprávněny SÚKL Praha, VZP, ČMI, ČOI a od roku 2005 nově zřízený Státní úřad inspekce práce Praha.

V současné době revizní prohlídky může vykonávat pouze osoba která má od ITI Praha oprávnění organizace k výkonu této činnosti, na základě kterého jí byl vydán živnostenský list montáž, opravy, revize a zkoušky vyhrazených zařízení. Samotnou revizní prohlídku smí provádět pouze fyzická osoba, která složila státní zkoušku ITI Praha a obdržela osvědčení revizního technika.

Ověřování tonometrů se řídí zákonem 505/1990 Sb. ve znění novelizace č. 119/2000 Sb. a následných úprav zákonem 137/2002 Sb. Tonometr je podle vyhlášky č. 345/2002 Sb. stanoveným měřidlem, které musí být každé dva roky ověřeno.

Cíl a obsah měření

Cílem měření bude ověření přesnosti tonometrů různých principů a konstrukce. U klasických rtuťových, pseudortuťových a ručkových tonometrů bude následovat tvorba kalibrační křivky dle naměřených odchylek oproti normovanému měřidlu (NIBP simulátor). U měřících přístrojů automatických a poloautomatických bude pouze ověřena výrobcem dedikovaná přesnost měření tlaku a tepu na třech konkrétních simulovaných situacích pomocí NIBP simulátoru. Dále bude úkolem také změřit hodnotu krevního tlaku na kolegovi.

Úkoly měření:

- A) Proved'te měření odchylek tlaků u rtuťového tonometru pro 5 hodnot tlaku a zanešte do grafu, vytvořte korekční křivku.
- B) Proved'te měření odchylek tlaků u ručkového tonometru pro 5 hodnot tlaku a zanešte do grafu, vytvořte korekční křivku.
- C) Proved'te měření odchylek tlaků u pseudortuťového tonometru pro 5 hodnot tlaku a zanešte do grafu, vytvořte korekční křivku.
- D) Ověřte přesnost digitálního automatického tonometru na třech tlakových situacích a potvrďte, zda li je v souladu s přesností udávanou výrobcem.
- E) Ověřte přesnost digitálního poloautomatického tonometru na třech tlakových situacích a potvrďte, zda li je v souladu s přesností udávanou výrobcem.
- F) Proved'te měření krevního tlaku

Použité přístroje a pomůcky

Simulátor tlaku BC Biomedical NIBP-1010 + příslušenství

Balonek s odpouštěcím ventilem

Rtuťový tonometr
Aneroid - deformační (hodinkový) tonometr
Pseudortuťový tonometr
Poloautomatický digitální tonometr
Automatický digitální tonometr

Postup měření

Nejprve sestavte měřicí aparaturu. Ta se skládá z testovaného tonometru, v případě manuálních a poloautomatických tonometrů ze zdroje tlaku (balonek s ventilem), a simulátoru NIBP-1010. Při spojování pneumatických součástí volte vhodná konektorová zakončení z příslušenství simulátoru NIBP-1010. Schematický náčrtek měřicí aparatury je na straně 16, kapitola OPERATIONS v uživatelském manuálu simulátoru.

Pro body A,B,C platí stejný postup měření. U rtuťového tonometru nezapomeňte před vlastním měřením otevřít transportní ventil, a po skončení opět uzavřít.

Po sestavení měřicí aparatury zapněte simulátor NIBP-1010 a nastavte mód měření tlaku „MANOMETER“, postupujte dle uživatelského manuálu, kapitola „RUNNING A TEST“ strana 28. Uzavřete odpouštěcí ventil balonku a natlakujte systém na tlak 200 mmHg. Následně pozvolna odpouštějte tlak a sledujte hodnoty tlaku na simulátoru, v pěti bodech запиšte naměřené hodnoty na simulátoru a měřeném tonometru. V každém měřeném bodě uzavřete odpouštěcí ventil a vyčkejte do ustálení hodnoty tlaku na simulátoru. Velikost tlakového kroku přizpůsobte počtu měření, jako dolní mez zvolte tlak 50 mmHg. Výsledky měření запиšte do tabulky a zakreslete do grafu, kde vyneste kalibrační křivku pro každý tonometr.

Pro body D a E platí stejný postup měření. V bodě D nepřipojujte balonek, připojte tonometr přímo na simulátor tlaku, protože automatický tonometr má vlastní zdroj tlaku.

Sestavte měřicí aparaturu a zapněte simulátor NIBP-1010, nastavte mód NIBP simulace. Zde je na výběr ze tří situací, „Adult high“, „Adult low“ a „Neonatal“. Podrobný popis nastavení simulátoru je v uživatelském manuálu na straně 21, kapitola „BASIC TEST MODES“. Parametry a způsob ovládání digitálních tonometrů je popsán v uživatelském manuálu každého tonometru. Proved'te tři měření, pokaždé s jinou situací. Pro každou měřenou situaci запиšte do tabulky hodnoty simulovaného tlaku a tepové frekvence z displeje simulátoru a výsledný změřený tlak a tepovou frekvenci z digitálního tonometru. Výpočtem zjistěte, zda li jsou měřené hodnoty v intervalu daném přesností konkrétního tonometru dle specifikace výrobce. Naměřené hodnoty запиšte do tabulky spolu s vypočtenou odchylkou.

Měření tlaku u tonometrů A – C proveďte jak palpační tak auskultační metodou, výsledky srovnejte s automatickým tonometrem.

Naměřené výsledky

Vytvořte tabulky naměřených hodnot pro jednotlivé tonometry a jejich měřené parametry. Dle údajů z tabulek sestrojte grafy kalibračních křivek pro manuální tonometry a pro digitální tonometry spočítejte procentuální odchylky naměřených hodnot. Pro každou skupinu tonometrů (manuální, digitální) vytvořte protokol.

Kontrolní otázky k dané problematice

- Co je to auskultační metoda měření tlaku?
- Smysl ověřování tonometrů?
- Z jakých parametrů se skládá údaj reprezentující krevní tlak?
- Na jakém principu funguje měření krevního tlaku?

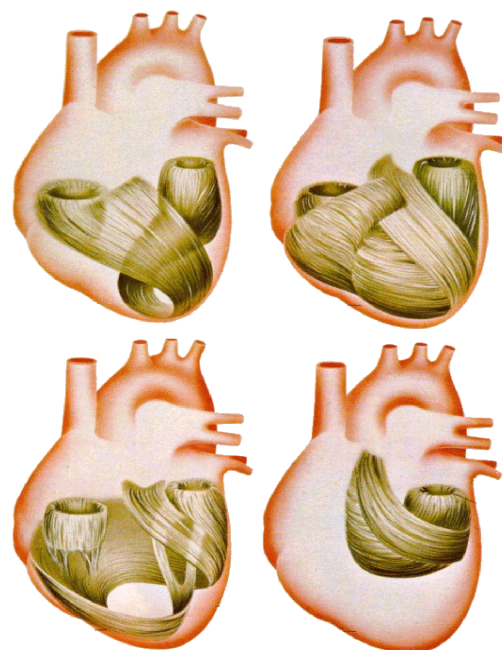
Literatura

- [1] SILBERNAGL, Stefan; DESPOPOULOS, Agamemnon. Atlas fyziologie člověka. 6. vyd. [s.l.] : Grada. ISBN 80-247-0630-X.
- [2] Webster, J.G. ed. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Wiley. [online]. c1999-2009, poslední aktualizace 17. 8. 2008 [cit. 2009-05-12]. Dostupné z WWW: <http://mrw.interscience.wiley.com/emrw/9780471732877/home/>
- [3] Rozman, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006. 406 s.
- [4] Zákon č. 123/2000 Sb., zdroj: SBÍRKA ZÁKONŮ ročník 2000, částka 36, ze dne 12.5.2000
- [5] ČSN EN 60601-1-2. Zdravotnické elektrické přístroje: Všeobecné požadavky na bezpečnost. 02/2003.
- [6] ČSN EN 62353. Zdravotnické elektrické přístroje: Opakované zkoušky a zkoušky po opravách zdravotnických elektrických přístrojů. 8/2008.

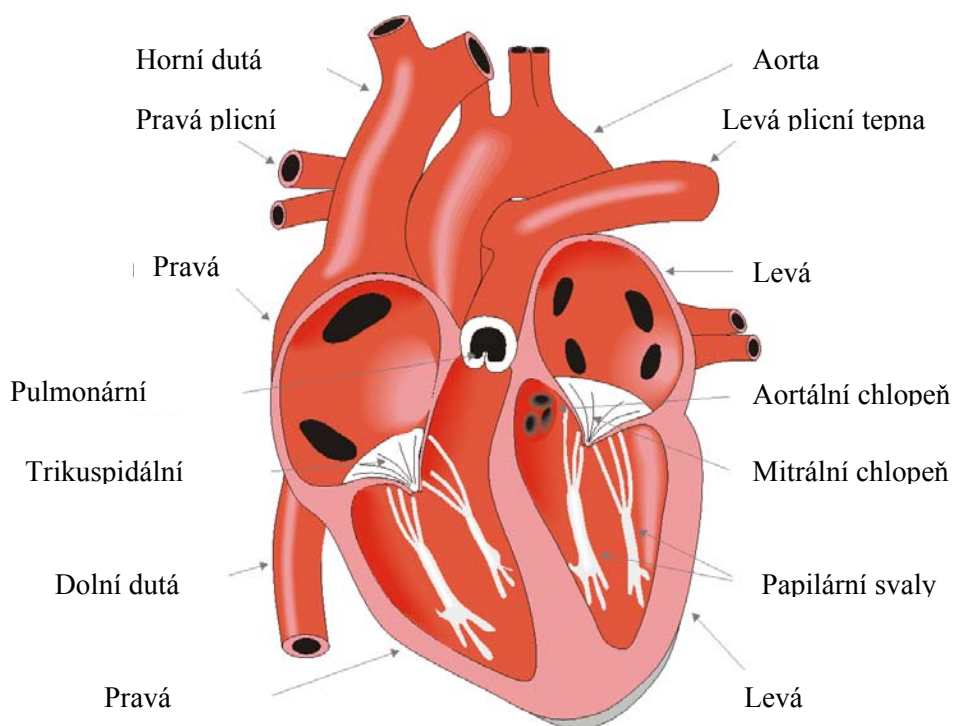
2. Principy a aplikace elektrokardiografů

Anatomická stavba

Srdce je dutý orgán rozdělený na čtyři části. Svislá přepážka ho rozděluje na pravou a levou část. Každá část je pak ještě chlopněmi rozdělena na síň a komoru, viz Obr. 2.2.1. Srdeční svalovina se nazývá **myokard**. Ten je v síních tvořen dvěma a v komorách třemi vrstvami – **povrchovou** (společná pro obě komory, tvořena převážně šikmo probíhajícími sloupci srdečních buněk), **střední** (samostatná pro každou komoru, tvořena převážně cirkulárně probíhajícími sloupci srdečních buněk) a **vnitřní** (srůstá s endokardem – výstelkou srdeční dutiny, vytváří papilární svaly a trabekuly), viz Obr. 2.1. Celé srdce je pak uloženo ve vazivovém obalu – **perikardu**. Ten se v místě, kde jsou cévy, „stáčí“ dovnitř a tvoří druhou vrstvu nazývanou **epikard**. Mezi nimi je tzv. **perikardiální dutina** s malým množstvím tekutiny [4, 5].



Obr. 2.1 – Svaly myokardu komor [6]



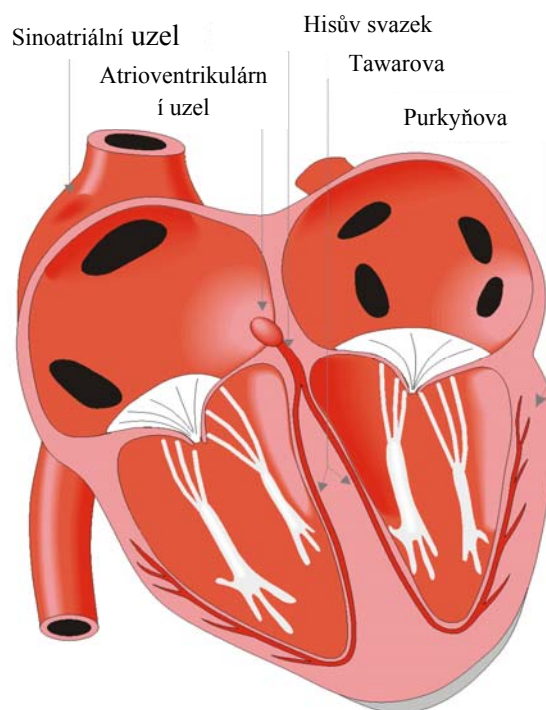
Obr. 2.2 – Anatomická stavba srdce [6]

Funkce srdce - fyziologie

Zdravé srdce pracuje jako pumpa, která v těle uvádí do oběhu krev. Z pravé komory je krev transportována plicními tepnami do plic, zbavuje se oxidu uhličitého a okysličuje. Z plic se vrací do levé síně plicní žílou, dostává se skrze chlopně do levé komory a z ní potom aortou a dalšími tepnami proudí do celého organismu, aby dodala tkáním kyslík společně s živinami a odebrala odpadní látky. Zpět do srdce se dostává žilami ústících do horní a dolní duté žíly do pravé síně, potom do pravé komory. Za jednu minutu v klidovém stavu vypudí srdce přibližně pět litrů krve. Je-li tělo v zátěži, může být tento objem zvýšen až 3krát. Tato veličina se nazývá srdeční výdej (Cardiac Output – CO). Pro správnou činnost srdce je třeba, aby byly stahy srdeční svaloviny dostatečně silné a synchronizované. Stah iniciuje elektrické dráždění srdeční svaloviny [3, 4, 5].

Převodní systém srdce - elektrofyziologie

Buňky srdečního svalu jsou stejně jako všechny ostatní vzrušivé, tzn. na adekvátní podnět na membráně je vyvolána odpověď v podobě akčního potenciálu. Ten má však v případě srdečních buněk výrazně delší trvání. Kromě toho se jeho průběh liší v pracovním myokardu i různých částech převodního systému – soustavě specifických buněk, které jsou schopny sami generovat elektrické impulzy (automacie) a tím řídit činnost srdce. Struktura, která generuje pulzy s nejvyšší frekvencí se nazývá **pacemaker**. Svou činností určuje srdeční frekvenci (Heart Rate – HR). U zdravého srdce je to sinoatriální (SA) uzel v pravé síni. Z něj se pulzy šíří paprskovitě síněmi až k přepážce mezi síněmi a komorami, která je tvořena chlopněmi. Chlopně slouží nejen jako opatření proti zpětnému toku krve z komor do síní, ale také jako elektrická izolace. Převod elektrického impulsu přes tuto izolaci je u zdravého srdce možný pouze přes síňokomorový (atrioventrikulární – AV) uzel, který se zpožděním oproti SA uzlu stimuluje komory. Tento podnět se šíří dále z AV uzlu podél komorové přepážky Hisovým svazkem, který přechází v Tawarova raménka a dále na jemná Purkyňova vlákna. Ta ho předají buňkám myokardu. Při stimulaci nadprahovým podnětem



Obr. 2.3 – Srdeční převodní systém [6]

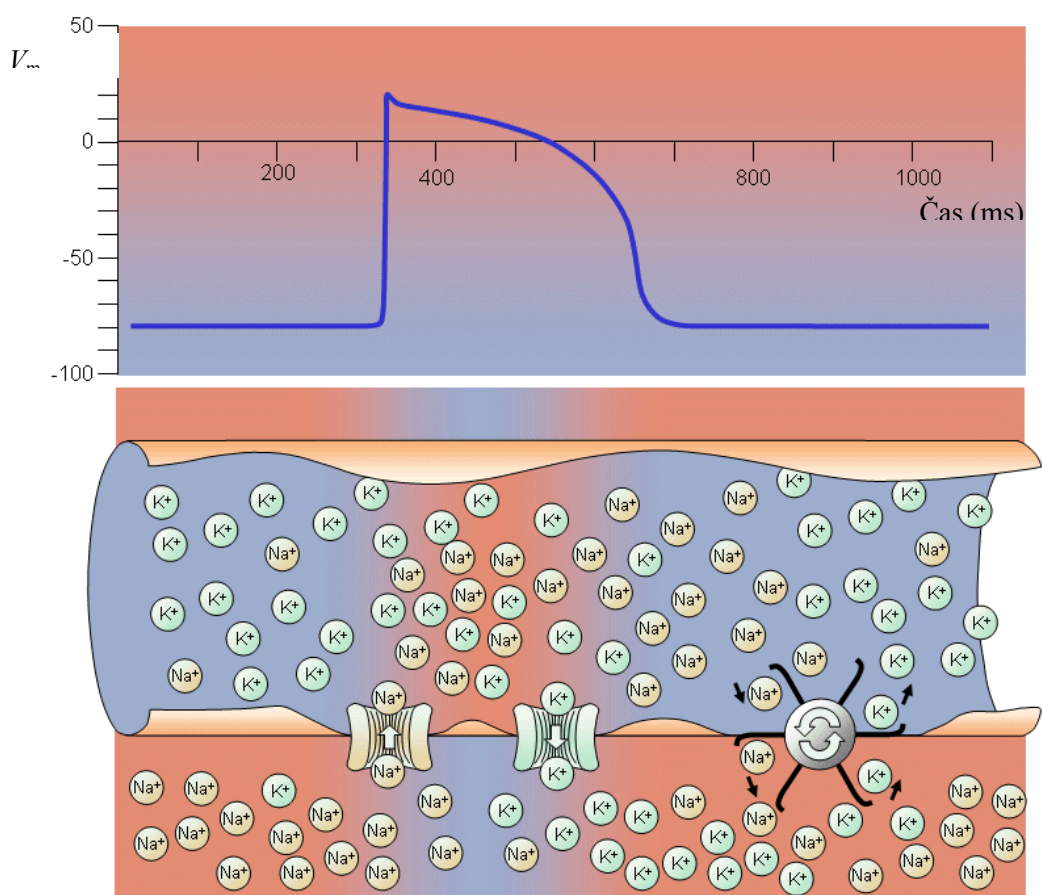
je tedy vzruch šířen po celém srdci, viz Obr. 2.3. Rychlost šíření je různá pro každou strukturu. Nejpomaleji vede SA a AV uzel rychlostí 0,05 m/s, pracovní myokard rychlostí 0,3 – 1 m/s a převodní systém v komorách 1 – 4 m/s (nejrychleji Hisův svazek, nejpomaleji Purkyňova vlákna). Hodnota pro srdeční frekvenci v klidu, je-li pacemakerem SA uzel, je 70 tepů za minutu, AV uzel 50 – 60 tepů za minutu a jsou-li pacemakerem komorové struktury, je frekvence 25 – 45 tepů za minutu.

Poruchy převodního systému v podobě blokády přenosu elektrického stimulu nebo špatné funkčnosti některé z jeho částí jsou důvodem pro implantaci kardiostimulátoru, kardioverteru-defibrilátoru nebo biventrikulárního kardioverteru-defibrilátoru. Tento zákrok nevede k vyléčení poruchy, ale výrazně zvyšuje kvalitu a délku života pacienta. Další možností léčby je katetrizační ablace [1, 2, 3, 4].

Klidový a akční membránový potenciál

Základní vlastností vzrušivých buněk je schopnost depolarizace a repolarizace. Klidový membránový potenciál je roven -50 až -90 mV (záleží na funkci buňky) – **buňka je polarizována**. Záporné znaménko vyjadřuje, že vnitřek buňky je oproti vnějšku negativně nabit. Tento stav je dán nerovnoměrným rozložením iontů na opačných stranách buněčné membrány. Hlavním intracelulárním iontem srdečních buněk je, stejně jako u buněk ostatních, K^+ a hlavními extracelulárními ionty jsou Na^+ , Ca^{2+} a Cl^- . Buněčná membrána je v nepodrážděném stavu lépe propustná pro ionty draslíku, než pro ostatní. Protože je koncentrace K^+ iontů uvnitř buňky přibližně 30krát vyšší oproti vnějšku, jsou transportovány ven z buňky po svém koncentračním gradientu. To společně s přítomností sodných a vápenatých iontů vně buňky zapříčiňuje nadbytek kladných iontů v extracelulárním prostoru. Cl^- ionty se pohybují přes membránu téměř výhradně pasivně, tzn. prochází přes membránu jen v důsledku pohybu kationtů.

Akční potenciál provázejí napěťové změny na membráně, viz Obr. 2.4. Ty jsou způsobeny prouděním iontů dovnitř a ven z buňky na základě změn propustnosti membrány pro určitý iont. Akční potenciál vzniká ve chvíli, kdy se velmi rychle (během 1-3 ms) změní membránový potenciál z přibližně -90 mV na +20 až +25 mV. V této fázi je buňka **depolarizována**. Následuje krátká **částečná repolarizace**, kdy hodnota membránového potenciálu klesne na +10 až +15 mV. Další část průběhu je typická pouze pro srdeční buňky a nazývá se **fází plató**. Trvá přibližně 200 až 350 ms. Až na jejím konci se buňka **plně repolarizuje** a vrací se do **polarizovaného stavu** – membránový potenciál je opět cca -90 mV.



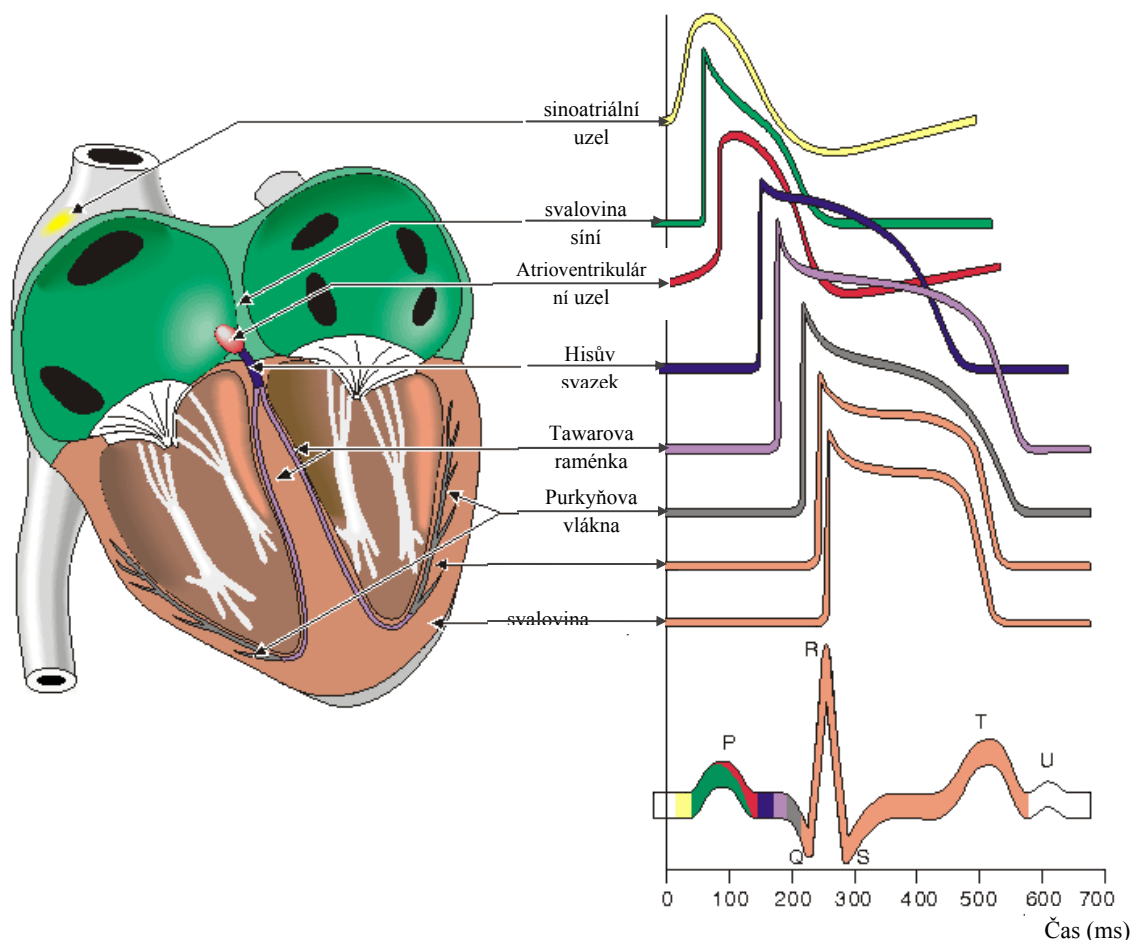
Obr. 2.4 – Transport iontů přes membránu a změny polarity v jednotlivých fázích akčního potenciálu [6]

Rozlišujeme dva základní typy akčních potenciálů:

- 1) akční potenciál s rychlou depolarizací je typický především pro buňky pracovního myokardu, viz Obr. 2.5. Při dosažení prahové úrovně stimulu se otevrou rychlé Na^+ kanály a tento kationt proudí z extracelulárního prostoru rychle do nitra buňky. Tato vysoká rychlost je dána ochotou kationtů proudit po svém koncentračním i elektrickém gradientu a velkým počtem těchto kanálů. Po 1-2 ms se kanály inaktivují a zůstávají tak až do pozdní repolarizace. V tuto chvíli je také obrácen elektrický gradient. Částečná repolarizace je charakteristická poklesem membránového potenciálu o 5 – 10 mV a je způsobena uzavřením rychlých Na^+ kanálů a krátkodobým otevřením K^+ kanálů (K^+ proudí ven z buňky). Při plató fázi je membránový potenciál stále kladný (10 – 15 mV) a pohyb iontů přes membránu buňky je relativně v rovnováze. Kanály pro K^+ jsou částečně otevřeny (K^+ proudí ven z buňky) a díky hodnotě membránového potenciálu blízkému nule se otevírají i Ca^{2+} kanály (Ca^{2+} proudí dovnitř). Při převaze proudu kationtů ven z buňky v důsledku inaktivace

Ca^{2+} kanálů klesá membránový potenciál, zvyšuje se propustnost pro K^+ ionty a obnovuje klidový membránový potenciál.

- 2) akční potenciál s pomalou depolarizací je typický pro buňky SA a AV uzlu, viz Obr. 2.5. Liší se především méně negativní a nekonstantní hodnotou klidového potenciálu, který se pomalu přibližuje spouštěcí úrovni. Tomuto jevu se říká spontánní diastolická depolarizace a buňky tak mohou fungovat jako zdroj podnětů. Dalším rozdílem je rychlost depolarizace. Ta je nižší, protože je podmíněna otevřením pomalých specifických Ca^{2+} kanálů (oproti rychlým Na^+ kanálům). Protože se na tomto jevu nepodílejí sodné kationty, chybí také fáze částečné repolarizace [3, 4].

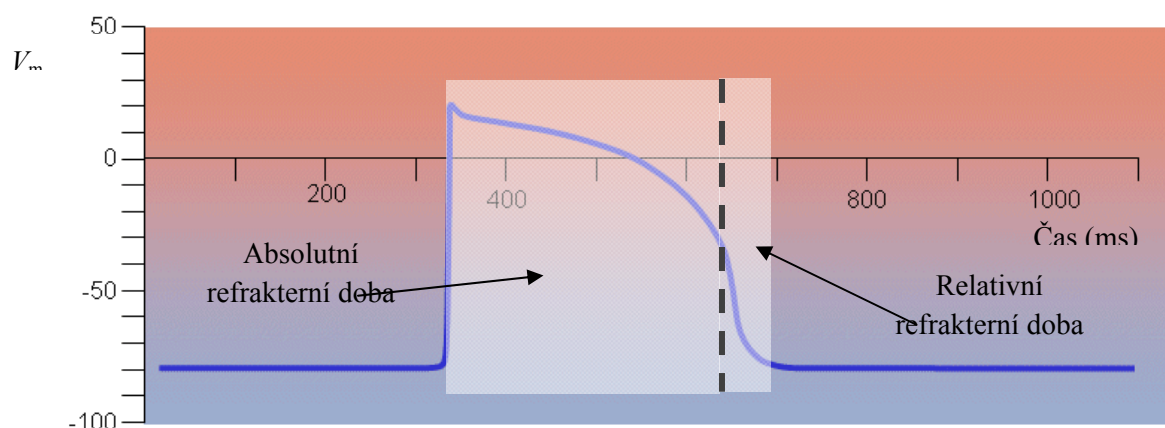


Obr. 2.5 – Průběhy akčních potenciálů v jednotlivých částech srdce [6]

Šíření akčního potenciálu

Akční potenciál se šíří převodním systémem a poté svalovinou pouze jedním směrem. Jedna buňka aktivuje druhou. Postup stimulu jedním směrem je způsobený dočasnou neschopností buňky reagovat na podráždění. Tomuto časovému úseku se říká **absolutní refrakterní doba**. Akční potenciál tedy může přestoupit jen na buňku, která těsně před tím nebyla aktivována. Krátký časový úsek následující po absolutní refrakterní době se nazývá

relativní refrakterní doba. V této fázi lze buňku aktivovat pouze mnohokrát vyšším nadprahovým podnětem [3, 4].



Obr. 2.6 Absolutní a relativní refrakterní doba [6]

Proměnlivost anatomických a fyziologických parametrů

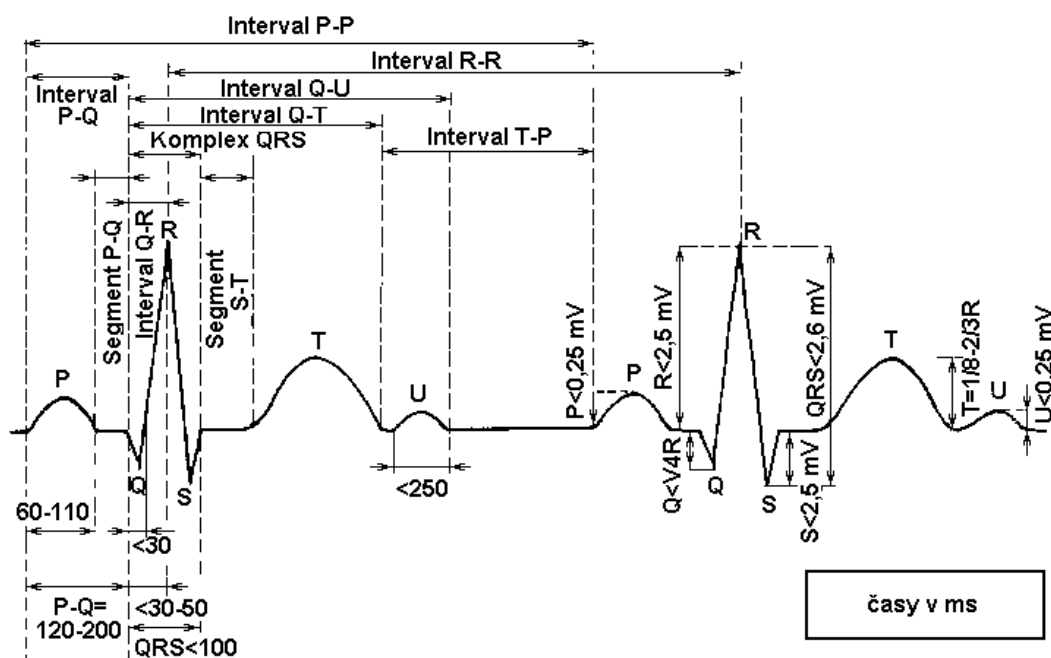
Pro každého jedince jsou charakteristické určité parametry popisující současný stav jeho organismu. Tyto hodnoty se mění v souvislosti se zatížením (fyzickým nebo psychickým). V Tab. 2.1 jsou uvedeny typické hodnoty pro nesportovce a trénované vytrvalostní sportovce [2].

Tab. 2.1 Typické hodnoty pro sportovce a nesportovce [2]

	nesportovci		sportovci	
	v klidu	maximálně	v klidu	maximálně
hmotnost srdce (g)	300		500	
objem krve (l)	5,6		5,9	
srdeční frekvence (min^{-1})	80	180	40	180
tepový objem (ml)	70	100	40	190

Vznik EKG křivky

Příchodem podráždění na svalovinu síní dochází k její postupné depolarizaci, která se projeví vznikem vlny P. Po projití podráždění úsekem pomalého vedení – úsek PQ, dochází k rychlé depolarizaci obou komor současně, kdy se depolarizace šíří z vnitřní strany na vnější. Depolarizace komor je v záznamu EKG jasně patrná, jako QRS komplex. Současně s QRS komplexem probíhá repolarizace síní, jejíž elektrický projev je QRS komplexem překryt. Poslední fázi – repolarizace komor, je v záznamu možné pozorovat jako poslední vlnu T. Tyto akční potenciály se šíří ze srdce vodivým prostředím (lidské tělo lze považovat za prostorový vodič) a lze je pomocí vhodných elektrod snímat z povrchu těla. Záznam průběhu těchto biopotenciálů se nazývá elektrokardiogram, viz ukázka na Obr. 2.7.



Obr. 2.7 – Popis EKG křivky

Standardní 12 svodový EKG system

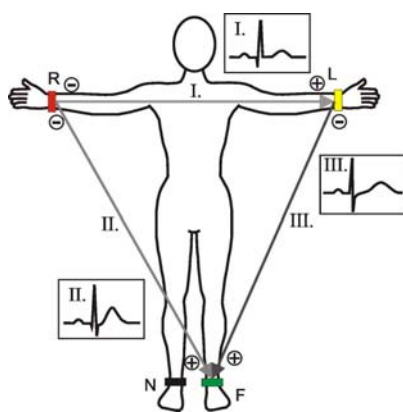
Klinicky nejpoužívanější systém pro registraci srdečních biopotenciálů využívá 12 svodů, které jsou založeny na principu měření elektrického napětí mezi již ustálenými místy na jednotlivých končetinách a na hrudníku lidského těla.

Dvanácti svodový systém sestává z:

- Bipolárních končetinových svodů dle Einthovena (svody I, II, III)
- Unipolárních zesílených svodů – Goldbergovy svody (aVL, aVR, aVF)
- Unipolárních hrudních svodů – Wilsonovi svody (V1 – V6)

Bipolární svody

Elektrody se umísťují na zápěstí horních končetin (R-červená, L-žlutá) a na spodní část dolní levé končetiny (F-zelená). Na dolní část pravé končetiny se připojuje “neutrální” elektroda (N-černá). Toto rozložení se používá převážně v ambulantní praxi. Vzhledem k relativně dobré vodivosti pokožky (až 600mS/m) je možné jednotlivé elektrody umístit i na jiná místa těla, avšak vždy tak, aby byl zachován tzv. Einthovenův trojúhelník. Této skutečnosti je velmi často využíváno v akutní péči, kdy se snímací elektrody lepí na hrudník pacienta.



$$U_I = \Phi_L - \Phi_R$$

$$U_{II} = \Phi_F - \Phi_R$$

$$U_{III} = \Phi_F - \Phi_L$$

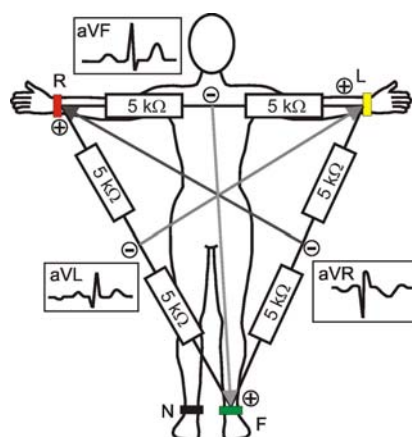
Obr. 2.8 – Geometrie standardních končetinových svodů

Pomocí diferenčních zesilovačů jsou měřeny rozdíly elektrických potenciálů v čase, vždy mezi dvěma elektrodami, matematický zápis pro jednotlivé svody je uveden výše.

Goldbergovy unipolární svody

Výsledný průběh napětí je dán rozdílem potenciálu jedné končetiny a “zprůměrovaného” středního potenciálu od zbývajících končetin. Střední potenciál (někdy též nazýván indiferentní elektrodou) je vytvořen pomocí napětového děliče 50:50, viz obr. níže.

Tyto končetiny jsou označovány aVR, aVL, aVF a jejich matematický zápis je následující:



$$U_{aVR} = \Phi_R - (\Phi_L + \Phi_F)/2$$

$$U_{aVL} = \Phi_L - (\Phi_R + \Phi_F)/2$$

$$U_{aVF} = \Phi_F - (\Phi_R + \Phi_L)/2$$

Obr. 2.9 – Geometrie standardních končetinových svodů

Wilsonovy hrudní svody

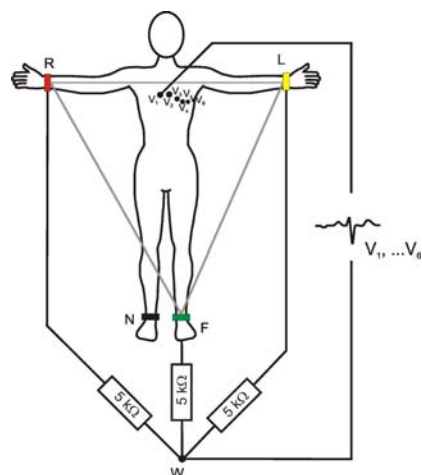
Dosud zmíněné končetinové svody prezentují elektrickou aktivitu srdce ve frontální rovině, unipolární hrudní svody dle Wilsona však poskytují informace o elektrické aktivitě srdce v horizontální rovině. Šest aktivních elektrod je umístěno na specifická místa na hrudníku a je měřen rozdíl těchto potenciálů vůči tzv. Wilsonově svorce, která je vytvořena zprůměrováním všech tří končetinových svodů, viz Obr. 2.10.

Další možné modifikace svodů

Kromě již zmíněných 12 konvenčních svodů se za některých situací a pro speciální účely užívají ještě další svody:

Jícnové svody - Jícnová elektroda je schopna svou přítomností u levé síně snímat relativně vysoké síňové potenciály, a tak přesně určovat chování elektrického pole srdečního vytvářeného aktivitou síní a její vztah k aktivitě komor. To má význam zejména u fibrilace a flutteru síní, nodálního rytmu, AV bloku apod.. V současnosti je hlavní užití jícnových svodů právě v diagnostice arytmií.

Další svody: **Nehbův trojúhelník** - bipolární svody s označením D, A, I. **Frankův korigovaný ortogonální systém** - používá 7 elektrod. **Korigovaný ortogonální systém McFee-Parungao** - 9-svodový systém.



$$U_{V1} = \Phi_{V1} - \Phi_W$$

$$U_{V2} = \Phi_{V2} - \Phi_W$$

$$U_{V3} = \Phi_{V3} - \Phi_W$$

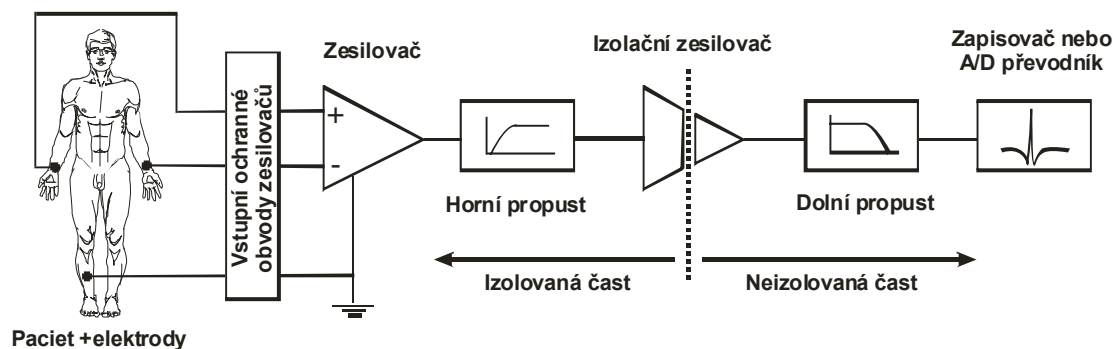
...

$$U_{V6} = \Phi_{V6} - \Phi_W$$

Obr. 2.10 – Geometrie standardních končetinových svodů

Blokové schéma EKG přístroje

V praxi se vyskytují různá technická řešení elektrokardiografů, základní princip měření a přenosu biosignálu je ustálen do podoby uvedené na obr. X. Popis jednotlivých bloků měřicího kanálu pro jeden svod je uveden v textu níže.



Obr. 2.11: Principiální schéma měřicího kanálu EKG

Vstupní ochranné obvody zesilovačů

Tyto obvody jsou předřazené vstupu vlastního zesilovače, s cílem chránit vstupní obvody zesilovače před poškozením velkými elektrostatickými náboji nebo defibrilačním výbojem. Zároveň je vyžadováno, aby ochranný obvod neovlivňoval vlastnosti samotného

zesilovače.

Ochrana je realizována omezovačem napětí, zapojeným paralelně mezi vstupní svorky zesilovače. Jako omezovače napětí výrobci zdravotnické techniky používají např. antiparalelně zapojené diody, antisériově zapojené Zenerovy diody, popř. lze použít napěťový omezovač ze dvou křemíkových tranzistorů, případně použít nízkonapěťové výbojky. Proti proudovému přetížení omezovače bývá zapojen předřadný odpor a pro velké výboje jiskřiště.

Zesilovače biopotenciálů

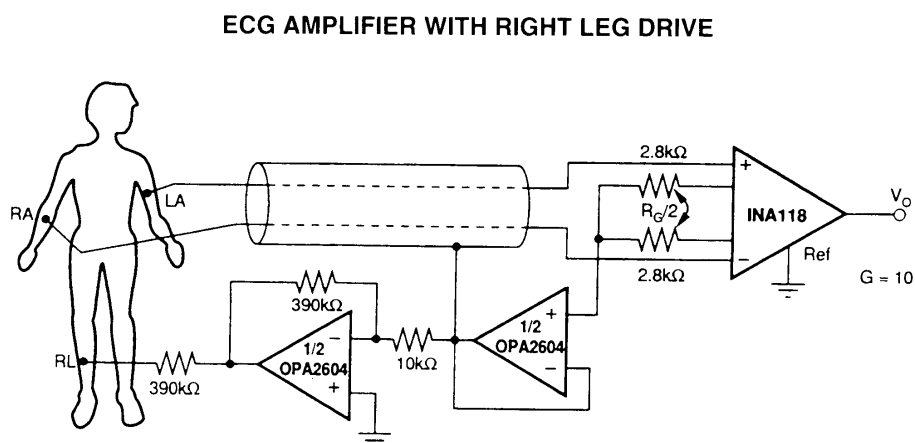
Zesilovače zvyšují úroveň signálu tak, aby byl vhodný pro další zpracování, a zároveň zajišťují i impedanční přizpůsobení vstupu přístroje zdroji signálu (pacient) a dokáží jimi i potlačit nežádoucí rušení - kdy je nejčastějším zdrojem vnějšího rušení průnik síťového kmitočtu elektrostatickou vazbou, magnetickou indukcí nebo přímo galvanicky do některé části popisované soustavy. Tyto rušivé složky musí zesilovač účinně potlačit.

Základní vlastnosti zesilovače biopotenciálu s typickými hodnotami:

- rozdílový vstupní odpor ($> 2 \times 200 \text{ M}\Omega$)
- soufázový vstupní odpor ($> 400 \text{ M}\Omega$)
- diskriminační činitel – CMR (> 20000 při 50Hz)
- klidový vstupní proud ($< 1 \text{ nA}$)
- kmitočtová charakteristika (0,05-120 Hz, 0,5-40Hz - monitorovací)
- výstupní odpor ($< 10 \Omega$)
- zesílení (200 - 1200)
- šumové napětí na vstupu ($15 \mu\text{V}$)
- zotavovací doba při přebuzení (10s)
- ochrana vstupu proti poškození přepětím (5000V)

Obvod Driven Right Leg

Toto zapojení je často konstruktéry používáno pro potlačení soufázového, rušivého signálu. Z vnitřní struktury operačního zesilovače (přístrojového zesilovače) je odebírán rušivý signál, který je za pomoci napěťového sledovače impedančně přizpůsoben a invertujícím zesilovačem pouštěn zpět do vyšetřovaného objektu (rušivý signál má obrácenou fázi). Rezistor s hodnotou $390\text{ k}\Omega$ slouží jako omezovač proudu budícího signálu.



Obr. 2.12 – zapojení obvodu Driven Right Leg

Filtry

Nedílnou součástí zpracování signálu je filtrace. Filtr je obecně obvod, navržený tak, aby propouštěl signály určitého pásma frekvencí, zatímco ostatní frekvence potlačoval. Tyto obvody se mohou realizovat pomocí pasivních součástek, tj. rezistorů, indukčností a kondenzátorů, nebo pomocí aktivních prvků, tj. zesilovačů.

Při zpracování EKG signálu se používá frekvenční pásmo $0,05\text{ Hz} - 120\text{ Hz}$. Hornopropustným filtrem, s mezní frekvencí $0,05\text{ Hz}$, se ze signálu odstraňují rušivé složky vznikající pomalými pohyby vyšetřované osoby a pomalé elektrochemické děje.

Dolnoproputný filtr, nastavený řádově na 120 Hz , definuje horní okraj přenášeného frekvenčního pásma, tím jsou odstraňeny rušivé složky mimo rozsah frekvencí užitečného signálu.

V záznamu EKG je velmi významný rušivý příspěvek od síťového napětí, který kolísá kolem hodnoty 50 Hz . Pro jeho odstranění se využívá tzv. pásmové zádrže. Tento „vroubkový filtr“ (nazývaný také Notch filtr). odfiltrovává jen jednu požadovanou frekvenci, resp. velmi úzké pásmo frekvencí.

Izolační zesilovače – galvanické oddělení

Galvanické oddělení signálu je realizováno izolačními součástkami (izolačními zesilovači, optočleny). Tyto součástky zajišťují přenos signálu, analogového či digitálního, ze vstupu na výstup přes izolační bariéru. Ta zabezpečuje, že mezi vstupem a výstupem není žádné galvanické (ohmické) spojení. Izolační bariéra je specifikována velikostí izolačního napětí u_{iso} , izolační kapacitou C a izolačním odporem R . Z hlediska lékařské techniky je velmi důležité, aby hodnoty unikajících proudů přes izolační bariéru byly co nejmenší. Malých hodnot stejnosměrných unikajících proudů se dosahuje vysokým izolačním odporem. Naopak velmi nízkou hodnotou izolační kapacity jsou zajištěny malé střídavé unikající proudy.

U izolačních zesilovačů je definován izolační činitel potlačení souhlasného rušení IMRR (Isolation Mode Rejection Ratio). Tento činitel udává schopnost izolačního zesilovače zeslabit rušivé souhlasné napětí u_{C2} :

Izolační vazbu lze realizovat několika způsoby:

- optickými vazebními členy
- indukční – transformátorové
- kapacitní
- DC/DC měniči
- analogové izolační zesilovače
- izolační digitální zařízení

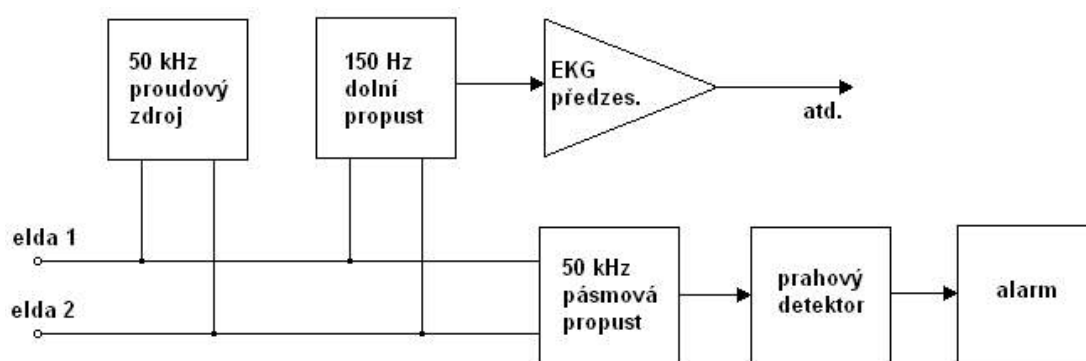
Bezpečné napájecí obvody pro EKG přístroj

Z hlediska bezpečnosti pacienta musejí být obvody galvanicky odděleny od sítě, viz technická norma ČSN EN 60601-1 a další odvozené normy skupinové.

Pro zajištění bezpečnosti a splnění požadavků norem lze využít i bateriové napájení nebo DC/DC měničů, které zajišťují oddělení napájení elektrického obvodu od sítě a zároveň mění velikost napětí.

Doplňující obvody: Kontrola kvality připojení elektrod

Pro snímání biopotenciálů neinvazivními metodami je potřeba, aby byl přechod elektroda-pacient impedančně přizpůsoben. Pro dobrý kontakt a impedanční přizpůsobení se používá mezi pokožku pacienta a elektrodu speciální gel s chloridovými ionty. Hodnota impedance tohoto přechodu se pohybuje v rozsahu jednotek až desítek $k\Omega$. Hodnota této impedance je pro správné snímání biopotenciálů velmi důležitá, a proto je třeba průběžně kontrolovat. Na Obr. 2.13 je blokové schéma obvodu, který slouží k zjišťování špatně připojených elektrod k tělu pacienta.



Obr. 2.13 – Blokové schéma obvodu kontroly kvality připojení elektrod

Pro kontrolu kvality kontaktu elektrod je přiveden mezi tyto elektrody, připojené k pacientovi, z proudového zdroje sinusový signál o frekvenci 50 kHz. Volba této frekvence má dva důvody. Prvním z nich je snížení nebezpečnosti fyziologických účinků takto vysokého kmitočtu na lidské tělo. Druhým důvodem je, že 50 kHz signál nezasahuje do spektra EKG signálu, lze ho pak před dalším zpracováním měřeného signálu lehce odfiltrovat pásmovou propustí. Užitečný signál EKG je naproti tomu filtrován dolní propustí a dále je veden do vlastních bloků EKG přístroje. Oba signály jsou tedy navzájem od sebe dobře separovány.

Průchodem konstantního proudu o velikosti řádově desítek μA lidským tělem vzniká elektrické napětí, jehož amplituda je přímo úměrná velikosti impedance mezi elektrodami. Pokud jsou tedy elektrody k pacientovi připojeny špatně nebo jsou dokonce odpojeny, napětí roste. Po průchodu pásmovou propustí prochází signál prahovým detektorem. Pokud je hodnota tohoto napětí vyšší než určitá mez, dojde ke spuštění alarmu.

Literatura:

[1] ASCHERMANN, Michael; et. al; *Kardiologie*. Praha, 2004. 1540s. ISBN 80-7262-290-0

- [2] DESPOPOLOUS, Agamemnon; SILBERNAGL, Stefan; *Atlas fyziologie člověka*, 6. vyd. Praha, Grada Publishing s. r. o., 2004. 448 s. ISBN 80-247-0630-X
- [3] ROKYTA, Richard; et.al.; *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*, 1. vyd. Praha, ISV, 2000. 359 s. ISBN
- [4] TROJAN, Stanislav; et. al; *Lékařská fyziologie*, 4. vyd. Praha, Grada Publishing s. r. o., 2003. 772 s. ISBN 80-274-0512-5
- [5] VALENTOVÁ, Klára; *Technologie a algoritmy implantabilních kardiostimulátorů a ICD*. Kladno, červen 2009. 28s. Semestrální projekt, ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství
- [6] MALMIVUO, Jaakko; PLOSNEY Robert; *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, [online] , aktualizováno listopad 2007 [cit. 10.12.2009]Oxford University Press, New York, 1995. Dostupné z www: <http://www.bem.fi/book/index.htm>
- [7] PUNČOCHÁŘ, Josef; *Operační zesilovače v elektronice*, 2. vyd. Praha, BEN, 1996. 495 s. ISBN 80-901984-3-0

Úkoly měření:

1. Za pomoci simulátoru EKG a přípravků “EKG 12svod” **zobrazte na digitálním osciloskopu nebo monitoru PC průběh EKG signálu v čase.**
 - Na simulátoru nastavte normální sin. rytmus, s fyziologickou frekvencí Změřte amplitudu EKG signálu, výpočtem stanovte velikost amplitudy před zesílením a porovnejte ji s fyziologickými parametry udávanými v literatuře. Zesílení vstupních zesilovačů $A=1000$.
 - Změřte dobu trvání jednotlivých úseků EKG křivky a porovnejte je s fyziologickými parametry uváděnými v literatuře.
2. **Proveďte analýzu biosignálu ve frekvenční oblasti.**

Pro realizaci úlohy je třeba přípravek propojit s PC, předpokládá se využití SW prostředí LabVIEW, případně LabVIEW SignalExpres.

- Zobrazte frekvenční spektrum měřeného EKG signálu
- Zarušte měřený signál rušivou frekvencí 50Hz a pozorujte změnu ve frekvenčním spektru EKG signálu.
- Aplikujte vhodný filtr (SW) pro účinné odstranění síťového brumu 50 Hz.

3. Laboratorní úloha: **“BTK EKG přístroje”**

Realizujte bezpečnostně technickou kontrolu přístroje, včetně kontroly elektrické bezpečnosti přístroje. Na reálném zdravotnickém prostředku EKG změřte:

Odpor přívodního vodiče

Izolační odpor

Unikající proud přístrojem

Unikající proud pacientem

Naměřené hodnoty zaznamenejte do protokolu o BTK přístroje, viz vzor.

3. Principy a aplikace defibrilátorů

Teoretický úvod

Defibrilace slouží k vyrušení fibrilací (srdeční arytmie, 340-600 stahů/min) srdeční svaloviny pomocí uměle vytvořeného elektrického výboje (pulzu) o velké energii. Aplikace defibrilace je nejčastější při fibrilaci komor, flutteru komor nebo při setrvalé polymorfní komorové tachykardii (déle než 30 s). Při defibrilaci dochází k depolarizaci všech buněk srdce, čímž je umožněna obnova pravidelného srdečního rytmu. Na účinnost defibrilace má velký vliv velikost protékajícího proudu (jednotky až desítky ampérů). Velikost proudu závisí na velikosti impedance tkáně pacienta (desítky až stovky ohmů) a přechodovém odporu elektrod, ale také na tvaru defibrilačního pulzu. Při větší impedanci pacienta klesá hodnota protékajícího proudu, to je kompenzováno prodloužením doby trvání defibrilačního pulzu (jednotky až desítky milisekund). Tím zůstává zachovaná plocha pod křivkou defibrilačního pulzu a tedy energie tohoto pulzu.

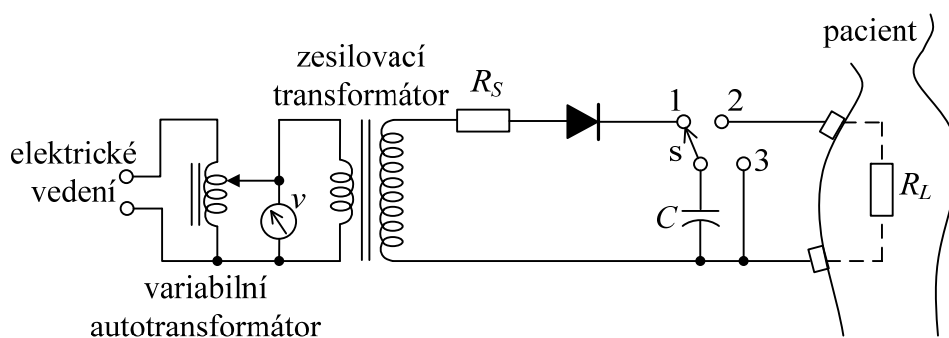
Velikost energie defibrilačního pulzu je u externích defibrilátorů nastavitelná v rozsahu 50-400 J, u implantabilních defibrilátorů (**ICD** – Implantable Cardioverter-Defibrillator) je velikost defibrilačního pulzu v rozsahu 1-50 J (30 J) podle typu a výrobce defibrilátoru.

V současné době vyráběné defibrilátory používají několik typů defibrilačních pulzů. Jednotlivé typy defibrilačních pulzů jsou prezentovány na Obr. 3.4 a Obr. 3.5.

Podle počtu fází pulzu dělíme defibrilační pulz na **monofázický pulz**, kdy je do pacienta přiváděn stejnosměrný proud pouze jedním směrem a na **bifázický pulz**, kdy je stejnosměrný proud během první fáze pulzu veden přes srdeční sval jedním směrem a v druhé fázi směrem opačným. U některých defibrilátorů se používá defibrilační pulz trifázický nebo kvadrifázický.

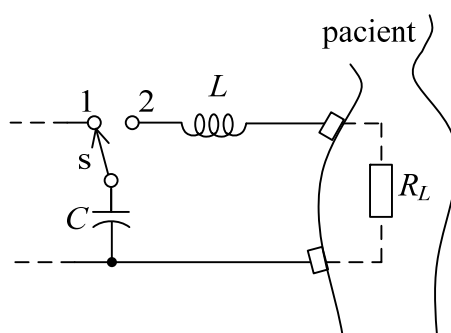
Podle tvaru pulzu (monofázického i bifázického), dělíme defibrilační pulz na **lichoběžníkový** (exponenciální), **tlumený** (sinový) a **tlumený se zpožděním**.

Lichoběžníkový tvar defibrilačního pulzu je dán časově omezeným exponenciálním vybíjením kondenzátoru (desítky μF). Vybíjení kondenzátoru je přerušeno pomocí tyristorů v okamžiku dosažení zvolené hodnoty energie obsažené ve stimulačním pulzu, náhradní schéma takového obvodu je zobrazeno na Obr. 3.1. Tento pulz je označován také jako **MTE** nebo **BTE** (Monophasic/Biphasic Truncated Exponential pulse) monofázický/bifázický zkosený exponenciální pulz, Obr.3.4 a Obr. 3.5.



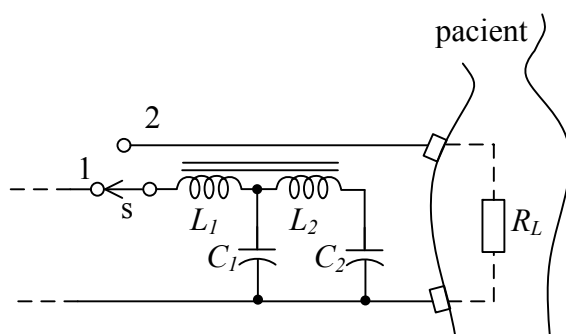
Obr. 3.1: Náhradní elektrické schéma monofázického defibrilátoru s lichoběžníkovým (exponenciálním) defibrilačním pulzem.

Tlumeného tvaru defibrilačního pulzu (**DSW** – Damped Sine Wave) je dosaženo vybíjením kondenzátoru přes cívku, tzv. tlumivku. Přidáním tlumivky do obvodu kondenzátoru je vytvořen sériový kmitavý obvod se ztrátami, Obr. 3.2. Pomocí tohoto RLC obvodu je vybuzen tlumený kmit, jehož parametry závisí na kapacitě kondenzátoru (desítky až stovky μF), indukčnosti tlumivky (desítky až stovky mH , odpor cívky jednotky Ω) a velikosti ztrátového odporu (odpor v obvodu pacienta, desítky až stovky Ω). Tlumený defibrilační pulz bývá v některých případech také časově omezen stejně jako lichoběžníkový pulz, tento pulz je pak označován jako **DMT** nebo **DBT** (Damped Monophasic/Biphasic Truncated pulse), Obr. 3.4 a Obr. 3.5.

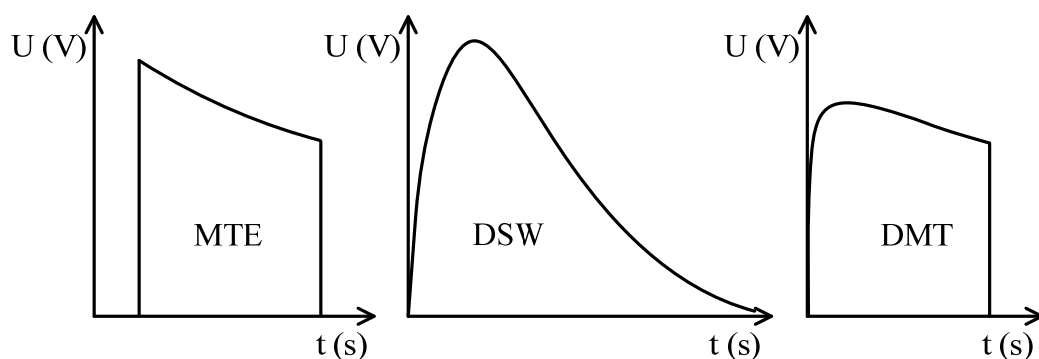


Obr. 3.2: Náhradní elektrické schéma koncového stupně monofázického defibrilátoru s tlumeným (sinovým) defibrilačním pulzem.

Tlumeného tvaru pulzu se zpožděním je dosaženo pomocí obvodu se zpožďovacím vedením, Obr. 3. Díky zpožďovacímu vedení dojde k rozšíření pulzu ve srovnání s pulzem vytvořeným kondenzátorovým defibrilátorem s tlumivkou. Rozšíření pulzu (zvětšení jeho plochy) umožňuje zmenšení velikosti proudu defibrilačního výboje, který prochází přes pacienta a tím snížení zatížení tkáně pacienta.



Obr. 3.3: Náhradní elektrické schéma koncového stupně monofázického defibrilátoru s tlumeným tvarem defibrilačním pulzu se zpožděním.

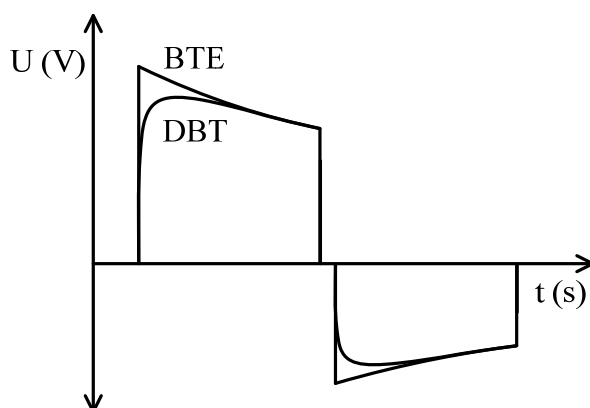


Obr. 3.4: Ukázka monofázických depolarizačních pulzů (zleva: lichoběžníkový, tlumený, tlumený se zpožděním).

Synchronizovaná kardioverze

Synchronizovaná kardioverze nebo také jen kardioverze je v podstatě synchronizovaná defibrilace, která používá menší energie defibrilačního pulzu. Typicky se začíná synchronizovaná kardioverze na hodnotě energie výboje 50 J u externí bifázické kardioverze a 5 J u interní bifázické kardioverze. Defibrilátor snímá EKG signál a vypočítává

vzdálenost R vln (tzv. R-R interval), tedy vzdálenost po sobě jdoucích QRS komplexů. Defibrilátor se synchronizuje s tímto intervalem a výboj je aplikován před samotným QRS komplexem. Kardioverze se nejčastěji používá v případě flutteru síní, síňové fibrilace a komorové tachykardie. Aplikovaný výboj depolarizuje celé srdce a tím přerušuje tzv. reentry okruh.



Obr. 3.5: Ukázka bifázických depolarizačních pulzů (lichoběžníkový BTE a tlumený se zpožděním DBT)

Transkutánní stimulace (pacing)

V současné době je většina externích defibrilátorů schopna provádět kromě defibrilace také tzv. transkutánní (zevní) stimulaci (TEPs – Transcutaneous External Cardiac Pacing). Transkutánní stimulace se používá při akutních arytmiích, v případě některých forem bradykardií a tachykardie (nad 90 stahů/minuta, dospělí pacienti). Stimulace může být prováděna v režimu on-demand, nebo v režimu fix-rate. Pro stimulaci se používají jednorázové elektrody o velké ploše, tzv. „pads“. Aktivní plocha elektrod pro transkutánní stimulaci musí být minimálně 75 cm^2 pro dospělé pacienty a 20 cm^2 pro dětské pacienty.

V režimu on-demand (bradykardie, asystolie) je stimulátor nečinný, pokud má pacient vlastní srdeční aktivitu s vyšší frekvencí, než ta, která je na stimulátoru nastavena (většinou 30-180 tepů/minuta). Stimulační pulzy jsou aplikovány pouze při snížení srdeční frekvence pacienta nebo při výpadku srdeční akce. Srdeční aktivita je sledována pomocí monitorování EKG signálu přes přídavné EKG elektrody. Vyhodnocován je časový interval R-R vln v EKG signálu. V režimu fix-rate (asystolie, bradykardie, tachykardie) lze na stimulátoru nastavovat pevnou opakovací frekvenci stimulačních pulzů (obvykle 30-180 stimulů/minuta) nezávisle na srdeční činnosti.

Velikost energie stimulačního pulzu desetin až jednotky joulů se nastavuje pomocí maximální velikosti proudu, který teče přes pacienta (0-200 mA). Velikost napětí stimulačního pulzu bývá v řádu desítek až stovek voltů. Délka pulzu a tvar pulzu závisí na typu a výrobci přístroje. Délka pulzu do 5 ms je označována jako „Short-Pulse Duration“ (krátká doba trvání pulzu), pulz má klasický tvar stimulačního pulzu s exponenciálním poklesem proudu stejně jako u implantabilních kardiostimulátorů. Délka pulzu do 20 ms s proměnnou velikostí proudu je označována jako „Short-Pulse Duration, Current Drop Off“ (krátká doba trvání pulzu s poklesem proudu o 15-20 % maxima proudu). Pulz má podobný tvar jako defibrilační pulz DMT. Délka pulzu do 40 ms se stálou velikostí proudu je označována jako „Long-Pulse Duration, Constant Current“ (dlouhá doba trvání pulzu s konstantním proudem). Pulz má obdélníkový průběh a velikost proudu tohoto pulzu je poloviční oproti předchozím dvěma pulzům.

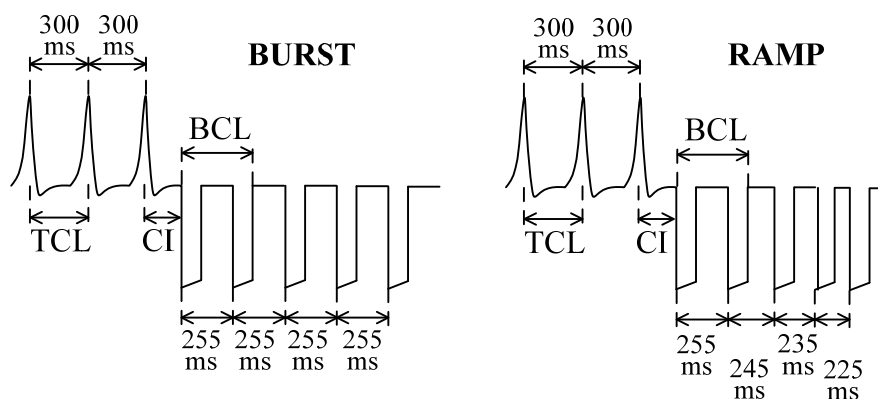
Antitachykardická stimulace

Stejně jako některé externí defibrilátory jsou i implantabilní defibrilátory schopny srdeční stimulace. Tato stimulace, která může předcházet defibrilaci, se nazývá antitachykardická stimulace (**ATP** – Antitachycardia pacing). ATP slouží k vyrušení tachykardií (srdeční arytmie, zvýšený srdeční rytmus nad 90 stahů/min) srdeční svaloviny. Účinnost ATP byla klinicky potvrzena u komorové tachykardie do 240 stahů/min.

Stimulační pulz ATP má o několik řádů menší energii než pulz defibrilační. Energie ATP pulzu dosahuje maximálně hodnot desetin až jednotek milijoulů (mJ). Svým tvarem i parametry se stimulační pulz ATP blíží stimulačnímu pulzu kardiostimulátoru. Velikost napětí náběžné hrany ATP pulzu je od -5 V do -7,5 V, šířka pulzu se pohybuje mezi 0,05 ms a 2 ms.

ATP je založena na aplikaci dávky stimulačních pulzů. První pulz této dávky je aplikován před začátkem srdečního stahu. Doba prodlevy mezi posledním snímaným srdečním stahem a prvním stimulačním impulzem ATP dávky se nazývá vazebný interval (**CI** – Coupling Interval). Vazebný interval může být fixní, pak je jeho délka napevno nastavena v milisekundách, nebo je adaptivní a pak je jeho délka vypočítána v % z délky R-R intervalu spontánní aktivity (**TCL** – Tachycardia Cycle Length), typicky 85 % TCL. Vzdálenost následujících stimulačních impulzů dávky (**BCL** – Burst Cycle Length) může být fixní (schéma stimulace **Burst**), ta bývá stejná s CI, nebo je vzdálenost jednotlivých stimulačních impulzů proměnná (schéma stimulace **Ramp**) typicky klesající o 10 ms vždy u následujícího BCL. Pokud nedojde k vyrušení tachykardie, je ATP dávka opakována. Opakovaná stimulace

Burst s kratším BCL u následující dávky se označuje jako schéma stimulace **Scan**. Ukázka Burst a Ramp schématu ATP stimulace je prezentována na Obr. 3.6.



Obr. 3.6: Schéma stimulace Burst a Ramp pro antitachykardickou stimulaci.

Obsah a cíl měření

Defibrilátory jsou lékařské přístroje, které slouží k potlačení srdeční arytmie jakou je tachykardie nebo fibrilace, kdy srdce díky nekoordinovaným stahům neplní svou fyziologickou funkci. Správnou srdeční činnost obnovuje defibrilátor pomocí elektrického výboje, tzv. defibrilačního impulsu, aplikovaného na srdeční sval. Současné typy defibrilátorů používají různé tvary defibrilačních impulsů o různé energii, která se může pohybovat od desetin Joulů až do stovek Joulů. Vzhledem k velikosti energie defibrilačního pulzu, a s tím také spojenými proudy o velikosti desítek ampérů, je žádoucí se seznámit s funkcí a konstrukcí těchto přístrojů a se správnými postupy při jejich použití nebo revizi. Cílem tohoto měření je seznámit se s funkcí defibrilátorů v režimu defibrilace i v režimu transkutánní stimulace. Pomocí analyzátoru defibrilátorů proměřit a ověřit parametry a tvary stimulačních pulzů pro různá nastavení přístroje. Jako velmi důležitý doplněk je zařazeno měření na defibrilátoru pomocí elektro-revizního přístroje.

Úkoly měření

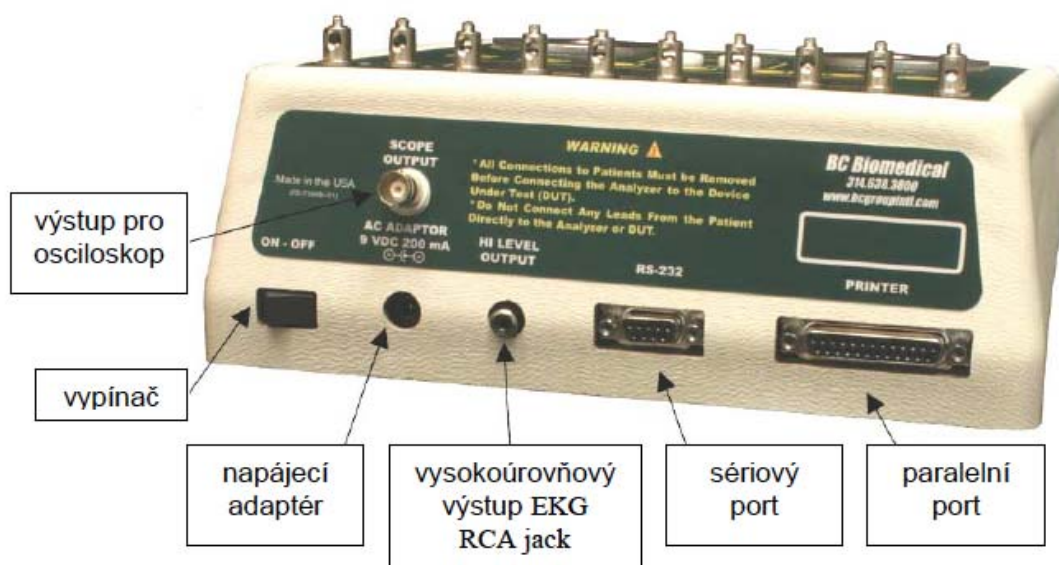
Před vlastním měřením se seznámte s obsluhou a součástmi dostupných defibrilačních přístrojů (např. CardioServ, GE Healthcare [8] a BeneHeart D3, Mindray [9]) a analyzátoru defibrilátorů (DA-2006, BC Biomedical [7]). Během měření konzultujte se cvičícím všechny postupy. Pracujte s návody k obsluze [8] a [9] dostupnými na webové stránce předmětu.

- 1) Pomocí analyzátoru defibrilátorů porovnejte nastavené a naměřené parametry defibrilačního pulzu pro více nastavení v rozsahu přístroje (nejméně 5 hodnot). Defibrilační pulzy porovnejte mezi jednotlivými přístroji a naměřené průběhy zakreslete.
- 2) Změřte dobu nabíjení kondenzátorů defibrilátoru.
- 3) Analyzátor defibrilátorů nastavte do módu „simulátor EKG“ a na monitoru defibrilátoru sledujte různé naprogramované srdeční arytmie. Dále přepněte analyzátor do režimu „Cardioversion test“. Pokuste se nastavit podle uživatelské příručky defibrilátoru režim synchronizované kardioverze (výboj synchronizovaný s nejbližší R-vlnou) a proměřte parametry synchronizovaného výboje pomocí analyzátoru.
- 4) Proměřte parametry a průběh pulzu externího defibrilátoru v režimu transkutánní stimulace připojeného pomocí přípravku k osciloskopu. Naměřené parametry pulzu porovnejte s parametry pulzů z bodu měření 2) a 3). Pro různé opakovací frekvence pulzů ověřte shodnost parametrů pulzu transkutánní stimulace pro jedno nastavení velikosti stimulačního proudu.
- 5) Pomocí elektro-revizního přístroje (MEDITEST 50) změřte unikající proudy příložnou částí. Vytvořte protokolární záznam o provedených měřeních a bezpečnostně-technické kontrole defibrilačního přístroje.

Postup měření

Ad úkol 1)

Pomocí přepínače na zadní straně analyzátoru jej uveďte do provozu, Obr. 3.7. Podle Vámi zvolených energií na defibrilátoru nastavte analyzátor na odpovídající rozsah, Obr. 3.8. Rozsah energie nastavujte pomocí tlačítka „Range“ na „High Range Defibrillator“ pro energie výboje do 1000 J, nebo „Low Range Defibrillator“ pro energie výboje do 50 J. Vyčkejte, až se na displeji analyzátoru objeví hláška „Status: Ready for Defib“, nyní je analyzátor připraven k měření.



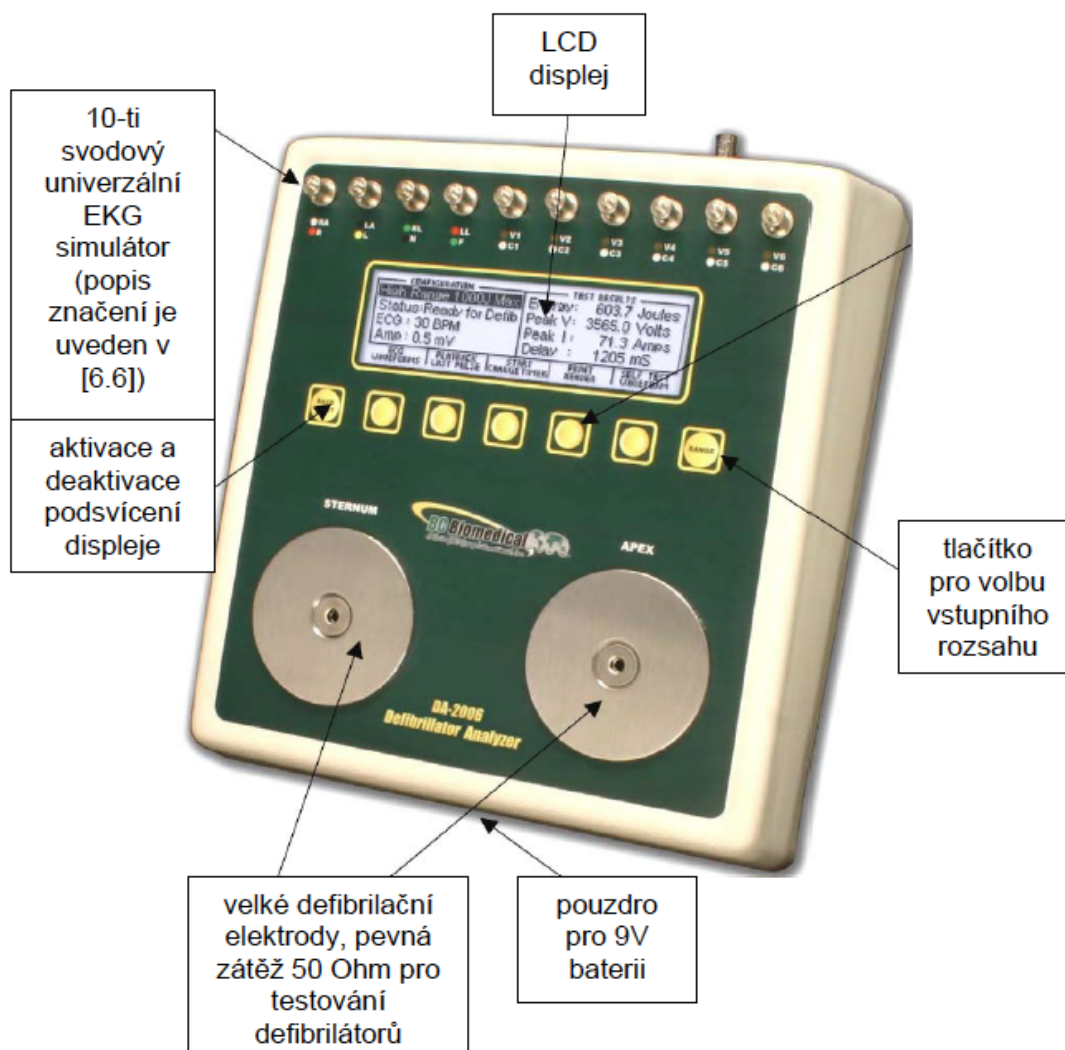
Obr. 3.7: Analyzátor defibrilátorů – pohled na zadní stranu s popisem

Na defibrilátoru zvolte hodnotu energie výboje odpovídající navolenému rozsahu na analyzátoru.

Potřete gelem pro defibrilátory nebo EKG gelem elektrody defibrilátoru (tzv. Paddle), aby nedošlo k popálení povrchů stykových ploch!!!

Přiložte elektrody defibrilátoru dokonale na elektrody analyzátoru a zmáčkněte tlačítko „Charge“ („Nabij“). V okamžiku zvukové signalizace o nabití defibrilátoru v klidu zmáčkněte pomocí palců současně obě tlačítka „Defib“ („Výboj“) na elektrodách.

Dejte pozor na to, abyste při aplikaci výboje nenadzvedly elektrody defibrilátoru z elektrod analyzátoru, došlo by tak k přeskočení jiskry a k poškození (popálení) plochy elektrod. Zároveň dejte pozor aby se elektrody defibrilátoru vzájemně nedotýkaly okraji při aplikaci výboje.



Obr. 3.8: Analyzátor defibrilátorů - celkový pohled s popisem

Na displeji analyzátoru odečtete a zapišete si energii aplikovaného výboje – „Energy“, špičkovou hodnotu napětí – „Peak V“, špičkovou hodnotu proud – „Peak I“ a dobu trvání defibrilačního pulzu. Pomocí tlačítka „Playback last pulse“ se přepnete do grafu časového průběhu defibrilačního pulzu a zakreslete si jeho tvar.

Ad úkol 2)

Přepněte analyzátor pomocí tlačítka „Range“ do režimu „High Range Defibrillator“. Na defibrilátoru nastavte maximální hodnotu energie výboje. Na analyzátoru stlačte tlačítko „Start charge timer“ během odpočtu na displeji „Charge Timer Will Begin in“ přiložte

elektrody defibrilátoru na elektrody analyzátoru. V okamžiku kdy odpočet klesne na nulu stiskněte tlačítko pro nabití defibrilátoru a nechte defibrilátor nabít. Po dokončení nabíjení defibrilátor vybijte pomocí tlačítek pro vybití do analyzátoru. Na displeji analyzátoru odečtete hodnotu času nabíjení defibrilátoru „Chg Time: xxx.x sec“. Hodnotu porovnejte s údajem výrobce v návodu k obsluze [8, 9].

Ad úkol 3)

Připojte patientský kabel do konektoru pro vstup EKG na defibrilátoru a jeho druhý konec pomocí patentů na simulované elektrody v horní části přední strany analyzátoru. Dále již pokračujte podle pokynů uživatelské příručky k analyzátoru defibrilátorů. Prohlédněte si všechny dostupné průběhy EKG včetně arytmií.

Podle pokynů v uživatelském návodu k defibrilátoru [8, 9] nastavte defibrilátor do synchronizovaného režimu a proveďte synchronizovanou defibrilaci dle postupu z bodu 1). Na displeji analyzátoru odečtete a zapište si energii aplikovaného výboje – „Energy“, špičkovou hodnotu napětí – „Peak V“, špičkovou hodnotu proud – „Peak I“ a dobu trvání defibrilačního pulzu. Pomocí tlačítka „Playback last pulse“ se přepněte do grafu časového průběhu defibrilačního pulzu a zakreslete si jeho tvar.

Ad úkol 4)

K defibrilátoru připojte kabely pro transkutánní stimulaci. Pomocí přípravku „Převodník pro pacing“ připojte stimulační kabely defibrilátoru k osciloskopu. Přípravek je výkonový dělič napětí s rezistory $R_1 = 52 \Omega$ a $R_2 = 7 \Omega$, poměr pro napětí na výstupu je tedy 0,12.

Přepněte defibrilátor do režimu stimulace „Pacemaker Stimulation“ („KStim“)!!

Na defibrilátoru nastavte různé hodnoty stimulačního proudu v celém rozsahu hodnot 0-200 mA a na osciloskopu odečtete parametry pulzu (pro nejméně 5 hodnot), šířku pulzu, špičkovou hodnotu napětí, opakovací frekvenci pulzů a zakreslete si jejich průběh. Odečtené napětí na osciloskopu nezapomeňte přepočítat pomocí poměru na děliči. Z hodnoty nastaveného proudu a naměřeného napětí vypočítejte energii stimulačního pulzu.



Obr. 3.9: Převodník pro pacing, ukázka připojení stimulatoru a osciloskopu.

Zvolte jednu hodnotu stimulačního proudu a ověřte shodnost parametrů pulzů pro různé opakovací frekvence pulzů nastavené na defibrilátoru (nejméně pro 3 frekvence).

Ad úkol 5)

Bezpečnostně technická kontrola: na základě návodu k obsluze [8, 9] defibrilačního přístroje a elektro-revizního přístroje Meditest 50 [7] nejprve stanovte izolační třídu defibrilátoru a následně proveďte měření elektrické bezpečnosti, které se váže ke stanovené třídě ZP. Zpracujte protokol o BTK, který naleznete na stránce předmětu.

Použité přístroje a pomůcky

- Monofázický defibrilátor CardioServ (GE Healthcare, USA)
- Bifázický defibrilátor BeneHeart D3 (Mindray, USA)
- Analyzátor defibrilátorů DA-2006 (BC Biomedical, USA)
- Převodník pro pacing (FBMI ČVUT v Praze)
- Digitální přístroj pro kontroly zdravotnických elektrických přístrojů MEDITEST 50 (ILLKO, s.r.o., ČR)
- Digitální osciloskop a propojovací BNC kabel

Naměřené výsledky

Z laboratorní úlohy vypracujte protokol o měření. Naměřené a vypočtené hodnoty parametrů zapište do tabulek a průběhy stimulačních a defibrilačních impulzů zakreslete do grafů s popisy os a s odpovídajícím měřítkem.

Závěr

V protokolu o měření se krátce vyjádřete ke každému bodu měření. Zhodnoťte naměřené výsledky a porovnejte s údaji, které uvádí výrobce v návodu k obsluze. Určete druh příložené části, s níž přístroj pracuje, třídu (elektrické) izolace a klasifikační třídu ZP.

Kontrolní otázky k dané problematice

- 1) Popište rozdíly mezi defibrilací a synchronizovanou kardioverzí.
- 2) Kdy se používá antitachykardická stimulace a jak se tato stimulace liší od defibrilace?
- 3) Popište, jak se liší monofázický a bifázický defibrilační pulz.
- 4) Na jakém principu pracuje defibrilátor s tlumeným tvarem defibrilačního pulzu a na jakém defibrilátor s lichoběžníkovým tvarem defibrilačního pulzu?
- 5) Jaký je vztah pro výpočet energie defibrilačního výboje?

Literatura

- [1] Korpas, David. Kardiostimulační technika. 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2011. 206 s.: ISBN 978-80-204-2492-1.
- [2] Marcián, Pavel, Klementa, Bronislav, Klementová, Olga. Elektrická kardioverze a defibrilace. Intervenční a akutní kardiologie. Olomouc: Solen, s. r. o., 2011; 10(1): 24-29: ISSN - 1213-807X
- [3] Chmelař, Milan. Lékařská přístrojová technika I. Brno: VUT, 1995. 192 s.: ISBN 80-85867-63-X.
- [4] Hozman, Jiří. Praktika z biomedicínské a klinické techniky Vyd. 1. V Praze: České vysoké učení technické, 2008. 118 s.: ISBN 978-80-01-04025-6 (brož.).
- [5] Silbernagl, Stefan. Atlas fyziologie člověka / 6. vyd., zcela přeprac. a rozšíř. Praha: Grada, 2004. 435 s.: ISBN 80-247-0630-X.
- [6] Defibrillator Analyzers. DA-2006, DA-2006P W/Pacer Analyzer. User Manual. Rev. 04. St. Louis: BC Biomedical, 2006. 78 s.

- [7] Digitální přístroj pro kontroly zdravotnických elektrických přístrojů MEDITEST 50 (ILLKO, s.r.o., ČR). Návod k používání přístroje. 2007.
- [8] CardioServ. Návod k obsluze. Verze 4.2. GE Medical Systems. 227 446 43 CZE Revize I. leden 2007
- [9] BeneHeart D3. Defibrillator/Monitor. Operator's manual. Shenzhen Mindray Bio-Medical Electronics Co., Ltd. May 2011

4. Principy a aplikace pulzních oxymetrů

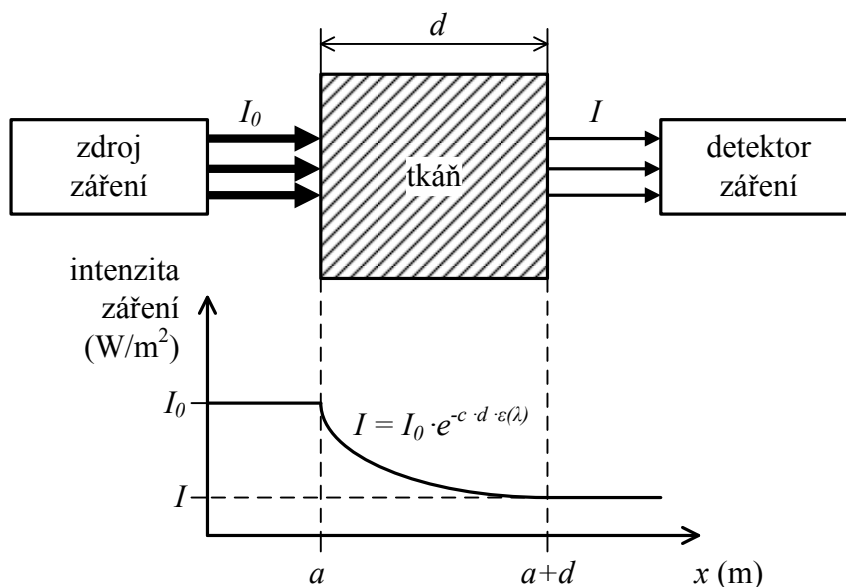
Teoretický úvod

Pulzní oxymetrie je neinvazivní optická metoda, která slouží k dlouhodobému monitorování saturace arteriální krve kyslíkem. Metoda je založena na měření intenzity prošlého světelného záření prokrvenou tkání. Velikost této intenzity lze vypočítat pomocí Lambert-Beerova zákona (rovnice 1), který vyjadřuje exponenciální závislost intenzity prošlého záření na koncentraci roztoku, kterým záření prochází.

$$I = I_0 \cdot e^{-c \cdot d \cdot \varepsilon(\lambda)} \quad (1)$$

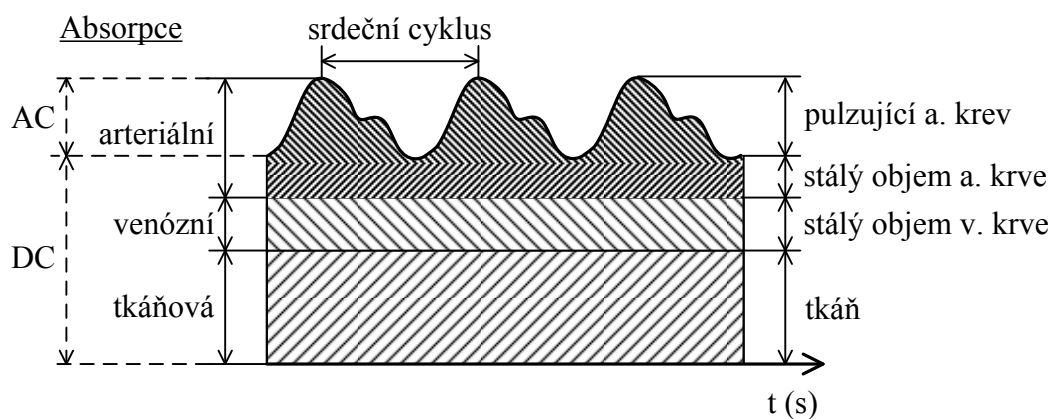
I_0 – intenzita dopadajícího záření (W/m^2), I – intenzita prošlého záření (W/m^2), c – koncentrace roztoku (mol/l), d – je tloušťka vrstvy (m), kterou záření prochází a $\varepsilon(\lambda)$ – je absorpční koeficient ($\text{l} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$), který závisí na vlnové délce procházejícího záření.

Exponenciální pokles světelného záření v závislosti na tloušťce vrstvy kterou záření prochází je zobrazen na Obr. 4.1.



Obr. 4.1: Absorpce světelného záření ve tkáni.

Na pokles intenzity světelného záření ve tkáni má vliv více faktorů. Největší vliv na pokles intenzity světelného záření má tloušťka tkáně kterou musí záření překonat. Další pokles intenzity je způsoben absorpcí záření ve venózní a arteriální krvi, která protéká tkání. Objem arteriální krve lze rozdělit na objem, který je v artériích konstantní a na tzv. pulzující objem, který je závislý na pulzacích srdečního svalu. Absorpci světelného záření procházejícího tkání lze tedy rozdělit na stejnosměrnou složku, danou tloušťkou tkáně a množstvím stálého objemu venózní a arteriální krve, a na střídavou složku, danou objemem pulzující arteriální krve, viz Obr. 4.2. Tyto pulzace lze zobrazit pomocí tzv. pletysmografické křivky, která ve skutečnosti zobrazuje změnu intenzity procházejícího světelného záření v závislosti na změně objemu pulzující arteriální krve.

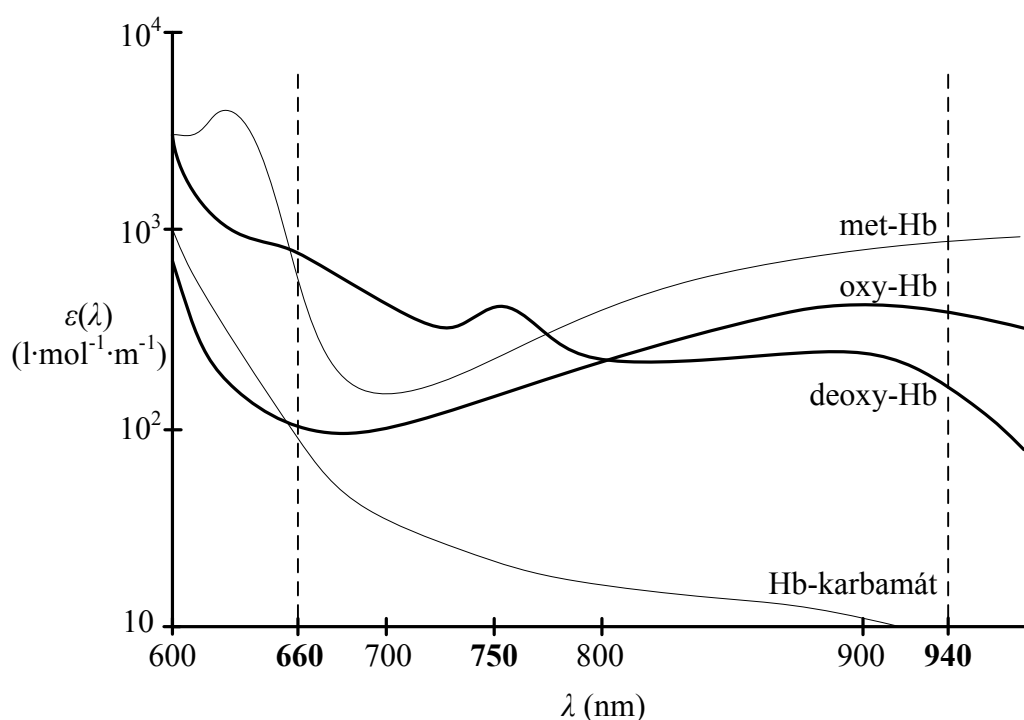


Obr. 4.2: Transparence živé tkáně s pulzující arteriální krví.

Protože nás zajímá saturace kyslíku arteriální krve, je vhodné zaměřit se pouze na střídavou složku absorpce způsobenou pulzující arteriální krví. Transport kyslíku v krvi je realizován pomocí dvou mechanismů. Prvním z nich je stav, kdy je kyslík volně rozpuštěn v krevní plazmě. Množství tohoto kyslíku, které je velmi malé, přímo závisí na parciálním tlaku kyslíku v alveolech $P_{A_{O_2}}$ a na rozpustnosti kyslíku v krvi (při $P_{A_{O_2}} = 13,33$ kPa je fyzikálně rozpuštěno asi 1,4 % krevního O_2). Druhý mechanismus transportu kyslíku krví je založen na navázání se kyslíku na hemoglobin, což je bílkovina (chromoprotein) nacházející se v erytrocytech. Jeden hemoglobin je schopen vázat až čtyři molekuly O_2 . Podle toho zda je kyslík na hemoglobinu navázán, nebo ne, ho označujeme jako oxyhemoglobin (oxy-Hb), nebo deoxyhemoglobin (deoxy-Hb). Objem přeneseného kyslíku krví tedy přímo závisí na množství hemoglobinu v arteriální krvi. Kromě oxy-Hb a deoxy-Hb se hemoglobin vyskytuje

také ve stavu karbaminohemoglobin (Hb-karbamát) s navázaným CO_2 a methemoglobin (met-Hb), který není schopen vázat kyslík.

Jednotlivé stavy hemoglobinu mají díky různým chemickým vazbám rozdílné fyzikální vlastnosti. Z tohoto důvodu má oxy-Hb jiný tvar křivky absorpčního spektra než deoxy-Hb (absorpci Hb-karbamátu a met-Hb můžeme vzhledem k jejich koncentraci v krvi při fyziologických podmínkách zanedbat). Pro deoxy-Hb platí, že více pohlcuje červené světelné záření. Oxy-Hb naopak více pohlcuje infračervené světelné záření. Pro zjištění koncentrace oxy- a deoxy- hemoglobinu tedy stačí použít dvě vlnové délky světla, obvykle se používají LED (dioda emitující světlo) o vlnové délce 660 nm a 940 nm. Absorpční křivky oxy-Hb a deoxy-Hb jsou vykresleny na Obr. 4.3. Za přechod z červené do infračervené oblasti spektra můžeme považovat vlnovou délku 750 nm. Místo, ve kterém se protínají absorpční křivky oxy-Hb a deoxy-Hb (805 nm), označujeme jako isobestický bod.



Obr. 4.3. Absorpčních spektra jednotlivých stavů hemoglobinu.

Pro určení saturace O_2 arteriální krve budeme tedy měřit intenzity prošlého záření pro obě vlnové délky. Prošlé záření obsahuje stejnosměrnou složku DC (absorpce záření tkání a stálým množstvím krve) a střídavou složku AC (absorpce záření pulzující arteriální krví). Vzhledem k tomu, že fotočidlo (fotodioda), které snímá prošlé záření obou LED, nemá pro

obě vlnové délky stejnou citlivost, normujeme střídavou složku záření pro obě vlnové délky složkou stejnosměrnou. Poměr R normovaných složek záření vyjadřuje (2):

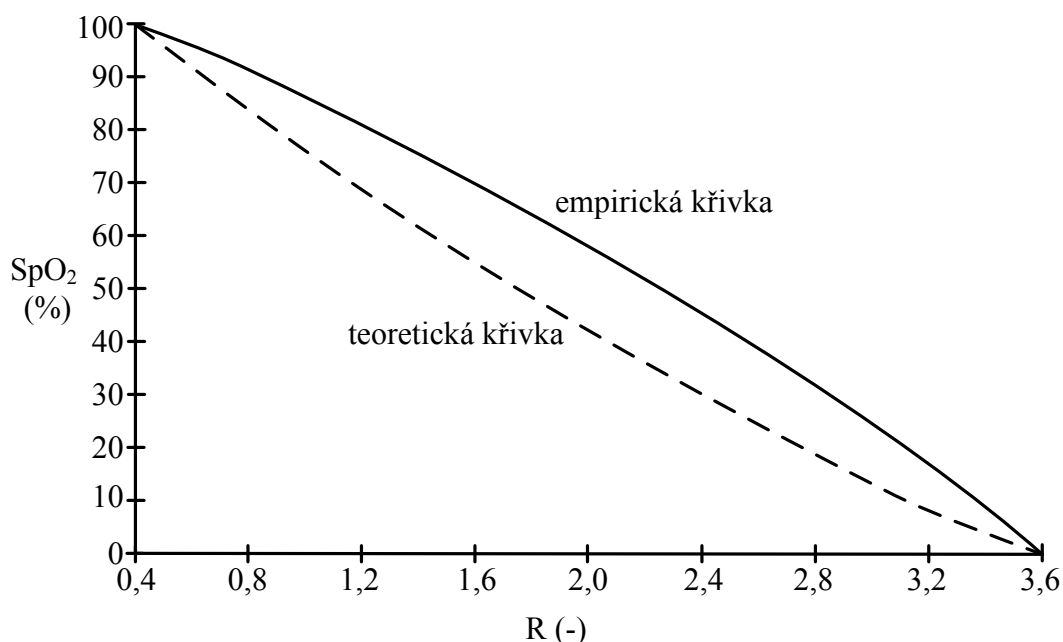
$$R = \frac{R_{AC}/R_{DC}}{IR_{AC}/IR_{DC}}, \quad (2)$$

R – normovaný poměr intenzit záření, R_{AC} a R_{DC} – střídavá a stejnosměrná složka červeného světelného záření, IR_{AC} a IR_{DC} – střídavá a stejnosměrná složka infračerveného světelného záření.

Pro přepočet poměru R na saturaci O_2 v arteriální krvi (3) lze využít rovnici 2 a upravený zákon Lambert-Beera (rovnice 1).

$$S_aO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) \cdot R}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})] \cdot R} \times 100\%, \quad (3)$$

S_aO_2 – saturace kyslíku arteriální krve, $\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)$, $\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})$ – absorpční koeficient deoxy-Hb pro červené a infračervené záření, $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)$, $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})$ – absorpční koeficient oxy-Hb pro červené a infračervené záření, R – normovaný poměr intenzit záření.



Obr. 4.4: Převodní křivka poměru R a saturace O_2 .

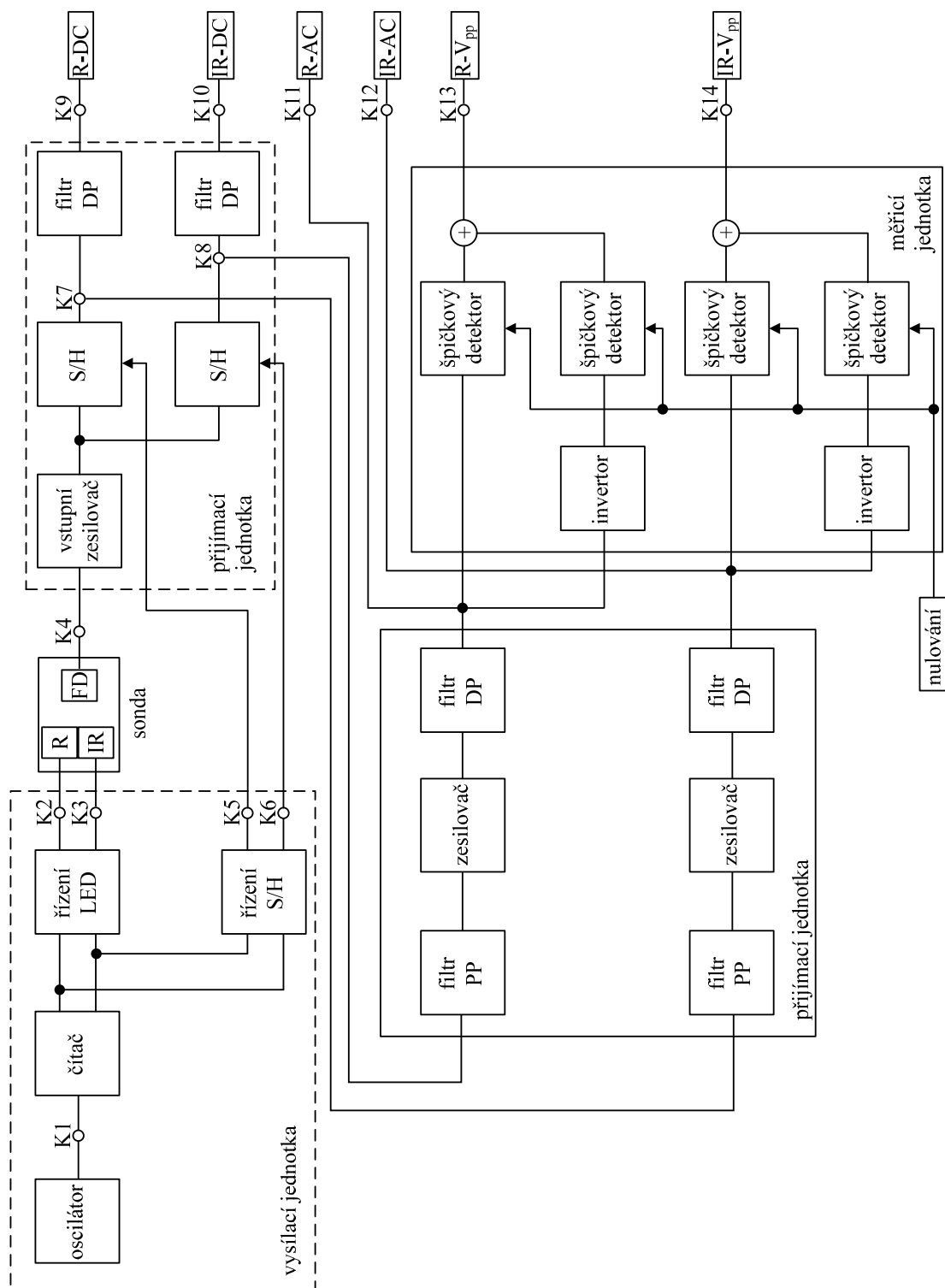
Pomocí (3) lze vypočítat teoretickou převodní křivku poměru R a saturace S_aO_2 (Obr. 4.4), která se využívá při kalibraci pulzních oxymetrů. Provedením srovnávacích měření saturace O_2 pomocí pulzního oxymetru a analyzátoru krevních plynů je možné vytvořit tzv. empirickou převodní křivku. Saturace O_2 změřená pulzním oxymetrem se označuje jako S_pO_2 .

Obsah a cíl měření

Pulzní oxymetry jsou diagnostické lékařské přístroje pomocí nichž lze monitorovat saturaci kyslíku v arteriální krvi. Jsou to přístroje založené na optickém principu, kdy světelný paprsek prochází prokrvenou tkání. Měření je úbytek intenzity světelného záření o dvou vlnových délkách, které je pohlcováno hemoglobinem obsaženým v červených krvinkách. V závislosti na zastoupení oxy-hemoglobinu a deoxy-hemoglobinu v krvi jsou obě světelná záření o rozdílných vlnových délkách pohlcována s různou mírou. Cílem měření je seznámit se s funkcí pulzních oxymetrů a ověřit jejich správnou funkci pomocí simulátoru SpO_2 . Na přípravku analogového pulzního oxymetru si ověřit a proměřit řídicí a snímané signály.

Úkoly měření

1. Pomocí simulátoru SpO_2 ověřte správnost měřených hodnot u několika typů pulzních oxymetrů. Nastavené a naměřené hodnoty porovnejte a запиšte.
2. Na přípravku analogového pulzního oxymetru si pomocí osciloskopu zobrazte průběhy signálů v kontrolních bodech K1-K12, viz Obr. 4.5.
3. V kontrolních bodech K9, K10 a K13, K14 změřte velikost R/IR napětí číslicovým voltmetrem, jejich dosazením do rovnice 2 vypočítejte poměr R a z grafu na Obr. 4.4 odečtěte konkrétní hodnotu saturace.
4. Pomocí přípravku pro snímání pletysmografické křivky zobrazte na osciloskopu pletysmografickou křivku a pozorujte, jak se mění její tvar při zadrženém dechu a vlivem pohybových artefaktů. Z pletysmografické křivky odečtěte velikost srdeční frekvence, průběh pletysmografické křivky si zakreslete.



Obr. 4.5: Blokové schéma přípravku – modelu analogové části pulzního oxymetru s vyznačenými kontrolními body.

Postup měření

Ad úkol 1)

POZOR: Simulátor SpO_2 napájejte ze zdroje 12 V s kladným pólem na kostře a záporným na kolíku, viz spodní strana přístroje!!!

K simulátoru SpO_2 jsou k dispozici etalony – „umělé prsty“ s různou nominální hodnotou SpO_2 . Vyzkoušejte postupně připojit k simulátoru dostupné etalony a umístit na ně klipy pulzních oxymetrů se snímačem SpO_2 . Pro každou hodnotu SpO_2 etalonu postupně nastavte všechny předvolby tepové frekvence na simulátoru. Porovnejte a zapište si zvolené hodnoty SpO_2 a tepové frekvence s hodnotami na pulzním oxymetru. Při nasazování klipsu pulzního oxymetru na etalony buďte trpěliví a snažte se je nasadit co možná nejpřesněji na začátek „umělého prstu“. Ukázka uspořádání simulátoru SpO_2 s nasazeným pulzním oxymetrem na etalonu je prezentována na Obr. 4.6.

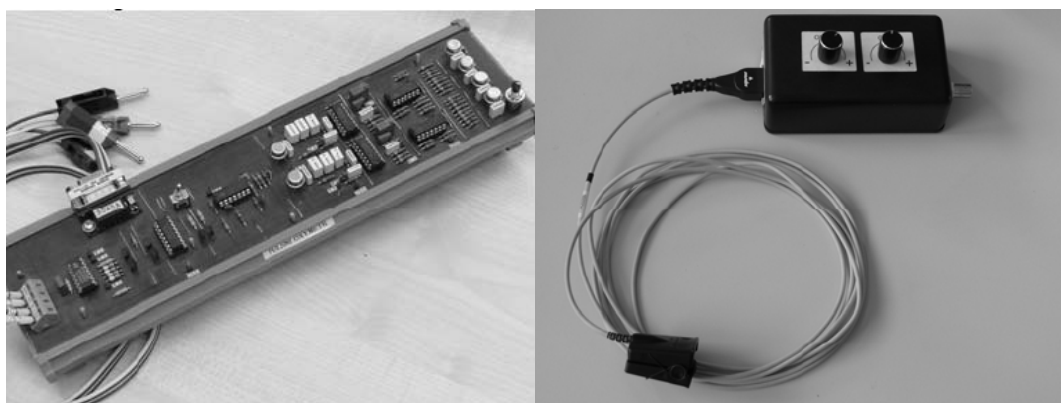


Obr. 4.6: Uspořádání simulátoru SpO_2 s testovaným pulzním oxymetrem.

Ad úkol 2)

Přípravek analogového pulzního oxymetru (Obr. 4.7 vlevo) připojte pomocí banánků na zdroj napájecího napětí +5 V a symetrického napájecího napětí ± 15 V. Ke konektoru CAN 9 připojujte specializovanou sondu s klipsnou na prst. Proved'te kalibraci přípravku, přepínač v poloze 2 a klips bez vloženého prstu.. Průběhy v kontrolních bodech K11 a K12 by měly mít shodnou amplitudu (popřípadě dolad'te proměnnými odpory). Jestliže se i pak hodnoty na výstupech obou kanálů liší, obdržíme jejich poměrem korekční konstantu. Pomocí měřicí sondy si na osciloskopu postupně zobrazte a porovnejte signály z kontrolních bodů přípravku analogového pulzního oxymetru. Jednotlivé kontrolní body mají následující význam: K1 –

hodinové impulsy oscilátoru, K2, K3 – řídicí impulzy R/IR diod, K4 – signál na výstupu vstupního zesilovače, K5, K6 – řídicí signály obvodů S/H vzorkovací a paměťové obvody (sample and hold), K7, K8 – snímaný signál rozdělený do dvou kanálů, K9, K10 – DC (stejnoseměrné) složky R/IR signálu (změřte pomocí číslicového voltmetru), K11, K12 – AC (střídavé) složky R/IR signálu, K13, K14 – hodnota napětí V_{pp} AC složky R/IR signálu (změřte pomocí číslicového voltmetru). Signály z kontrolních bodů K4, K7, K8, K11 a K12 zakreslete do grafů.



Obr. 4.7: Přípravek analogové části pulzního oxymetru (vlevo) a přípravek pro snímání pletysmografické křivky (vpravo).

Ad úkol 3)

Pomocí číslicového voltmetru změřte v kontrolních bodech K9, K10 hodnoty R_{DC} a IR_{DC} – stejnosměrné složky červeného a infračerveného světelného záření a v kontrolních bodech K13, K14 hodnoty R_{AC} a IR_{AC} – střídavé složky červeného a infračerveného světelného záření. Změřené hodnoty dosadíte do (2) a vypočítejte poměr R . Z grafu na Obr. 4.4 odečtete konkrétní hodnotu saturace.

Ad úkol 4)

K přípravku pro snímání pletysmografické křivky (Obr. 7 vpravo) se připojuje specializovaná sonda s klipsnou na prst. S touto sondou je třeba zacházet velmi šetrně. Zejména se nesmí překrucovat přívodní kabel. Pokud se podíváte do klipsny, tak uvidíte měkkou výstelku a otvory pro vysílací a přijímací elektronické prvky. Na přípravku jsou k dispozici dva potenciometry, z nichž jeden označený OFFSET umožňuje nastavit posuv celé křivky ve vertikálním směru a druhý označený GAIN, který umožňuje nastavit vhodné

zesílení, aby křivka byla zobrazena v celém možném dynamickém rozsahu. Přípravek pomocí BNC vodiče připojte k osciloskopu. Na osciloskopu zobrazte pletysmografickou křivku a pozorujte, jak se mění její tvar při zadrženém dechu a vlivem pohybových artefaktů. Z pletysmografické křivky odečtete velikost srdeční frekvence, průběh pletysmografické křivky si zakreslete.

Použité přístroje a pomůcky

- Simulátor SpO₂ SPO2-2000 pulse oximetry simulator (BC Biomedical, USA)
- Přípravek - model analogové části pulzního oxymetru (ČVUT v Praze)
- Přípravek pro snímání pletysmografické křivky (ČVUT v Praze)
- Sonda pro snímání pletysmografické křivky
- Multimetr a vodiče zakončené banánkem
- Dvoukanálový osciloskop včetně 2 sond a BNC kabelu
- Regulovatelný dvojitý napájecí zdroj (2x0-30V, 1x5V) včetně 6 napájecích vodičů zakončených banánkem

Naměřené výsledky

Z laboratorní úlohy vypracujte protokol o měření. Naměřené hodnoty z úkolu 1 запиšte pro jednotlivé pulzní oxymetry do tabulek. Změřené průběhy signálů z úkolu 2 zakreslete do grafů s popisy os a odpovídajícím měřítkem. Naměřené hodnoty z úkolu 3 запиšte do tabulky a rozepište výpočet poměru R . Výslednou hodnotu SpO₂ odečtenou z převodní křivky na Obr. 4.4 připište také do tabulky naměřených hodnot. Pletysmografickou křivku z úkolu 4 zakreslete do grafu s popisy os a odpovídajícím měřítkem. Ke křivce v grafu připište důležité parametry popisující její průběh.

Závěr

V protokolu o měření se krátce vyjádřete ke každému bodu měření. Zhodnoťte naměřené výsledky a porovnejte s údaji, které uvádí výrobce v návodu k obsluze. Určete druh příložené části, s níž přístroj pracuje, třídu (elektrické) izolace a klasifikační třídu ZP.

Kontrolní otázky k dané problematice

- 1) Proč se pulzní oxymetrie nazývá právě pulzní?
- 2) Na jakém principu je založeno snímání pletysmografické křivky?

- 3) K čemu se v obvodovém zapojení analogové části pulzního oxymetru používají vzorkovací a paměťové obvody (ve zkratce S/H)?
- 4) Jaké obecné vlastnosti jsou důležité pro sondy pulzní oxymetrie?

Literatura

- [1] Design of pulse oximeters / edited by J.G. Webster. - Bristol; Philadelphia: Institut of Physics Pub., 1997, xvi. 244 s.: ISBN 0-7503-0467-7.
- [2] Gravenstein, J.S. : Gas monitoring and Pulse oximetry. Stoneham: Butterwort – Heinemann, 1990. 140 s.: ISBN 13: 9780409902617
- [3] Hozman, Jiří,. Praktika z biomedicínské a klinické techniky. Vyd. 1. V Praze: ČVUT, 2008. 154 s.: ISBN 978-80-01-03956-4 (brož.).
- [4] Silbernagl, Stefan. Atlas fyziologie člověka / 6. vyd., zcela přeprac. a rozšíř. Praha: Grada, 2004. 435 s.: ISBN 80-247-0630-X.

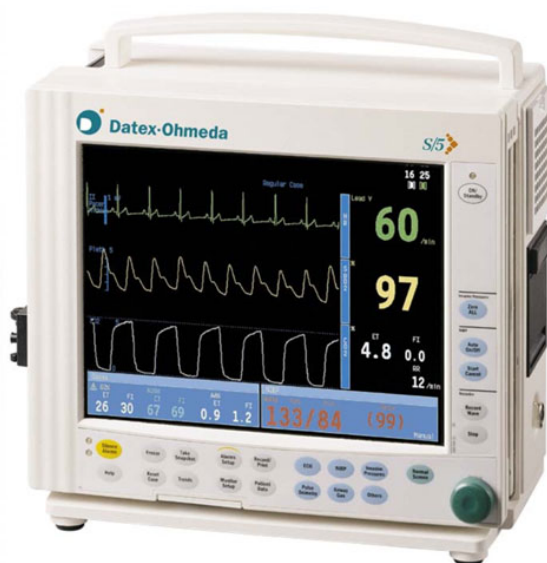
5. Principy a aplikace monitorů vitálních funkcí

Teoretický úvod

Monitory vitálních funkcí pacienta hrají důležitou roli jednak při operativním zákroku ale také postoperační rekonvalescenci. Jejich základním smyslem je sdružení několika dílčích systému v jeden kompletní celek. Těmito systémy je myšleno EKG, které je podle složitosti a způsobu určení samotného monitoru může obsahovat od jednoho, přes pět až k dvanácti svodům. Dále je to systém pro měření saturace kyslíku krve pomocí optické metody využívající červeného a IR světla. Dále jsou to systémy pro neinvazivní měření krevního tlaku využívající klasické manžety a systému vyhodnocení krevního tlaku podobnému jak u automatických tonometrů. Kromě neinvazivních krevních tlaku tyto monitory umožňují dále připojení i standardních setů pro měření krevního tlaku invazivní metodou, která je mnohem přesnější. Standardem je možnost připojení teplotních čidel a to jak pro povrchové snímání teploty pacienta příp. rektální. Specifickými typy monitorů jsou dále ještě tzv. anesteziologické monitory, které navíc umožňují snímání i spirometrických veličin a dechové aktivity, dále jsou tyto monitory ještě navíc vybaveny i analyzátory složení plynů (tj. O₂, CO₂, případně i dalšími těkavými médii používanými pro vedení anestezie). Co však činí tyto monitory nějak zvláštním od řekněme jednoúčelových přístrojů je ten fakt, že krom vysokého stupně integrace jsou navíc i vybaveny celou škálou výstražných vizuálních a zvukových alarmů. Tyto alarmy hlídají nastavené prahy právě všech monitorovaných veličin a v případě jejich výchyly z normy upozorní výstrahou ošetřující personál, který tak může včas zakročit, a v případě i života ohrožujícího stavu pacienta zachránit. Dále je u těchto monitorů možnost záznamu a logování jednotlivých parametrů v průběhu léčby a také jsou tyto monitory vybaveny standardními rozhraními pro komunikaci s hlavním, centrálním terminálem pro vzdálené monitorování bez přítomnosti u lůžka pacienta. Asi by bylo zbytečné znova procházet principy jednotlivých typů sond a měření, které jsou již uvedeny v těchto skriptech pro jednotlivé, jedno účelné systémy.

Obecná legislativa v rámci patientským monitorů, problematika BTK

Jakožto každé lékařské zařízení, tak i patientské monitory a jejich použití podléhá platné legislativě. BTK (bezpečnostně technická kontrola), která vychází ze zákona 123/2000 Sb. konkrétně §27 je jednou z nejčastějších činností biomedicínského technika ve zdravotnickém zařízení. BTK vycházejí z nutnosti kontrolovat a ověřovat parametry zdravotnických prostředků během jejich klinického provozu. Tomu podléhají zařízení, u



Obr 5.1: celkový pohled na patientský monitor, obrazovka zobrazující jednotlivé průběhy s možností jejich volby (v dnešní době často dotyková).

kterých je v případě zhoršení funkce nebo přesnosti měření, možnost potenciálního poškození zdraví pacienta. Další požadavek vychází z normy ČSN EN 60601-1, která se týká elektrické bezpečnosti jak z hlediska obsluhy tak pacienta. Především jde o kontrolu izolačního stavu přístroje, aby bylo zamezeno možnosti úrazu elektrickým proudem. V následujícím textu bude podrobněji popsán obsah výše zmiňované legislativy.

Zákon č. 123/2000 Sb. o zdravotnických prostředcích a o změně některých souvisejících zákonů. Kromě jiného stanovuje základní požadavky na údržbu zdravotnických prostředků v průběhu jejich technického života.

Podmínky pro používání zdravotnických prostředků jsou zmíněny v § 4. Zdravotnické prostředky musí po celou dobu používání splňovat medicínské a technické parametry dané výrobcem. Zákon v této souvislosti zakazuje používání ZP, jestliže existuje důvodné podezření, že bezpečnost a zdraví uživatelů nebo třetích osob jsou ohroženy nebo uplynula doba jejich použitelnosti stanovená výrobcem nebo dovozci.

Dle § 24 jsou poskytovatelé zdravotní péče povinni u zdravotnických prostředků s měřicí funkcí přijmout opatření, která zaručí dostatečnou přesnost a spolehlivost měření. Poskytovatel tedy musí zajistit splnění požadavků vyplývajících ze zákona o metrologii č. 505/1990 Sb. v platném znění. To v případě stanovených měřidel znamená jejich ověření v zákonné lhůtě a v případě nestanovených měřidel je nutno dodržet jejich kalibraci ve lhůtách doporučených výrobcem.

Periodické bezpečnostně technické kontroly zdravotnických prostředků jsou specifikovány v § 27. Ministerstvo zdravotnictví může stanovit vyhláškou druhy nebo třídy ZP, které musí být pravidelně kontrolovány. Zde se objevuje termín "periodická bezpečnostně technická kontrola", zkráceně PBTk. Tento paragraf přímo nařizuje udržovat bezpečnost ZP, v našem případě konkrétně elektrickou bezpečnost zdravotnického prostředku, funkčnost, tedy požadavek, aby zdravotnický prostředek dosahoval technických parametrů, uvedených v technické specifikaci výrobce. Tyto dva požadavky není možné od sebe oddělit.

V neposlední řadě je specifikace údržby a servisu zdravotnických prostředků popsána v § 28. Zdravotnické prostředky musí být v souladu s pokyny výrobce odborně, opakovaně a prokazatelně udržovány ošetřováním a pravidelnými kontrolami v takovém stavu, aby byla po celou dobu jejich použitelnosti zaručena jejich funkčnost a bezpečnost. PBTk a servis může provádět pouze osoba s odborným výcvikem, zkušenostmi, znalostí právních předpisů a technických norem a absolvované instruktáže.

Další normy týkající se bezpečnosti ZP:

ČSN EN 60601–1, Část 1 Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost

Jedná se o základní normu z celého souboru technických norem ČSN EN 60601, které definují všeobecné technické požadavky na provedení a elektrickou bezpečnost zdravotnických prostředků. Norma kromě jiného specifikuje požadavky na tzv. příložnou část. Příložnou část má většina zdravotnických prostředků, slouží k diagnostice nebo léčebnému výkonu. Norma rozděluje příložné části do skupin B, BF a CF. Nejprísnější požadavky jsou na příložné části CF, které slouží k invazivním výkonům pacientovi. V případě defibrilátorů tedy přímo na srdci pacienta.

ČSN EN 62353 Zdravotnické elektrické přístroje Opakované zkoušky a zkoušky po opravách zdravotnických elektrických přístrojů.

Norma definuje základní požadavky na provádění periodicky opakovaných kontrol a zkoušky po opravách zdravotnických prostředků. Řeší problematiku elektrické bezpečnosti přístrojů a funkčních zkoušek zdravotnických prostředků. Je obdobou normy ČSN 331600 pro kontrolu elektrických spotřebičů.

Cíl a obsah měření

Cílem měření bude vyhotovení PBTK protokolů, které svou náplní i formou odpovídají reálným protokolům, se kterými je možné se v praxi setkat. Důležité je především osvojení metodiky provádění PBTK, a koncepce měřicí/testovací aparatury.

Svým obsahem protokol PBTK pokrývá široké spektrum hodnocení parametrů ZP jak z mechanického, fyzikálního tak i elektrického hlediska.

Úkoly měření

Proveďte kompletní proces kontroly anesteziologického monitoru Datex-Ohmeda S/5 CAM dle položek protokolu PBTK.

Postup provádění PBTK:

1. Proveďte zevrubné ohledání přístroje na mechanické poškození
2. Zkontrolujte neporušenost přívodního kabelu
3. Zkontrolujte funkčnost signalizačních a ovládacích prvků
4. Změřte hodnotu izolačního odporu, odporu ochranného vodiče a unikajícího proudu
5. Proveďte ověření funkčních parametrů přístroje, dle položek konkrétního protokolu PBTK

Pro zmíněný anesteziologický monitor Datex-Ohmeda proveďte úkony (1-5) a výsledky zaznamenejte do protokolu, potvrďte splnění či nesplnění v protokolu deklarovaných parametrů.

Použité přístroje a pomůcky

- Anesteziologický monitor GE Datex-Ohmeda S/5 CAM
- Revizní přístroj ILLKO Revex 2051
- Příslušenství k měření proudu přílohné části ILLKO RM 2050
- Simulátor FLUKE medSim 300B

Postup měření

1. Proveďte zevrubné ohledání přístroje na mechanické poškození.

Přístroj důkladně prohlédněte na přítomnost prasklin, zejména zkontrolujte pohyblivé mechanismy z umělých hmot, které mohou častěji vykazovat mechanické poškození. Provéřte funkčnost mechanických částí přístroje, pohyblivé součásti se musejí volně pohybovat bez výrazného odporu, avšak pokud mají v koncové poloze aretaci, tak se nesmějí z této polohy

bez přiměřené síly uvolnit. V případě nálezu závady, potvrďte do protokolu příslušného přístroje jako nevyhovující.

2. Zkontrolujte neporušenost přívodního kabelu

Při kontrole se zaměřte zejména na koncovky kabelu, v místě kde kabel vstupuje do koncovek. V tomto místě často dochází k popraskání vnější izolační vrstvy. Po celé délce kabelu prověřte, zda li je izolace celistvá, a kabel nevykazuje známky zlomu nebo nastřížení. Nepřípustný je i vznik vyboulení na kabelu, který svědčí o poškození vnitřních vodičů. V případě nálezu závady, potvrďte do protokolu příslušného přístroje jako nevyhovující.

3. Zkontrolujte funkčnost signalizačních a ovládacích prvků

Prohlédněte všechny optické signalizační prvky, zda li nepostrádají popisky funkce. Zkontrolujte mechanický chod ovládacích prvků (tlačítka musí jít snadno stisknout). U membránových tlačítek zkontrolujte celistvost krycí folie s popisky funkce, nesmí být nikde perforována. LCD displej nesmí vykazovat mechanické poškození. Po zapnutí přístroje (dle návodu k použití) zkontrolujte, zda li všechny optické signalizace plní svou funkci. V případě nálezu závady, potvrďte do protokolu příslušného přístroje jako nevyhovující.

4. Změřte hodnotu izolačního odporu, odporu ochranného vodiče a unikajícího proudu

Pro měření izolačního odporu postupujte dle uživatelského návodu přístroje REVEX 2051. Podrobný postup měření je v kapitole 4.3.1 na straně 22. Při měření dbejte pokynům cvičícího a postupujte pouze v souladu s návodem přístroje REVEX 2051. Výsledek zapište do protokolu PBTk a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou a potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

Pro měření hodnoty odporu ochranného vodiče postupujte dle uživatelského návodu přístroje REVEX 2051. Podrobný postup měření je v kapitole 4.1.1 na straně 13. Při měření dbejte pokynům cvičícího a postupujte pouze v souladu s návodem přístroje REVEX 2051. Výsledek zapište do protokolu PBTk a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou uvedenou v protokolu a potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

Pro měření unikajícího proudu přístupnou částí postupujte dle uživatelského návodu přístroje REVEX 2051. Podrobný postup měření je v kapitole 4.4.1 na straně 26. Při měření dbejte pokynům cvičícího a postupujte pouze v souladu s návodem přístroje REVEX 2051. Výsledek zapište do protokolu PBTk a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou a potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

Pro měření unikajícího proudu na příložené části je nutné použít měřící přípravek RM 2050, který se připojí do přístroje REVEX 2051. Podrobný postup měření je v kapitole 4.1 na straně 4. Při měření dbejte pokynům cvičícího a postupujte pouze v souladu s návodem přístroje REVEX 2051 a RM 2050. Výsledek zapište do protokolu PBTk a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou a potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

5. Proved'te ověření funkčních parametrů přístroje, dle položek konkrétního protokolu PBTk

Pro ověření funkce anesteziologického monitoru je nutné simulovat elektrofyziologické pochody v lidském těle. Pro simulaci EKG signálu bude použit simulátor FLUKE medSim 300B, popř. jiný který je schopen spolehlivě nasimulovat elektrické signály srdeční akce.

Připojte anesteziologický monitor v režimu snímání 5-ti svodového EKG na simulátor medSim 300B. Při připojování dbejte na správné kontakty svorek elektrod se simulátorem, vycházejte z doporučeného zapojení dle uživatelského návodu k použití medSim 300B. Zapněte monitor, a nastavte měření EKG alespoň na dvou svodech (např. II a V1), odečet tepové frekvence a měření dechové frekvence. Nastavení monitoru vždy provádějte v souladu s uživatelským návodem.

Dle uživatelského návodu k použití medSim 300B nastavte několik možných tepových a dechových frekvencí, vždy porovnejte s hodnotou číselně zobrazenou na anesteziologickém monitoru, dále zkontrolujte, zda li je průběh EKG signálu čistý, bez artefaktů popř. výrazného šumu. Při nastavování EKG simulátoru vždy používejte simulaci EKG bez patologických změn (EKG zdravého člověka). Výsledek zapište do protokolu PBTk a potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

Naměřené výsledky

Výsledky zapisujte do jednotlivých protokolů. Dbejte na úroveň záznamů, přeškrtnutý protokol PBTk není v reálném případě legislativně přípustný.

Kontrolní otázky k dané problematice

- Popište princip snímání EKG.
- Jaký má smysl měřit krevní tlak pacienta?
- Co je to pulzní oxymetrie?
- Jaký je význam BTK?

Literatura

- [1] Webster, J.G. ed. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Wiley. [online]. c1999-2009, poslední aktualizace 17. 8. 2008 [cit. 2009-05-12]. Dostupné z WWW: <http://mrw.interscience.wiley.com/emrw/9780471732877/home/>
- [2] Rozman, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006. 406 s.
- [3] Zákon č. 123/2000 Sb., zdroj: SBÍRKA ZÁKONŮ ročník 2000, částka 36, ze dne 12.5.2000.
- [4] ČSN EN 60601-1-2. Zdravotnické elektrické přístroje: Všeobecné požadavky na bezpečnost. 02/2003.
- [5] ČSN EN 62353. Zdravotnické elektrické přístroje: Opakované zkoušky a zkoušky po opravách zdravotnických elektrických přístrojů. 8/2008

6. Principy a aplikace infuzních pump a dávkovačů

Infuzní technika hraje důležitou roli pro správnou léčbu pacientů na jednotkách ARO a JIP. Tato infuzní technika zajišťuje jak kontinuální, tak dávkový přísun léčiv, podpůrných prostředků, výživy aj. Oproti konvenčnímu systému podání léčiv, tj. personálem, gravitačně nebo nitrožilní podání léčiva apod. jsou schopné přesného dávkování, případně také kontrolují automaticky krizové situace apod.

Z obecného hlediska můžeme rozdělit infuzní techniku na dva pod bloky. Jednak jsou to tzv. infuzní pumpy a dále jsou to injekční dávkovače.

Infuzní pumpy

Infuzní peristaltické pumpy, nebo také peristaltické infuzní pumpy, volumetrické pumpy zajišťují kontinuální přísun látky o definovaném objemu v průběhu času. Oproti gravitačnímu způsobu infúze, slangově také nazývané „kapačka“ však mají přesně definovatelný objem dávky v čase, navíc v případě komplikací, jako může být třeba únik látky, jeho nedostatek apod. jsou vybaveny alarmy, které včas upozorní lékařský personál. Navíc je také možné i jednoduše nastavit požadovaný okluzní tlak, změnou otáček čerpadla, bez nutnosti zvedat zásobní vak nad pacienta.

infuzní pumpy obsahují několik dílčích bloků, a to samotný peristaltický pohon, dále řídicí logiku, detektory bublin, senzor okluzního tlaku, záložní napájení. Dále jsou to samozřejmě mechanické a konstrukční prvky, jako je uchycení intravenózního setu, uchycení k lůžku, případně stojanu z další technikou, rozhraním pro dálkový přístup a terminál aj.

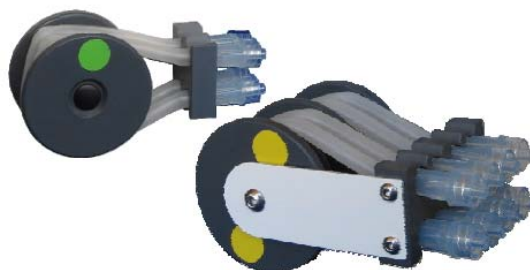
Peristaltický pohon média

Infuzní pumpy využívají zásadně peristaltického způsobu čerpání média. Tento způsob má několik výhod a zároveň i nevýhod ve srovnání s jinými typy čerpání média, jako jsou například zubové, odstředivé, lamelové a jiné čerpadla. Jedna z nesporných výhod využití peristaltického čerpadla je fakt, že samotné čerpadlo je pouze ve styku s vnějším pláštěm hadice, ve které je čerpané médium, tj. IV set. Takto je tedy zaručena sterilita tohoto setu, protože nemůže, při správném použití, dojít ke kontaminaci vnitřního prostoru tohoto setu. Navíc není nutné sterilizovat celou pumpu pro nové použití, ale je opět vyměněn celý set. V případě, že by bylo použito výše jmenovaných čerpadel, tak čerpané médium protéká přímo tělem čerpadla tak, že je v kontaktu s mechanickými prvky tohoto čerpadla. Je sice možné

tyto plochy sterilizovat (chemicky, tepelně apod.) avšak již je tento fakt celkem složitý, vyžaduje demontáž samotné čerpací hlavy apod. Jistou nevýhodou využití peristaltických čerpadel je právě to, že jako čerpací element využívá různé hadice, která je pravidelně stlačovaná. To může vést k narušení této části hadice, k jejímu třeba jen částečnému protržení, což pak má za následek již kontaminaci, případně její úplné utržení pak znamená, že již nedochází k čerpání. V komerčně používaných infuzních pumpách se v zásadě používají dva typy peristaltického pohonu. Jednak je to rotační systém se dvěma a více tzv. stopery, nebo systém s lineární vlnou.

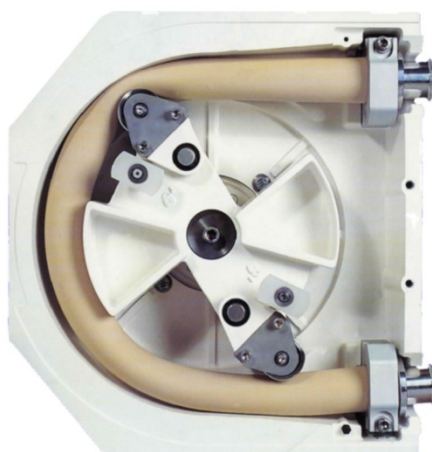
Rotační systémy

Rotační systémy se skládají s rotoru, na kterém jsou umístěny válečky, tzv. stopery, které stlačují pružnou hadici, a rotační rotoru dochází k posunu kapaliny uvnitř hadice. Existuje několik variant a uspořádání. Jedním z hledisek rotačních peristaltických pump je systém uchycení hadice. Existují dvě varianty, a to s nebo bez opěrné dráhy. Varianta bez opěrné dráhy, je konstrukčně nejjednodušší, avšak je vhodná jen pro určité typy hadic, vyžaduje speciální uchycení a používá se spíše pro jiné aplikace (dávkování chemikálií, v klinických analyzátorech apod.). Tato varianta je znázorněna na obrázku 1.



Obr. 6.1: rotační peristaltické hlavy, bez opěrné dráhy.

Běžnější však v problematice infuzních dávkovačů jsou tzv. čerpadla s opěrnou dráhou, kdy hadice není napnutá přes jednotlivé stopery, ale je k nim přitlačována. Jedná se o systémy s tzv. opěrnou dráhou. Tyto systémy jsou použity pro infuzní pumpy, protože nejsou tak selektivní na použité materiály hadic, navíc je možné i použít třeba více velikostí apod. Tento systém je zachycen na obrázku 2.



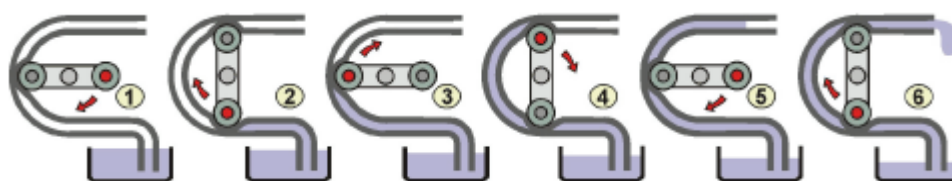
Obr. 6.2: rotační peristaltické hlava s opěrnou drahou.

Další rozdíly v konstrukci můžeme hledat v počtu jednotlivých stoperů, které jsou v kontaktu s hadicí. Existuje mnoho variant, nejzákladnější je varianta se dvěma stopery, ale existují i varianty se 3 a více, až 12 stoperů. Tyto varianty nachází uplatnění v jiných aplikacích, jako jsou dávkovače chemikálií, v analytických přístrojích apod. z důvodu lepší těsnosti, menšího opotřebení hadice, nevytvářejí tak velké pulzové vlny apod., avšak jsou konstrukčně složitější, je zde složitější instalace hadice apod. Více-stoperový systém je zachycen na obrázku 3.



Obr. 6. 3: osmi-stopperový systém pro kazety ISMATEC, používaný pro dávkování médií v procesní chemii a biologii.

Pro potřeby infuzního dávkování je výhradně použita varianta využívající pouze dvou stoperů a opěrné dráhy. Toto uspořádání s principem funkce je znázorněno na obrázku 6.4.



Obr. 6.4: Princip čerpání pomocí rotační peristaltické hlavy.

Toto uspořádání je velmi jednoduché co do údržby, založené nové hadice/setu apod. Na obrázku je zachycena peristaltická pumpa s vloženým setem. Tato konfigurace je použita i v jiných aplikacích, jako je například krevní pumpa u dialýzy, mimotělní oběh apod. viz Obr. 6.4.

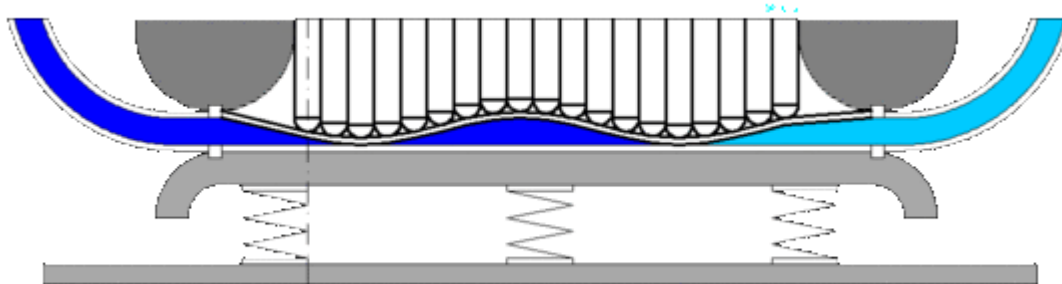


Obr. 6.5: Peristaltické pumpy u hemodialýzy Gambro AK-100.

Pohon samotného rotoru obstarává motor vybavený jednak enkodérem otáček a polohy dále převodovkou. Jako motory se nejčastěji používají DC kartáčové motory, nebo také krokové motory

Lineární systémy pohonu média

Druhou variantou používanou pro čerpání média využívajícího peristaltického posunu kapaliny jsou tzv. lineární peristaltické pohony. Tyto pohony využívají lineární peristaltické vlny, která pohání médium v hadici. Tento lineární systém je znázorněn na obrázku 7.



Obr. 6.7: Princip čerpání pomocí lineární peristaltické hlavy.

Oproti rotačním systémům jsou tyto systémy mnohem menší, při zachování stejného dávkovacího objemu, avšak je to kompenzováno složitější vnitřní realizací, a také jsou vyžadovány pro tyto systémy speciálně určené sety, které mají pro daný mechanismus i typovanou hadici, takže není možné jednoduše zaměnit set apod. Infuzní pumpa s lineárním systémem je znázorněna na Obr. 6.8.



Obr. 6.8: Infuzní pumpa s lineárním peristaltickým pohonem s instalovaným setem.

Lineární dávkovače

Lineární dávkovače, nebo také injekční dávkovače slouží obdobně jako infuzní pumpy k podání léčiv. Oproti infuzním pumpám jsou uzpůsobeny pro přesné dákování malých objemů, které jsou dákovány pomocí injekční stříkačky která je umístěna právě v takovémto dávkovači. Látka z injekční stříkačky je vytlačována ramenem injekčního dávkovače. Tyto dávkovače jsou uzpůsobeny pro použití s běžnými injekčními stříkačkami.



Obr. 6.8: Lineární dávkovač s instalovanou injekční stříkačkou.

Další systémy v infuzní technice

Krom samotného pohonu média obsahují infuzní pumpy a lineární dávkovače další podpůrné systémy, které se starají o správný chod a korektní podání daného léčiva. Jedním z těchto systémů je senzor tzv. okluzního tlaku, který monitoruje tlak média v setu. Právě vysoká hodnota může znamenat např. ucpání setu, jeho zaškrcení apod. zase naopak nízká nebo nulová hodnota značí např. porušený nebo rozpojený set. Druhým systémem je tzv. detektor bublin, který kontroluje homogenost dávkované směsi. Právě přítomnost bubliny v médiu může způsobit i vážné zdravotní problémy, pokud by se tato bublina dostala do krevního řečiště. Výchylka z normálního stavu u těchto systémů spustí vizuální a akustický alarm.

Obecná legislativa

BTK (bezpečnostně technická kontrola), která vychází ze zákona č.123/2000 Sb., konkrétně §27 je jednou z nejčastějších činností biomedicínské techniky ve zdravotnickém zařízení. BTK vycházejí z nutnosti kontrolovat a ověřovat parametry zdravotnických

prostředků během jejich klinického provozu. Tomu podléhají zařízení, u kterých je v případě zhoršení funkce nebo přesnosti měření, možnost potenciálního poškození zdraví pacienta. Další požadavek vychází z normy ČSN EN 60601-1, která se týká elektrické bezpečnosti, jak z hlediska obsluhy, tak i pacienta. Jde především o kontrolu izolačního stavu přístroje, aby bylo zamezeno možnosti úrazu elektrickým proudem. V následujícím textu bude podrobněji popsán obsah výše zmiňované legislativy.

Zákon č. 123/2000 Sb. o zdravotnických prostředcích a o změně některých souvisejících zákonů. Kromě jiného stanovuje základní požadavky na údržbu zdravotnických prostředků v průběhu jejich technického života.

Podmínky pro používání zdravotnických prostředků jsou zmíněny v §4. Zdravotnické prostředky musí po celou dobu používání splňovat technické parametry dané výrobcem. Zákon v této souvislosti zakazuje používání ZP, jestliže existuje důvodné podezření, že bezpečnost a zdraví uživatelů nebo třetích osob jsou ohroženy nebo uplynula doba jejich použitelnosti stanovená výrobcem nebo dovozci.

Dle § 24 jsou poskytovatelé zdravotní péče povinni u zdravotnických prostředků s měřicí funkcí přijmout opatření, která zaručí dostatečnou přesnost a spolehlivost měření. Poskytovatel tedy musí zajistit splnění požadavků vyplývajících ze zákona o metrologii č. 505/1990 Sb. v platném znění. To v případě stanovených měřidel znamená jejich ověření v zákonné lhůtě a v případě stanovených měřidel je nutno dodržet jejich kalibraci ve lhůtách doporučených výrobcem.

Periodické bezpečnostně technické kontroly zdravotnických prostředků jsou specifikovány v § 27. Ministerstvo zdravotnictví může stanovit vyhláškou druhy nebo třídy ZP, které musí být pravidelně kontrolovány. Zde se objevuje termín "periodická bezpečnostně technická kontrola, zkráceně PBTk. Tento paragraf přímo nařizuje udržovat bezpečnost ZP, v našem případě konkrétně elektrickou bezpečnost zdravotnického prostředku, funkčnost, tedy požadavek, aby zdravotnický prostředek dosahoval technických parametrů, uvedených v technické specifikaci výrobce. Tyto dva požadavky není možné od sebe oddělit.

V neposlední řadě je specifikace údržby a servisu zdravotnických prostředků popsána v § 28.

Zdravotnické prostředky musí být v souladu s pokyny výrobce odborně, opakovaně a prokazatelně udržovány ošetřováním a pravidelnými kontrolami v takovém stavu, aby byla po celou dobu jejich použitelnosti zaručena jejich funkčnost a bezpečnost. PBTk a servis může provádět pouze osoba s odborným výcvikem, zkušenostmi, znalostí právních předpisů a technických norem a absolvované instruktáže.

Další normy týkající se bezpečnosti ZP:

ČSN EN 60601–1, Část 1 Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost

Jedná se o základní normu z celého souboru technických norem ČSN EN 60601, které definují všeobecné technické požadavky na provedení a elektrickou bezpečnost zdravotnických prostředků. Norma kromě jiného specifikuje požadavky na tzv. příložnou část. Příložnou část má většina zdravotnických prostředků, slouží k diagnostice nebo léčebnému výkonu. Norma rozděluje příložné části do skupin B, BF a CF. Nejprísnější požadavky jsou na příložné části CF, které slouží k invazivním výkonům na pacientovi. V případě defibrilátorů tedy přímo na srdci pacienta.

ČSN EN 62353 Zdravotnické elektrické přístroje Opakované zkoušky a zkoušky po opravách zdravotnických elektrických přístrojů.

Norma definuje základní požadavky na provádění periodicky opakovaných kontrol a zkoušky po opravách zdravotnických prostředků. Řeší problematiku elektrické bezpečnosti přístrojů a funkčních zkoušek zdravotnických prostředků. Je obdobou normy ČSN 331600 pro kontrolu elektrických spotřebičů.

Cíl a obsah měření

Cílem měření bude vyhotovení PBTk protokolů, které svou náplní i formou odpovídají reálným protokolům, se kterými je možné se v praxi setkat. Důležité je především osvojení metodiky provádění PBTk, a koncepce měřicí/testovací aparatury.

Svým obsahem protokol PBTk pokrývá široké spektrum hodnocení parametrů zdravotnických prostředků jak z mechanického, fyzikálního tak i elektrického hlediska.

Úkoly měření:

- A) PBTk protokol infuzní pumpy ARCOMED Siramed μ SP6000
- B) PBTk protokol lineárního dávkovače ARCOMED Volumed μ VP7000
- C) PBTk protokol infuzní pumpy SEV LITOVEL 2P
- D) PBTk protokol lineárního dávkovače POLYMED ID 20/50

Použité přístroje a pomůcky

- ARCOMED Siramed μ SP6000
- ARCOMED Volumed μ VP7000
- SEV LITOVEL 2P
- POLYMED ID 20/50
- GOSSEN METRAWATT SECULIFE-IF + PŘÍSLUŠENSTVÍ
- ILLKO REVEX 2051 + PŘÍSLUŠENSTVÍ
- Injekční stříkačka LUER - 20 ml, 50 ml
- Kádinka 500 ml
- Infuzní set

Postup provádění PBTK:

1. Proved'te zevrubné ohledání přístroje na mechanické poškození
2. Zkontrolujte neporušenost přívodního kabelu
3. Zkontrolujte funkčnost signalizačních a ovládacích prvků
4. A - Změřte hodnotu unikajícího proudu přístroje a odpor ochranného uzemnění (pro ARCOMED Siramed μ SP6000 a Volumed μ VP7000)
 B - Změřte hodnotu izolačního odporu přístroje a unikající proud přístroje krytem (pro SEV LITOVEL 2P a POLYMED ID 20/50)
5. Proved'te ověření funkčních parametrů přístroje, dle položek konkrétního protokolu PBTK

Pro výše zmíněné přístroje v bodech (A až D) proved'te úkony (1-5) a výsledky zaznamenejte do protokolu, potvrďte splnění či nesplnění v protokolu deklarovaných parametrů.

Postup měření

1. Proved'te zevrubné ohledání přístroje na mechanické poškození.

Přístroj důkladně prohlédněte na přítomnost prasklin, zejména zkontrolujte pohyblivé mechanismy z umělých hmot, které mohou častěji vykazovat mechanické poškození. Prověřte funkčnost mechanických částí přístroje, pohyblivé součásti se musejí volně pohybovat bez výrazného odporu, avšak pokud mají v koncové poloze aretaci, tak se nesmějí z této polohy bez přiměřené síly uvolnit. Zjištěný stav запиšte do protokolu PBTk , zatrnutím kolonky „Vyhovuje“.

2. Zkontrolujte neporušenost přívodního kabelu

Při kontrole se zaměřte zejména na koncovky kabelu, v místě kde kabel vstupuje do koncovky. V tomto místě často dochází k popraskání vnější izolační vrstvy. Po celé délce kabelu proveďte, zda li je izolace celistvá, a kabel nevykazuje známky zlomu nebo nastřížení. Nepřípustný je i vznik vyboulení na kabelu, který svědčí o poškození vnitřních vodičů. Zjištěný stav запиšte do protokolu PBTk , zatrnutím kolonky „Vyhovuje“.

3. Zkontrolujte funkčnost signalizačních a ovládacích prvků

Prohlédněte všechny optické signalizační prvky, zda li nepostrádají popisky funkce. Zkontrolujte mechanický chod ovládacích prvků (tlačítka musí jít snadno stisknout, rotační přepínače musí klást při přepnutí adekvátní odpor a nesmí být možno jimi otáčet o celou otáčku). U membránových tlačítek zkontrolujte celistvost krycí folie s popisky funkce, nesmí být nikde perforována. LCD displej nesmí vykazovat mechanické poškození. Po zapnutí přístroje (dle návodu k použití) zkontrolujte, zda li všechny optické signalizace plní svou funkci. Zjištěný stav запиšte do protokolu PBTk , zatrnutím kolonky „Vyhovuje“.

4. A - Změřte hodnotu unikajícího proudu přístroje a odpor ochranného vodiče

(pro ARCOMED Siramed μ SP6000 a Vumed μ VP7000)

Pro měření odporu ochranného vodiče postupujte dle uživatelského návodu přístroje REVEX 2051. Podrobný postup měření je v kapitole 4.1.1 na straně 13. Při měření dbejte pokynům cvičícího a postupujte pouze v souladu s návodem přístroje REVEX 2051. Výsledek запиšte do protokolu PBTk a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou, potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

Pro měření hodnoty unikajícího proudu přístroje postupujte dle uživatelského návodu přístroje REVEX 2051. Podrobný postup měření je v kapitole 4.4.1 na straně 26. Při měření dbejte pokynům cvičícího a postupujte pouze v souladu s návodem přístroje REVEX 2051.

Výsledek zapište do protokolu PBTK a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou uvedenou v protokolu, potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

4. B - Změřte hodnotu izolačního odporu přístroje a unikající proud přístroje krytem (pro SEV LITOVEL 2P a POLYMED ID 20/50)

Pro měření izolačního odporu přístroje postupujte dle uživatelského návodu přístroje REVEX 2051. Podrobný postup měření je v kapitole 4.3.1 na straně 22 (pro SEV LITOVEL 2P) a 4.3.2 na straně 23 (pro POLYMED ID 20/50) Při měření dbejte pokynům cvičícího a postupujte pouze v souladu s návodem přístroje REVEX 2051. Výsledek zapište do protokolu PBTK a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou, potvrďte zda li přístroj vyhověl.

Pro měření unikajícího proudu přístroje krytem postupujte dle uživatelského Návodu přístroje REVEX 2051. Podrobný postup měření je v kapitole 4.4.1 na straně 26 (pro SEV LITOVEL 2P) a 4.4.2 na straně 27 (pro POLYMED ID 20/50). Při měření dbejte pokynům cvičícího a postupujte pouze v souladu s návodem přístroje REVEX 2051. Výsledek zapište do protokolu PBTK a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou, potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

5. Proved'te ověření funkčních parametrů přístroje, dle položek konkrétního protokolu PBTK

Pro kompletní analýzu a testování infuzní techniky použijte přístroj SECULIFE IF. Před vlastním měřením parametrů infuzní techniky sestavte měřící aparaturu dle návodu k obsluze SECULIFE IF strana 11 kapitola 3. Pro měření budou využity dva režimy:

Režim měření okluzního tlaku je popsán v kapitole 4.3.2. na straně 27. Před započítím měření zkontrolujte, že je systém správně zavodněn a že je trojcestný ventil v poloze „ON“ viz. kapitola 3.2 strana 13 v návodu k obsluze. Výsledek zapište do protokolu PBTK a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou, potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

Režim měření průtoku je popsán v kapitole 4.3.1. na straně 27. Před započítím měření zkontrolujte že je systém správně zavodněn a že je trojcestný ventil v poloze „ON“ viz. kapitola 3.2 strana 13 v návodu k obsluze. Výsledek zapište do protokolu PBTK a porovnejte s doporučenou maximální hodnotou, potvrďte, zda li přístroj vyhověl.

Vlastní nastavení režimu měření je v kapitole 4.4. návodu k obsluze. Měření okluzního tlaku lze s výhodou spustit během měření průtoku.

Pro kontrolu detektoru bublin otočte infuzní láhev tak, aby bylo malé množství vzduchu (bublina) nasáta do infuzního setu infuzní pumpy. Poté vyčkejte, zda-li při průchodu bubliny infuzní pumpou dojde ke spuštění alarmu.

Infuzní pumpy a dávkovače nastavujte dle měřených parametrů v konkrétním PBTk protokolu. Vlastní ovládání a nastavení jednotlivých parametrů je v příslušných návodech k obsluze ke každému přístroji.

Naměřené výsledky

Výsledky zapisujte do jednotlivých protokolů. Dbejte na úroveň záznamů, přeškrtnutý protokol PBTk není v reálném případě legislativně přípustný.

Kontrolní otázky k dané problematice

- Co je to okluzní tlak?
- Jaký je funkční rozdíl mezi infuzní pumpou a lineárním dávkovačem?
- Jaký je smysl PBTk?
- Který legislativní dokument popisuje nutnost provádění PBTk?

Literatura

- [1] Webster, J.G. ed. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Wiley. [online]. c1999-2009, poslední aktualizace 17. 8. 2008 [cit. 2009-05-12]. Dostupné z WWW: <http://mrw.interscience.wiley.com/emrw/9780471732877/home/>
- [2] Rozman, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006. 406 s.
- [3] Zákon č. 123/2000 Sb., zdroj: SBÍRKA ZÁKONŮ ročník 2000, částka 36, ze dne 12.5.2000
- [4] ČSN EN 60601-1-2. Zdravotnické elektrické přístroje: Všeobecné požadavky na bezpečnost. 02/2003.
- [5] ČSN EN 62353. Zdravotnické elektrické přístroje: Opakované zkoušky a zkoušky po opravách zdravotnických elektrických přístrojů. 8/2008

7. Využití patientského simulátoru a simulátorů dýchání v oblasti ventilační techniky

TEORETICKÝ ÚVOD

Umělá plicní ventilace skruží jako technika zastupující spontánní dýchání člověka v případě pacientova respiračního selhání. Je to poměrně stará metoda, v současné době velmi rozšířená a využívaná. Doposud bylo zkonstruováno mnoho různých typů ventilátorů, bylo vyvinuto mnoho ventilačních metod, které respektují pacientovo dechové úsilí a které minimalizují adversní účinky umělé plicní ventilace, nicméně mortalita pacientů postižených respiračním selháním je stále příliš vysoká – okolo 40 %. U pacientů s kombinovanými komplikacemi dosahuje úmrtnost ještě většího procentuálního zastoupení. Například přítomnost hematologických komplikací zvyšuje mortalitu pacientů způsobenou respiračním selháním až na 60 %. S použitím standardních ventilačních technik a bez sofistikovaných modifikací se nedaří vysokou mortalitu při respiračním selhání již dále snižovat. Tyto modifikace a přístupy zahrnují vše – od na první pohled zanedbatelných změn a doplňků, až po podstatné změny v přístupu k ventilaci a vývoj a změnu celých ventilačních režimů. Všechny tyto úpravy však mají společný cíl: minimalizovat negativní vliv umělé plicní ventilace na ventilovaného pacienta.

Převážnou většinu dnes používaných technik umělé plicní ventilace je možné označit souborným termínem „ventilace přetlakem“. I přes jejich téměř výhradní použití v klinické praxi se jedná o méně vhodný typ ventilace, kdy je plíce vystavena inverzi tlaků ve srovnání s normálním stavem při spontánním dýchání. V době inspiria se při spontánní ventilaci v plicích vytváří podtlak vůči okolí, který zapříčiňuje proudění plynu z okolní atmosféry do plic. Naproti tomu v inspiriu umělé plicní ventilace přetlakem působí na začátku dýchacích cest (a tím i v celé respirační soustavě) ventilátorem generovaný přetlak plynu, který mj. negativně ovlivňuje nejen oběhovou soustavu, ale i samotné plíce. V době expiria je tlaková bilance spontánního a umělého dechu taktéž inverzní. Uvedená inverze tlaků je příčinou „nefyziologičnosti“ přetlakových ventilačních režimů, která spolu s dalšími riziky, jako je zvýšené riziko infekce, toxicita kyslíku při jeho zvýšené frakci v inspirovaném plynu apod., vedou k poškození plic způsobenému „léčebnou“ aplikací umělé plicní ventilace. Toto poškození je označováno termínem „plicní poškození způsobené umělou plicní ventilací“. Moderním trendem je proto volba tzv. protektivních ventilačních režimů, jejichž hlavním cílem je snížit adversní účinky umělé plicní ventilace na pacienta.

OBSAH A CÍL MĚŘENÍ

Cílem této úlohy je seznámit čtenáře s umělou plicní ventilací. Konkrétní možnosti budou předvedeny na přístroji Veolar od firmy Hamilton (Obr. 7.1). Jedná se o typický ventilátor, který je zástupcem konvenční umělé plicní ventilace. V rámci měření se seznámíte s řídicím a monitorovacím panelem, a také s alarmy, které hlídají základní parametry použité při ventilaci pacienta.



Obr. 7.1: Konvenční ventilátor VEOLAR od společnosti Hamilton Medical.

Ventilační režimy

Po zapnutí přístroje je nutné zvolit ventilační režim. Volba režimu se provádí podržením tlačítka se jménem ventilačního režimu v levé části řídicího panelu. Ventilátor Hamilton podporuje následující ventilační režimy:

- (S)CMV – (Synchronized) Controlled **M**echanical **V**entilation
- SIMV – Synchronized **I**ntermittent **M**andatory **V**entilation
- Spont – **S**pontaneous Support
- MMV – **M**inimum **M**inute **V**entilation
- PCV – **P**ressure Controlled **V**entilation

Ventilační režim (S)CMV

(Synchronized) Controlled Mechanical Ventilation – Synchronizovaná řízená mechanická ventilace je základní režim umělé plicní ventilace. Plně zastupuje dechovou činnost pacienta. To znamená, že ventilátorem je řízen každý dech. Frekvence dechu je nastavována obsluhou, nebo je řízena pacientem (asistovaná ventilace) v případě nastavení triggeru.

V tomto režimu je možné nastavit následující parametry označené svítícími body: f_{CMV} – ventilační frekvence, V_T – dechový objem, I:E – relativní délka inspiria a expiria, Flow Pattern – tvar inspirační křivky, Pressure Trigger – tlakový spouštěč, PEEP – end-expirační přetlak, Oxygen – frakce kyslíku v inspirační směsi, Flow Trigger – průtokový spouštěč.

Synchronizování ventilátoru s dechovou aktivitou pacienta je možné jen při aktivaci některého ze spouštěčů (Pressure Trigger nebo Flow Trigger).

Ventilační režim SIMV

Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation – Synchronizovaná intermitentní zástupová ventilace je ventilační režim, který umožňuje dva typy dechů: spontánní a asistovaný (řízený). Spontánní dechy jsou detekovány ventilátorem, který po rozpoznání dechové aktivity pacienta otevře inspirační ventil. Druhým typem dechů jsou tzv. synchronizované zástupové dechy, které jsou podle dechové frekvence pacienta synchronizovány jeho inspiračním úsilím, nebo mají charakter plně kontrolovaných dechů.

V tomto režimu je možné nastavit následující parametry označené svítícími body: f_{CMV} a f_{SIMV} – ventilační frekvence, V_T – dechový objem, I:E – relativní délka inspiria a expiria, Flow Pattern – tvar inspirační křivky, Pressure Trigger – tlakový spouštěč, PEEP – end-expirační přetlak, CPAP – tlaková podpora (Continuous Positive Airway Pressure), Oxygen – frakce kyslíku v inspirační směsi, Flow Trigger – průtokový spouštěč.

Ventilační režim spontánního dýchání (SPONT)

Tento pracovní režim je určen pro pacienty se spontánní dechovou aktivitou a slouží k její podpoře a zefektivnění. VEOLAR nabízí následující možnosti podpory: dodávka kyslíkem obohaceného vzduchu, kontinuální přetlak v dýchacích cestách (CPAP) a inspirační asistence (tlaková podpora). V tomto pracovním režimu funguje ventilátor jako "DEMAND" systém a obstarává pacientovi potřebný příkon plynů při předvolených tlakových hodnotách CPAP nebo inspirační asistence. Proud je řízen tak, aby byl zajištěn dostatečně dlouhý

výdech. Při tomto provozním režimu určuje pacient žádaný dechový objem i dechovou frekvenci s tím, že jsou nastaveny hodnoty přetlaku inspirační asistence. Je možné navolit "Back up" ventilaci v případě apnoe.

V tomto režimu je možné nastavit následující parametry označené svítícími body: Pressure Trigger – tlakový spouštěč, CPAP – tlaková podpora (Continuous Positive Airway Pressure), Oxygen – frakce kyslíku v inspirační směsi, Flow Trigger – průtokový spouštěč.

Ventilační režim MMV

Minimum Minute Ventilation – minimální minutová ventilace. V tomto novém ventilačním režimu dochází ke spontánnímu dýchání s automatickou inspirační asistencí, jejíž tlaková hodnota je volena přímo ventilátorem. Při MMV dostává pacient, je-li třeba, dechovou podporu na úrovni inspirační asistence, nikoliv však dechy řízené. MMV zajišťuje minutovou ventilaci pacienta automaticky na úrovni předvolené minutové ventilace.

V tomto režimu je možné nastavit následující parametry označené svítícími body: Pressure Trigger – tlakový spouštěč, CPAP – tlaková podpora (Continuous Positive Airway Pressure), Oxygen – frakce kyslíku v inspirační směsi, Flow Trigger – průtokový spouštěč, MMV – minimální minutová ventilace – nastavuje se pomocí tlačítek $\wedge$ $\vee$ a následného stisknutí tlačítka YES na panelu Alarm. Jak u SIMV či Spont, musí být i zde trigger nastaven optimálně. Jestliže je trigger vypnut, přístroj automaticky spustí alarm.

Během prvních dechů může pacient dýchat tak, jak to odpovídá nastavené inspirační asistenci. Ventilátor porovnává objem prvních osmi dechů pacienta přepočtem na minutu s nastavenou MMV hodnotou. Při odchylce minutové ventilace od nastavené hodnoty je zavedeno vyrovnávání deficitu prostřednictvím navýšení tlakové podpory. Změna tlakové podpory je prováděna postupně krok po kroku a je závislá na velikosti rozdílu skutečné a požadované minutové ventilace.

V průběhu MMV vyhodnocuje ventilátor vždy posledních 8 dechů a přepočítává jejich objem na očekávaný objem minutový. Tento automatický regulační postup funguje do limitu 3 kPa nad CPAP a do 5 kPa absolutně. V případě alarmu se drží inspirační tlaková podpora konstantní, dokud se nevyjasní a neodstraní příčina alarmu.

Ventilátor během režimu MMV reaguje vždy na nastavení inspirační asistence (P_{insp}). Zadává se jak počáteční hodnota, tak i hodnota minimální. Skutečně aplikovaná tlaková podpora může být vyšší než nastavená, a to v případě zavedení distenzní léčby. Uživatel může

hladinu nastavené tlakové podpory vypočítat z difference mezi měřeným maximálním tlakem a hodnotou CPAP.

Režim tlakově řízené ventilace PCV

U režimu PCV (Pressure Control Ventilation – tlakově řízená ventilace) jsou řídicími veličinami inspirační tlak a čas. V CMV a SIMV je rozhodujícím parametrem dechový objem (V_T). Tlakový limit při CMV je nastavitelný až k hodnotě 99 cm H₂O. Během PCV cyklu je počáteční proudění poměrně vysoké, dochází tak k rychlému vzestupu tlaku k přednastavené hodnotě. Následně je proudění regulováno tak, aby inspirační tlak byl v dalším průběhu konstantní. Nastavení poměru I:E, stejně jako inspiračního plateau a expiračního času, je stejné, jako při (S)CMV nebo SIMV.

Během objemově řízeného dechu (CMV nebo SIMV) je tok plynů řízen tak, aby předurčený objem byl dodán v určeném časovém intervalu v daném předurčeném proudovém profilu. Výsledný tlak je veličinou proměnnou a závisí jak na plicní poddajnosti, tak na odporu dýchacích cest a tracheální rourky.

Při tlakově řízené ventilaci (PCV) dochází ke střídání tlaků tak, aby bylo dosaženo předurčeného inspiračního času. Dechový objem není předem určen a závisí na mnoha faktorech, mimo jiné na tlakovém gradientu, vrcholovém proudění, proudové charakteristice dechu a v neposlední řadě na poddajnosti respirační soustavy a odporu dýchacích cest. PCV je podobná inspirační asistenci s tím rozdílem, že PCV zohledňuje průběh tlaku v čase. Tlakově řízená ventilace může být použita jako klasická ventilace řízená ventilátorem (PCMV), nebo potom v režimu SIMV (PSIMV), kde určuje charakteristiku řízeného dechu.

PCV-SIMV je režimu SIMV velmi podobná. Je charakteristická nastavením určitého počtu tlakově řízených dechových cyklů s časovým řízením průběhu. Tyto dechy jsou synchronizovány pomocí spouštěče se spontánní dechovou aktivitou pacienta. Mezi těmito dechy může pacient spontánně dýchat.

Spontánní dechy mohou probíhat v režimu dýchání při trvalém přetlaku či inspirační asistenci až k přetlakové hladině 50 cm H₂O (podle tlakového limitu).

Pro režim PCMV je možné nastavit následující parametry označené svítilkami:

- f_{CMV} – ventilační frekvence, PCV – tlak, I:E – relativní délka inspira a expira, Pressure Trigger – tlakový spouštěč, PEEP – end-expirační přetlak, Oxygen – frakce kyslíku v inspirační směsi, Flow Trigger – průtokový spouštěč.

Pro režim PSIMV je možné nastavit následující parametry označené svítícími body: f_{SIMV} , f_{CMV} – ventilační frekvence, PCV – tlak, I:E – relativní délka inspira a expira, Pressure Trigger – tlakový spouštěč, PEEP – end-expirační přetlak, CPAP, Oxygen – frakce kyslíku v inspirační směsi, Flow Trigger – průtokový spouštěč.

ÚKOLY MĚŘENÍ

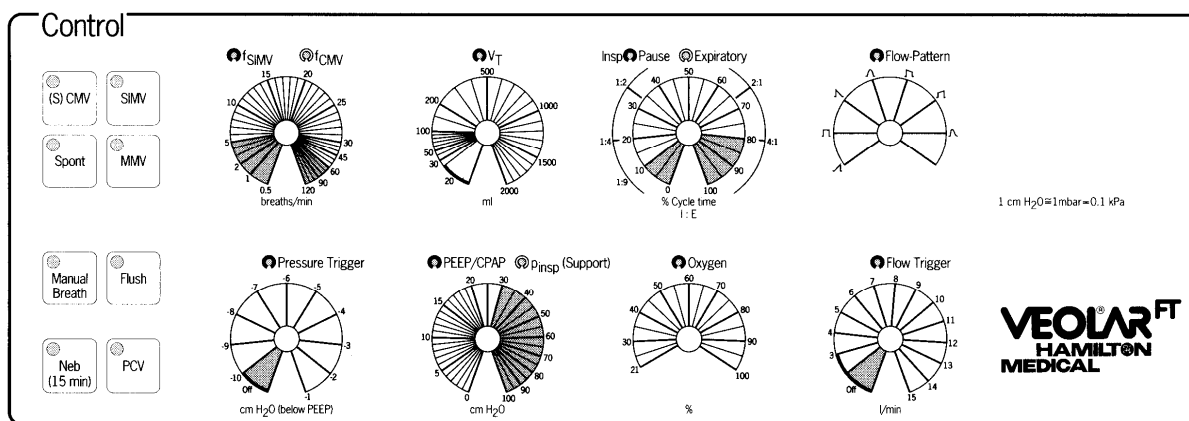
- 1) Spočítejte minutovou ventilaci pro různé kombinace hodnot frekvence ventilace a dechového objemu, které lze nastavit na ventilátoru Veolar. Uvažujte anatomický mrtvý prostor dospělého člověka v hodnotě přibližně 160 ml. Pro výše zmíněné kombinace spočítejte alveolární ventilaci a porovnejte ji s minutovou ventilací.
- 2) Proved'te kalibraci průtokové clonky podle pokynů cvičícího.
- 3) Na ventilátoru nastavte režim CMV s fyziologickými parametry dle doporučení cvičícího a sledujte monitorovací část ventilátoru.
- 4) Sledujte vliv parametru PEEP (positive end expiratory pressure) na ventilační parametry.
- 5) Sledujte vliv parametru I:E (poměr doby inspira a expira) na průběh ventilace.
- 6) Sledujte různé druhy průtokových profilů.
- 7) V monitorovací části sledujte parametry ventilace jako je PIP (peak inspiratory pressure) apod.
- 8) Připojte k ventilátoru model plíce a na ventilátoru zjistěte jeho mechanické vlastnosti. Sledujte změnu průtočného odporu a změnu plicní poddajnosti.

POSTUP MĚŘENÍ

Před vlastním měřením se seznámte s ventilátorem Hamilton, na kterém bude probíhat měření.

Parametry ventilace

Přední panel ventilátoru Hamilton je rozdělen na tři základní části: ovládací ("Control" panel), monitorovací ("Patient Monitor") a část s alarmy ("Alarm" panel). Na části ovládací (Obr. 7.2) se nastavují parametry, které určují charakter samotné ventilace.



Obr. 7.2: Řídicí panel ventilátoru.

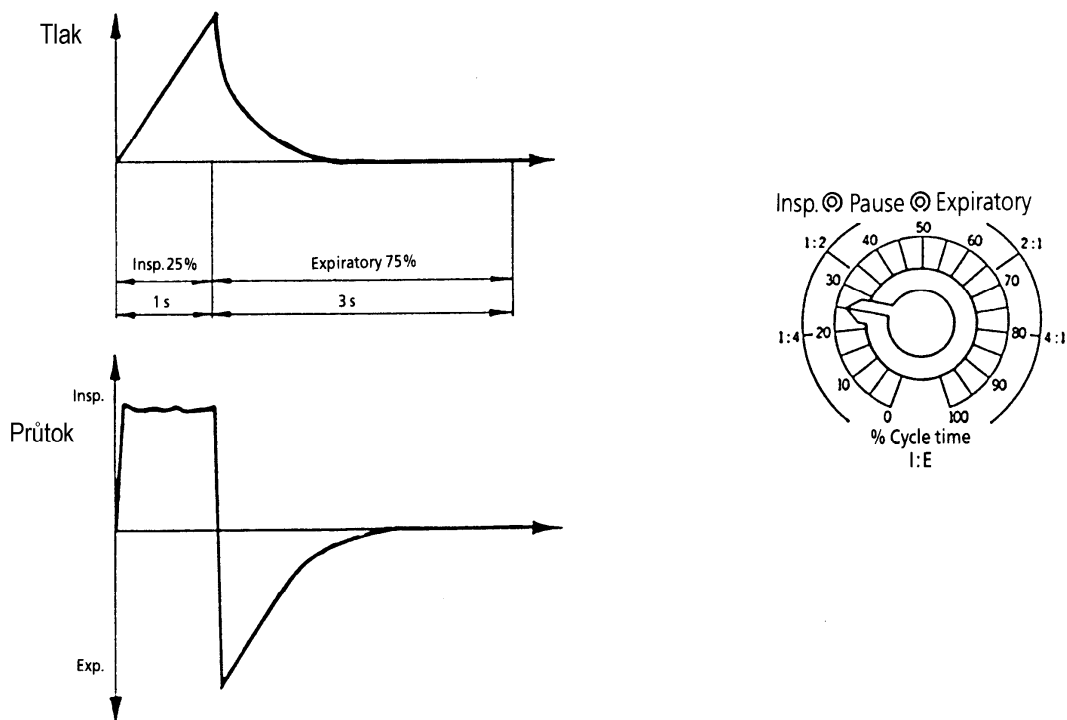
Na kontrolním panelu se nastavují jednotlivé parametry umělé plicní ventilace:

- ventilační frekvence (f_{CMV}) – frekvence řízeného dýchání. Frekvenci je možné nastavit jako počet dechů za minutu.
- dechový objem (V_T) - nastaví se pomocí tlačítka V_T . Jedná se o objem vzduchu jednoho nádechu. U některých režimů, jako například u tlakově řízené ventilace, nelze tento parametr nastavovat.
- inspirační a expirační čas, poměr doby inspiria a expiria (I:E) - jsou určeny frekvencí řízeného dýchání a poměrem doby inspiria a expiria I:E (%). Procentuální nastavení cyklu určuje poměr mezi inspiriem a expiriem. Toto nastavení dělí celý dechový cyklus (100 %) na fázi inspirační a expirační.

Obr. 7.3 ukazuje typickou tlakovou a průtokovou křivku pro určité nastavení poměru I:E. Světlý knoflík určuje začátek expirace, a tím také I:E poměr. Jestliže se horní knoflík nastaví na 25 %, je stupnice rozdělena na dvě nestejně velké Insp/Exsp oddíly. Takto se nastaví poměr trvání I:E na 1:3. Poměr I:E je zobrazen na monitoru ventilačních funkcí pacienta.

Inspirační čas je určován dolním tmavým knoflíkem. Obvykle je tento knoflík v kontaktu s knoflíkem expiračním. To znamená, že není nastaven žádný čas inspirační prodlevy – plateau (viz dále).

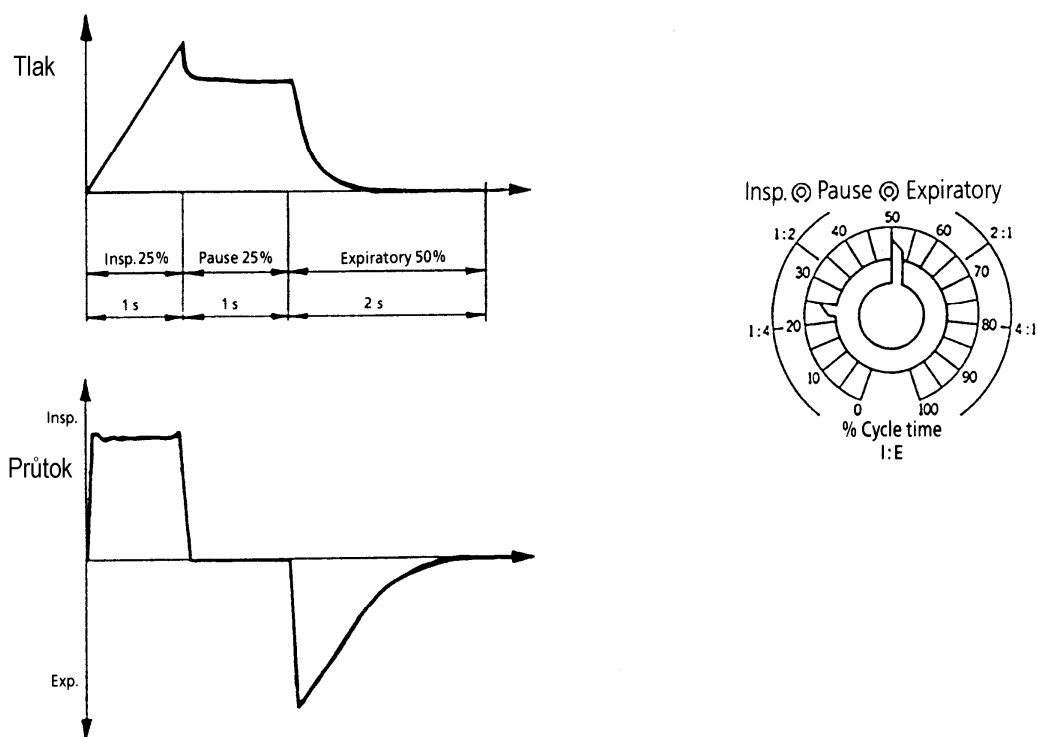
Expirační čas je nastavován v procentech a určuje, kdy končí inspirace a kdy začíná expirace. Nastavuje se horním světlým knoflíkem.



Obr. 7.3: Nastavení poměru I:E.

Příklad: Dechová frekvence f_{CMV} je 15 dechů za minutu. Tomu odpovídá doba trvání celého dechového cyklu 4 sekundy. Je-li expirační knoflík nastaven na 75 %, potom inspirace bude trvat 25 % z celkového dechového cyklu. Poměr I:E je v tomto případě 1:3. To znamená, že jednu sekundu trvá inspirium a tři sekundy trvá expirium.

- čas inspirační prodlevy, tzv. plateau čas ($t_{plateau}$) - inspirační čas může být rozdělen na aktivní (insuflační) a pasivní (plateau) části. Tento tzv. pasivní inspirační čas je nazýván inspirační prodleva, někdy inspirační pauza. Na Obr. 7.4 je znázorněno nastavení při I:E poměru 1:1 (expirační čas, tj. horní světlý knoflík je na hodnotě 50 %). Inspirační čas (tmavý spodní knoflík) je nastaven na 25 %, a tím vzniká inspirační prodleva trvající 25 % délky trvání dechového cyklu. Je-li dechová frekvence při tomto nastavení 15 dechů za minutu, potom celý dechový objem je dodán do respirační soustavy během 1 sekundy. Následuje jednosekundová inspirační prodleva a poté dvousekundové expirium.



Obr. 7.4: Nastavení času inspirační prodlevy.

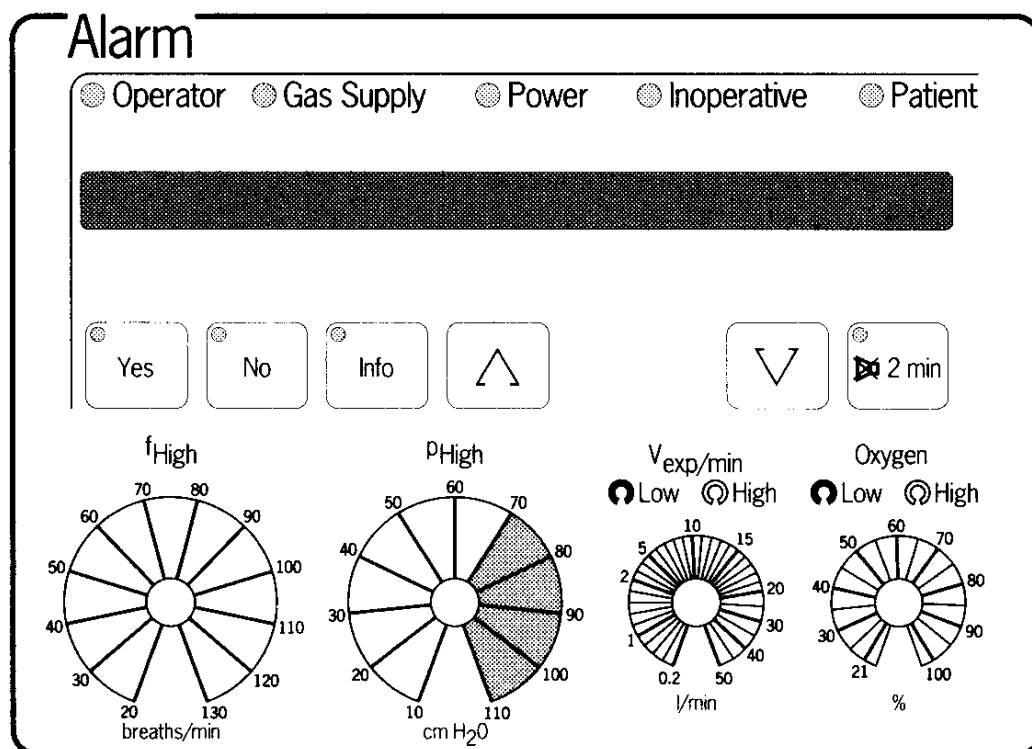
- charakteristiku proudění v inspiriu - uživatel může volit mezi sedmi definovanými charakteristikami proudění v době inspira: progresivní, konstantní, degresivní, sinusoidální, 50 % degresivní, 50 % progresivní a modifikovaný sinusoidální. Jejich názvy jsou odvozeny od tvaru průtokové křivky v době inspira.

Zálohový ventilační režim pro případ apnoe – Apnoe Back Up ventilace

VEOLAR nabízí uplatnění této funkce v SIMV, Spont nebo MMV pracovním režimu, nikoliv však v režimu tlakově řízené ventilace. Po apnoickém alarmu automaticky zavádí nastavenou (zálohovou) umělou plicní ventilaci. Aby ventilátor přešel na zálohovou-ventilaci, musí být, tzv. back up režim navolen před spuštěním přístroje. Tato zálohová ventilace je navolena spínačem na panelu speciálních funkcí. Tento spínač lze užít jen v první sekundě po zapnutí ventilátoru.

Panel pro ovládání alarmů

Panel pro ovládání alarmů umožňuje rychle detekovat závažnou závadu ventilátoru, umožňuje nastavit vlastní hraniční hodnoty pro sledované veličiny a používá se i při nastavování Back up režimu. Pohled na panel alarmů je uveden na Obr. 7.5.

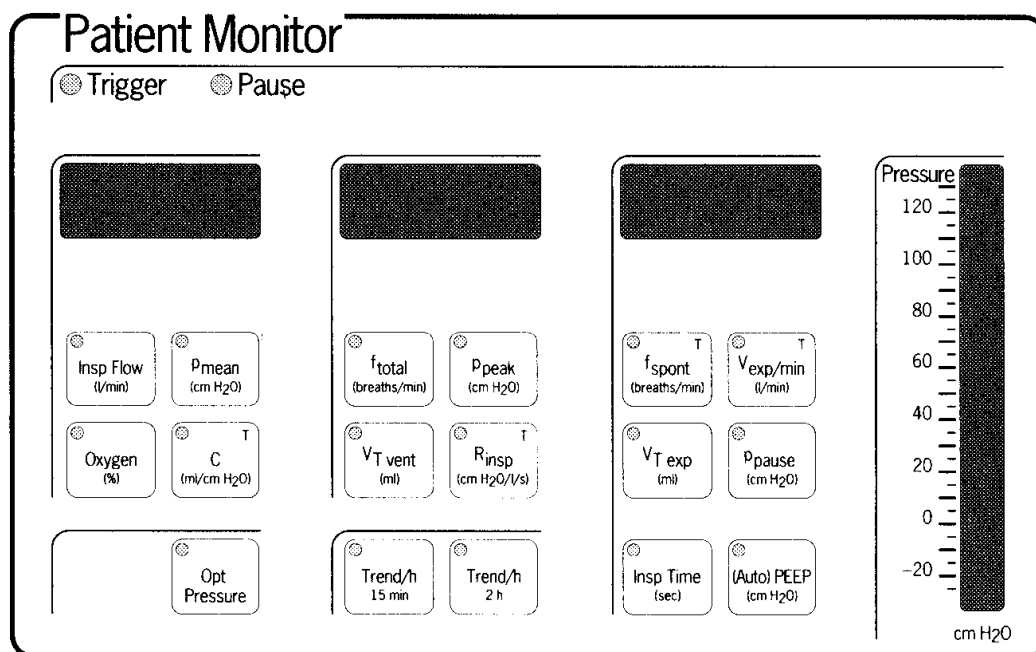


Obr. 7.5: Panel pro ovládání alarmů.

Tlačítka Yes a No slouží k potvrzování zpráv a akcí ventilátoru. Tlačítko Info umožňuje zobrazit předchozí parametry a další údaje. Tlačítka šipek nahoru a dolů umožňují zvětšovat a zmenšovat nastavovaný parametr. Poslední tlačítko potlačuje zvukový alarm na dobu 2 min. Potenciometry umožňují nastavit: maximální povolenou dechovou frekvenci (po překročení této hodnoty je aktivován alarm), maximální povolený tlak v dýchacích cestách (s aktivací alarmu při překročení), povolenou minimální a maximální minutovou ventilaci (po vybočení skutečné hodnoty minutové ventilace mimo tento interval je aktivován alarm), povolenou minimální a maximální koncentraci kyslíku (opět s aktivací alarmu při vybočení).

Pacientský monitor

Tento panel (Obr. 7.6) se nachází v levé horní části předního panelu ventilátoru. Ukazuje aktuální stav ventilace pacienta. Důležitou informací je, že tento panel pracuje nezávisle na ventilátoru. Má 3 ukazatele, přičemž mohou být současně zobrazeny 3 hodnoty, vybrané stlačením příslušných tlačítek. Dohromady lze získat informaci o 14 parametrech.



Obr. 7.6: Pacientský monitor.

Zobrazené parametry jsou okamžité změřené hodnoty. Sloupcový ukazatel slouží k zobrazení měřených tlaků v dýchacích cestách v rozmezí od -30 do 130 cm H₂O. Dvě LED diody, "trigger" a "plateau", informují obsluhu při každé aktivaci spouštěče pacienta, resp. při nástupu inspirační prodlevy "plateau". Doba svícení LED odpovídá skutečnému času plateau. Plateau je identifikováno tehdy, když naměřený pokles tlaku je menší než 1 cm H₂O/s.

Okamžité ventilační parametry pacienta – Tyto parametry mohou být měřeny při každém dechu a následně číselně zobrazeny.

Informace o tlacích:

P_{peak} – špičkový tlak dosažený během celého dechového cyklu je vyhodnocen k začátku dalšího inspira

P_{mean} – ukazuje střední tlak předchozích osmi dechů a je po každém dechu nově vyhodnocen.

P_{pause} – konečný inspirační tlak plateau je vyhodnocen v případě, že nastane skutečné plateau.

PEEP – pozitivní end-expirační přetlak nebo kontinuální přetlak v dýchacích cestách.

Informace o frekvenci:

f_{total} – celková dechová frekvence, tj. počet spontánních a řízených dechů během 8 cyklů přepočtených na 1 minutu; vyhodnocuje se po každém dechu.

f_{spont} – počet spontánních dechů během předchozích osmi cyklů, přepočtených na 1 minutu; vyhodnocuje se po každém dechu.

Informace o objemu:

$V_{\text{T vent}}$ – inspirační dechový objem, je měřen ve ventilátoru a zobrazen na začátku dalšího dechového cyklu.

$V_{\text{T exp}}$ – expirační dechový objem měřený průtokovým senzorem, zobrazený na začátku dalšího vdechového cyklu; protože toto měření probíhá blízko pacienta, výsledné nepřesnosti vyvolané kompresním objemem dovolují zpětné vyhodnocení těsnosti systému.

$V_{\text{exp/min}}$ – expirační minutový objem (minutová ventilace), vypočtený jako suma expiračních objemů (spontánních nebo řízených) za 1 minutu; po každém dechu se nově vyhodnocuje.

Informace o průtoku, časech a koncentraci O_2 :

Insp Flow – maximální inspirační průtok během jednoho dechu. Je vyhodnocen v litrech za minutu.

Oxygen – $F_{I}O_2$, frakce kyslíku v inspirační směsi (%) měřená přímo před inspiračním výstupem pro připojení pacienta.

$t_{\text{exp pat}}$ – skutečný expirační čas v sekundách; je definován jako čas mezi začátkem expirace a dosažením poklesu průtoku na hladinu 5 % špičkového expiračního průtoku.

I:E – poměr mezi délkami trvání inspirační a expirační částí dechového cyklu, vyjádřený formou 1:X.

Informace o plicní mechanice:

C – statická plicní poddajnost; je počítána z exspirovaného objemu a plateau tlaku; hodnota poddajnosti může být počítána pouze tehdy, je-li prováděna ventilace s inspirační prodlevou (svítí plateau LED).

R_{insp} – inspirační odpor; tento odpor představuje dynamický odpor okruhu, endotracheální rourky a dýchacích cest; tento parametr není vyhodnocen při volbě sinusoidálního a degresivního průtoku a při spontánní ventilaci.

R_{exp} – expirační odpor; tento odpor představuje dynamický expirační pokles tlaku v okruhu, a to včetně expiračního ventilu, endotracheální rourky a dýchacích cest pacienta; tento parametr je vyhodnocován během spontánní ventilace.

Informace o trendech:

Všechny parametry vhodné pro trendovou analýzu mohou být uchovány a vyhodnoceny. Tyto parametry jsou označeny symbolem "T" v pravém horním rohu tlačítka. Jsou to: plicní poddajnost, spontánní dechová aktivita, inspirační odpor, expirační odpor a expirovaný minutový objem.

Během normálního používání vyhodnocuje patientský monitor okamžité hodnoty dech od dechu. Trend je vyvolán stisknutím příslušného tlačítka a následné volby 15 min nebo 2 hod trendového tlačítka. Trend je zobrazen během 10 s, následně jsou zobrazeny hodnoty okamžité. Když je navolen parametr, který není trendově sledován, je vždy zobrazena okamžitá hodnota.

Trendová hodnota udává relativní změnu vyhodnoceného parametru během 15 min nebo 2 hodin.

Minutová a alveolární ventilace

	$f = 12 \text{ d/min},$ $V_t = 0,625 \text{ L}$	$f = 15 \text{ d/min}$ $V_t = 0,5 \text{ L}$	$f = 18 \text{ d/min}$ $V_t = 0,425 \text{ L}$
Minutová ventilace [L/min]			
Alveolární ventilace [L/min]			

POUŽITÉ PŘÍSTROJE A POMŮCKY

- Plicní ventilátor Veolar (Hamilton)
- Testovací plíce pro umělou plicní ventilaci (ASL 5000, Michigan Instruments 5600i)

ZÁVĚR

Shrňte své poznatky z úlohy a vyjádřete se k následujícím bodům.

Vliv V_t na minutovou a alveolární ventilaci:

PEEP a jeho význam při ventilaci:

PIP a jeho význam při ventilaci:

Mechanické parametry R,C:

Shrňte své znalosti o druzích ventilačních režimů:

LITERATURA

- [1] Wesbter, J.G. ed. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Wiley.
[online]. c1999-2009, poslední aktualizace 17. 8. 2008 [cit. 2009-05-12].
Dostupné z WWW: <http://mrw.interscience.wiley.com/emrw/9780471732877/home/>
- [2] Hamilton Medical: Veolar – Operator's Manual. Hamilton Medical AG, Rhaezuens, 1993.

8. Principy a aplikace elektrochirurgických přístrojů

TEORETICKÝ ÚVOD

Elektrochirurgie znamená aplikaci radiofrekvenčního (RF/VF) proudu v rozsahu kmitočtů cca od 300 kHz do 5 MHz za účelem dosažení požadovaného výsledku chirurgického výkonu. Typicky se jedná o koagulaci (přechod koloidního systému v systém hrubě disperzní) nebo o chirurgické řezání, kdy dochází k narušení či poškození tkáně. Dále se může jednat o vysoušení tkáně nebo o destrukci tkáně. Fyzikální princip působení je dán účinkem rozptýleného tepla v tkáni od RF/VF proudu mechanismem odporového či Jouleova tepla. Jak již bylo uvedeno, tato metoda umožňuje řezat a koagulovat tkáň současně a to je hlavní přednost, která je v elektrochirurgii využívána již od doby svého vzniku a tím je přibližně rok 1920. I když první pokusy z hlediska využití tepla pro terapeutické účely byly realizovány několik tisíc let před naším letopočtem, až teprve okolo roku 1920 byla k dispozici taková technologie a rozvoj elektrotechnického průmyslu, že bylo možné takové přístroje vyrobit. Typické účinky elektrochirurgických postupů lze popsat následovně. Jednak je to tzv. "bílá koagulace" pojmenovaná po svém vnějším projevu na tkáni, kdy dochází k degradaci proteinů ve tkáni typicky při teplotě 50-90°C. Dále je to tzv. "černá koagulace nebo také karbonizace (zuhelnatění)", při které je tkáň zcela vysušena a redukována na zuhelnatělý zbytek při vyšších teplotách. A jednak třetí účinek v podobě řezání, kdy struktury tkáně jsou odděleny rychlým vypařením malých objemů vody v tkáni. Tyto tři účinky či projevy se objevují v jistých kombinacích, kdy závisí na použitém proudu a napětí u aktivní (chirurgické) elektrody. Základní přístroj, zdravotnický elektrický přístroj (zdravotnický prostředek) je tvořen tzv. elektrochirurgickou jednotkou (electrosurgery unit - ESU) - elektrochirurgickým generátorem.

Elektrochirurgie vhodně doplňuje daleko lépe současné chirurgické postupy než kterékoli jiné zařízení či metoda. Současně redukuje významnou měrou nemocnost a úmrtnost vyvolaných chirurgickými zákroky. Toto je zejména dáno tím, že je potřeba minimalizovaný čas během anestézie a též tím, že je minimalizováno krvácení během operací a po operacích. Dnes si například nedokážeme představit náročné neurochirurgické operace bez elektrochirurgických metod. Stejně tak např. operace na otevřeném srdci a mnoho urologických operací by nemohlo být bez elektrochirurgie vůbec prováděno.

OBSAH A CÍL MĚŘENÍ

Vysokofrekvenční elektrochirurgie poskytuje možnosti pro jemné a přesné chirurgické zákroky na vaskulárních tkáních. Použitím tohoto přístroje se zamezí nežádoucí rozsáhlé poškození okolní tkáně. Aby bylo možné dosáhnout použitím elektrochirurgického přístroje nejlepších výsledků, je důležité porozumět základům elektrochirurgie a bezpečně se seznámit s přístrojem. Cílem této úlohy tedy bude poznat a ověřit princip činnosti přístroje, proměřit jeho funkce pomocí testeru k tomu určenému, zjistit výkonové charakteristiky a proudové závislosti.

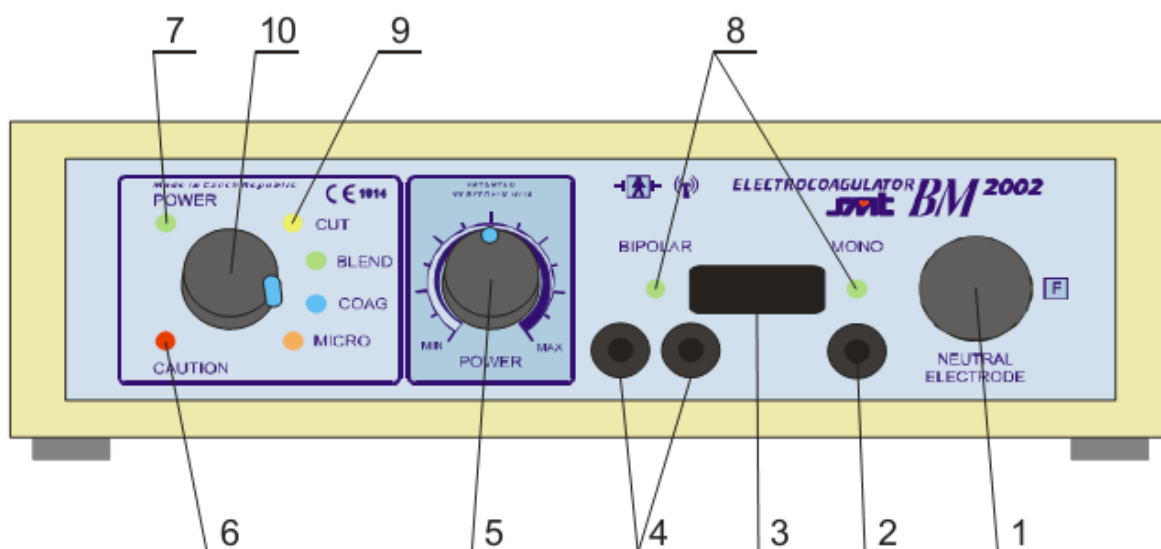
ÚKOLY MĚŘENÍ

Před vlastním měřením se seznámte s obsluhou a součástmi elektrochirurgického přístroje (SMT BM CLINIC 170W, [5]) a analyzátoru elektrochirurgických zařízení (RF 303, [6]) Navrhněte a konzultujte se cvičících všechna měřicí schémata a zapojení jednotlivých přístrojů. Pracujte s návody k obsluze [5, 6] dostupnými na webové stránce předmětu.

- 1) Změřte pomocí testeru (RF 303) výstupní výkon v závislosti na velikosti zatěžovacího odporu pro monopolární i bipolární režim a pro všechny čtyři funkce.
- 2) Proměřte pomocí testeru (RF 303) procházející proud, při řezu a koagulaci, a to pro monopolární i bipolární režim při různé velikosti ohmické zátěže.
- 3) Pomocí testeru (RF 303) změřte unikající proudy příložnou částí.
- 4) Vytvořte protokolární záznam o provedených měřeních a bezpečnostně-technické kontrole elektrochirurgického přístroje.

POSTUP MĚŘENÍ

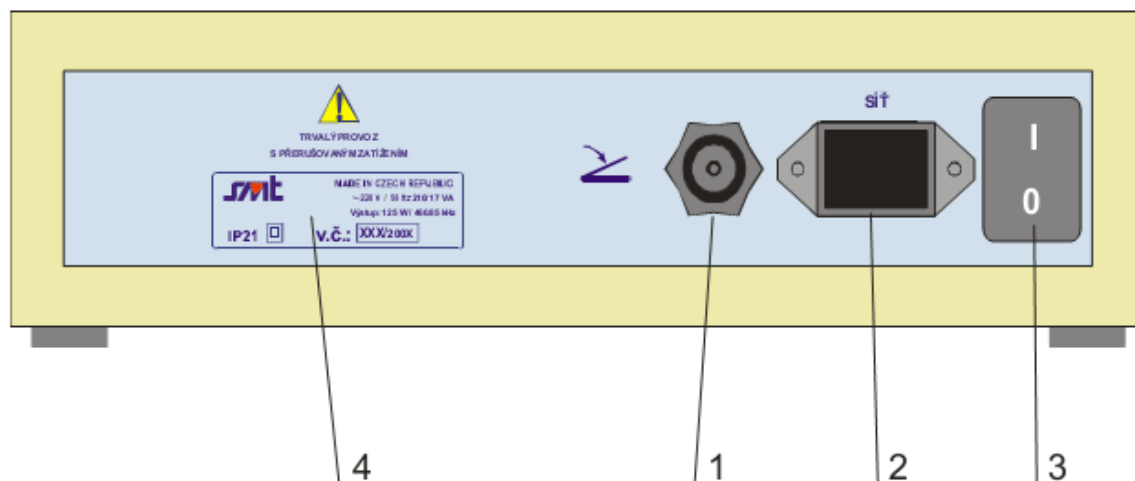
Pro správné a bezpečné splnění všech cílů této úlohy je nezbytné se nejprve seznámit s provozem elektrochirurgického generátoru, testeru elektrochirurgických přístrojů a elektrické bezpečnosti. Nejprve se naučte k přístroji připojovat nezbytné příslušenství, jako je nožní spínač, neutrální elektroda a aplikátor aktivní elektrody. Seznamte se s principem aktivace této elektrochirurgické jednotky [5]. Dále prostudujte princip činnosti testeru RF 303, způsob připojení ESU pro jednotlivá měření a vlastní nastavené testeru a jeho připojení k osciloskopu [6].



Obr. 8.1: Přední panel elektrochirurgického přístroje CLINIC 170 W [5].

Legenda:

- 1 – konektor pro připojení neutrální elektrody
- 2 – zdířka pro připojení monopolárního nástroje
- 3 – přepínač monopolární / bipolární režim
- 4 – dvojice zdířek pro připojení bipolárního nástroje
- 5 – regulátor intenzity
- 6 – signálka závady na neutrální elektrodě
- 7 – signalizace zapnutého přístroje
- 8 – signalizace zvoleného režimu (monopolární / bipolární) dle polohy přepínače (3)
- 9 – signalizace zvoleného módu (řez, smíšený řez, koagulace, mikrokoagulace)
- 10 – přepínač módů (řez, smíšený řez, koagulace, mikrokoagulace)



Obr. 8.2: Zadní panel elektrochirurgického přístroje CLINIC 170 W [5].

Legenda:

- 1 – konektor pneumatické spouště – připojení nožního spínače
- 2 – zásuvka síťového kabelu
- 3 – síťový vypínač
- 4 – výrobní štítek

Měření výstupního výkonu v závislosti na velikosti zatěžovacího odporu pro monopolární i bipolární režim a pro všechny čtyři funkce

Do hlavního panelu elektrochirurgické jednotky připojte neutrální elektrodu. Připojte k ní pomocí krokosvorky propojovací kabel a zasuněte do levé modré zdičky na testeru. Do zdičky aktivní elektrody zasuněte propojovací kabel a druhý konec do žluté zdičky na testeru. Přístroj přepněte do monopolárního režimu. Připojte nožní spínač. Kolečkem vlevo nastavte postupně funkce řezání, směsný řez, koagulace a mikrokoagulace. Kolečkem vpravo nastavte výkon do polohy 7. Na testeru nastavte postupně pro každou funkci postupně odpor 50 Ω , 100 Ω , 200 Ω , 500 Ω , 750 Ω . Odpor se na testeru nastavuje pomocí tlačítka OHMS SELECT + nebo - a navolením příslušné hodnoty, která se zobrazí na displeji. Přesvědčte se, že máte nastaveno skutečně měření výkonu. Pokud tomu tak není, tak pomocí tlačítka ENT vyberete W.

Poté zapojte elektrochirurgický přístroj do sítě elektrického napětí a zapněte kolébkovým vypínačem na zadní straně přístroje.

Přístroj aktivujte nožním spínačem. Z displeje testeru postupně odečítejte všechny hodnoty výstupního výkonu a zapisujte je do příslušné tabulky. Následně přepněte přístroj na funkci smíšeného řezu, koagulace a mikrokoagulace a měření opakujte. Stejným postupem pokračujte pro všechny zbývající režimy a módy.

Pro měření v bipolárním režimu postupujte obdobně, ovšem podle instrukcí v Návodu k obsluze, které se vztahují k provozování přístroje v bipolárním režimu.

Pro všechna měření využijte možnosti propojení testeru RF 303 s osciloskopem a zobrazte si průběh budicího signálu v jednotlivých módech a režimech činnosti elektrochirurgického generátoru CLINIC 170W. Naměřené výsledky zaznamenejte do tabulek č. 1 a 2.

Měření pracovního proudu při řezu a koagulaci, pro monopolární i bipolární režim při různé velikosti ohmické zátěže.

Princip měření je totožný s měřením výkonu. Měření provádějte pro řez a koagulaci, a opět v monopolárním a bipolárním režimu pro různé hodnoty zatěžovacího odporu. Postupně na elektrochirurgické jednotce zvyšujte výkon z polohy 1 do polohy 7. Přístroj připojte k testeru stejným způsobem jako v předchozím bodě. Pouze testeru RF 303 nastavte na měření proudu.

Pro měření v bipolárním režimu postupujte obdobně, ovšem podle instrukcí v Návodu k obsluze, které se vztahují k provozování přístroje v bipolárním režimu.

Pro všechna měření využijte možnosti propojení testeru RF 303 s osciloskopem a zobrazte si průběh budicího signálu v jednotlivých módech a režimech činnosti elektrochirurgického generátoru CLINIC 170W. Naměřené výsledky zaznamenejte do tabulek č. 3 - 6.

Měření unikajících proudů příložnou částí

Bezpečnosti elektronických zdravotnických prostředků je věnována zvláštní pozornost. V současné době vycházejí požadavky kladené na zdravotnické elektronické přístroje z nejrozšířenějších evropských norem a to ČSN EN 60601-1 Zdravotnické elektronické přístroje. Z této normy vyplývá, že hodnota unikajících proudů nesmí být větší než 10 mA. Nebezpečí a rizika při používání zdravotnické techniky jsou obecně shrnuta v technické zprávě IEC 513 z roku 1994. Tato kapitola je zaměřena na to, jak předejít nebezpečím spojeným s energií, která je dodávána při normální funkci přístroje, a to hlavně

na unikající proudy, funkční proudy tekoucí z vysokofrekvenčního přístroje nežádoucími cestami pacientem nebo obsluhou.

Při použití elektrochirurgického přístroje je přímé spojení pacienta s přístrojem nevyhnutelné. Jelikož je ESU napájena 50 Hz rozvodovou elektrickou sítí, vzniká zde nebezpečí v podobě unikajících proudů na síťové frekvenci (a jejich vyšších harmonických složkách). Unikajícími proudy se rozumí parazitní proudy tekoucí mezi vzájemně izolovanými částmi přístroje většinou přes parazitní kapacitní vazby mezi těmito částmi.

Aktivní elektrodu elektrochirurgického přístroje připojte do pravé šedivé zdířky, neutrální elektrodu do levé modré zdířky. Dále propojte krátkým spojovacím kabelem žlutou a levou zelenou zdířku a pravou modrou s levou šedivou. (Pozn. žlutá zdířka = aktivní, zelená = zemní, modrá = disperzní, šedivá = unikající proudy). Na testeru nastavte odpor 200 Ω . Poté se přesvědčte, že máte nastaveno skutečně měření proudu. Pokud tomu tak není, tak pomocí tlačítka ENT vyberete mA. Elektrochirurgická jednotka je přepnuta do režimu monopolárního. Pokud je všechno v pořádku, aktivujte přístroj nožním spínačem a postupně měřte unikající proudy ESU ve všech čtyřech režimech (řez, směsný řez, koagulace, mikrokoagulace). Pomocí kolečka uprostřed na hlavním panelu ESU postupně volte výkon z polohy 1 až do polohy 7.

Pro měření v bipolárním režimu postupujte obdobně, ovšem podle instrukcí v Návodu k obsluze, které se vztahují k provozování přístroje v bipolárním režimu.

Pro všechna měření využijte možnosti propojení testeru RF 303 s osciloskopem a zobrazte si průběh budicího signálu v jednotlivých módech a režimech činnosti elektrochirurgického generátoru CLINIC 170W. Naměřené výsledky zaznamenejte do Tab. 8.7 a 8.8.

POUŽITÉ PŘÍSTROJE A POMŮCKY

- Elektrochirurgický generátor SMT BM CLINIC 170W, neutrální elektroda pro opakované použití, nožní spínač a propojovací vodiče (Speciální Medicínská Technologie, s.r.o., ČR)
- Analyzátor elektrochirurgických zařízení RF 303 (Fluke Biomedical, USA)
- Propojovací vodiče a krokosvorky (příslušenství RF 303)
- Digitální přístroj pro kontroly zdravotnických elektrických přístrojů MEDITEST 50 (ILLKO, s.r.o., ČR)
- Osciloskop a propojovací BNC kabel

NAMĚŘENÉ VÝSLEDKY

Všechny naměřené výsledky запиšte do níže uvedených tabulek a porovnejte s údaji, které udává výrobce v Návodu k obsluze. Doplňte všechny požadované informace a protokol nechte zkontrolovat a podepsat cvičícím. Pro realizaci bezpečnostně-technické kontroly se řiďte pokyny, které uvádí výrobce v Návodu k obsluze a vyplňte formulář, který je ke stažení na webové stránce předmětu.

Tab. 8.1: Závislost výkonu elektrochirurgické jednotky na velikosti zatěžovacího odporu v monopolárním režimu.

Zatěžovací odpor	Řez	Smíšený řez	Koagulace	Mikrokoagulace
50 Ω				
100 Ω				
200 Ω				
500 Ω				
750 Ω				

Tab. 8.2: Závislost výkonu elektrochirurgické jednotky na velikosti zatěžovacího odporu v bipolárním režimu.

Zatěžovací odpor	Řez	Smíšený řez	Koagulace	Mikrokoagulace
50 Ω				
100 Ω				
200 Ω				
500 Ω				
750 Ω				

Tab. 8.3: Závislost velikosti pracovního proudu na nastavení výstupního výkonu a velikosti zatěžovacího odporu při řezu v monopolárním režimu

Nastavení výstupního výkonu [-]	Velikost zatěžovacího odporu				
	50 Ω	100 Ω	200 Ω	500 Ω	750 Ω
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					

Tab. 8.4: Závislost velikosti pracovního proudu na nastavení výstupního výkonu a velikosti zatěžovacího odporu při řezu v bipolárním režimu

Nastavení výstupního výkonu [-]	Velikost zatěžovacího odporu				
	50 Ω	100 Ω	200 Ω	500 Ω	750 Ω
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					

Tab. 8.5: Závislost velikosti pracovního proudu na nastavení výstupního výkonu a velikosti zatěžovacího odporu při koagulaci v monopolárním režimu

Nastavení výstupního výkonu [-]	Velikost zatěžovacího odporu				
	50 Ω	100 Ω	200 Ω	500 Ω	750 Ω
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					

Tab. 8.6: Závislost velikosti pracovního proudu na nastavení výstupního výkonu a velikosti zatěžovacího odporu při koagulaci v bipolárním režimu

Nastavení výstupního výkonu [-]	Velikost zatěžovacího odporu				
	50 Ω	100 Ω	200 Ω	500 Ω	750 Ω
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					

Tab. 8.7: Závislost velikosti unikajících proudů na nastavení výstupního výkonu ESU v monopolárním režimu.

Nastavení výstupního výkonu [-]	Řez	Smíšený řez	Koagulace	Mikrokoagulace
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				

Tab. 8.8: Závislost velikosti unikajících proudů na nastavení výstupního výkonu ESU v bipolárním režimu.

Nastavení výstupního výkonu [-]	Řez	Smíšený řez	Koagulace	Mikrokoagulace
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				

ZÁVĚR

Krátce se vyjádřete ke každému bodu měření. Zhodnoťte naměřené výsledky a porovnejte s údaji, které uvádí výrobce v Návodu k obsluze. Určete druh příložené části, s níž přístroj pracuje, třídu (elektrické) izolace a klasifikační třídu ZP.

KONTROLNÍ OTÁZKY K DANÉ PROBLEMATICE

- 1) Vysvětlete princip funkce elektrochirurgického přístroje. Popište základní účinky elektrochirurgie na živé tkáně.
- 2) Popište jednotlivé módy, ve kterých může elektrochirurgický generátor pracovat.
- 3) Vysvětlete rozdíl mezi monopolárním a bipolárním režimem.
- 4) Popište princip funkce analyzátoru elektrochirurgických zařízení RF 303.
- 5) Popište důležitost měření tzv. unikajících proudů.

BEZPEČNOSTNĚ TECHNICKÁ KONTROLA

Na základě Návodu k obsluze [5] elektrochirurgického přístroje a testeru elektrické bezpečnosti Meditest 50 [7] nejprve stanovte izolační třídu ESU a následně proveďte měření elektrické bezpečnosti, které se váže ke stanovené třídě ZP. Zpracujte protokol o BTK, který naleznete na stránce předmětu.

LITERATURA

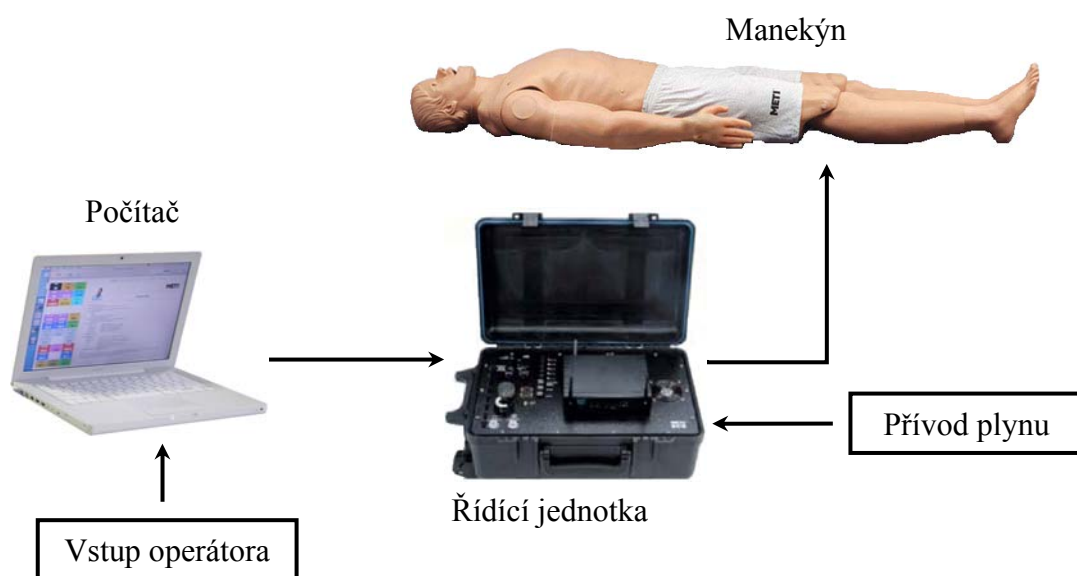
- [1] Wesbter, J.G. ed. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Wiley. [online]. c1999-2009, poslední aktualizace 17. 8. 2008 [cit. 2009-05-12]. Dostupné z WWW: <<http://mrw.interscience.wiley.com/emrw/9780471732877/home/>>
- [2] Principles of Electrosurgery ONLINE. [online]. c2007, [cit. 2009-05-12]. Dostupné z WWW: <<http://www.valleylab.com/education/poes/index.html>>
- [3] Správná praxe elektrochirurgie. [online]. c2008, [cit. 2009-05-12]. Dostupné z WWW: <<http://www.cszt.cz/>>
- [4] Rozman, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006. 406 s.
- [5] Speciální Medicínská Technologie, s.r.o. Elektrochirurgický přístroj SMT BM CLINIC 170W. Návod k obsluze. N0100.03. 2011.
- [6] Fluke Biomedica. Analyzátor elektrochirurgických zařízení RF 303. Uživatelský manuál. Rev. 1.0. 2010.
- [7] Digitální přístroj pro kontroly zdravotnických elektrických přístrojů MEDITEST 50 (ILLKO, s.r.o., ČR). Návod k používání přístroje. 2007.

9. Vliv uživatelem nastavitelných parametrů na chování systému patientského simulátoru METI ECS

Interaktivní, celotělový, patientský simulátor METI, model Emergency Care Simulator (ECS) je určen pro trénink praktických dovedností a zvládání akutních situací, zejména pro zdravotnický personál. Tento simulátor věrohodně napodobuje anatomickou stavbu lidského těla a umožňuje demonstrovat akutní klinické příznaky (např.: krvácení, zástava srdce, špatné dýchání, křeče, a pod.).

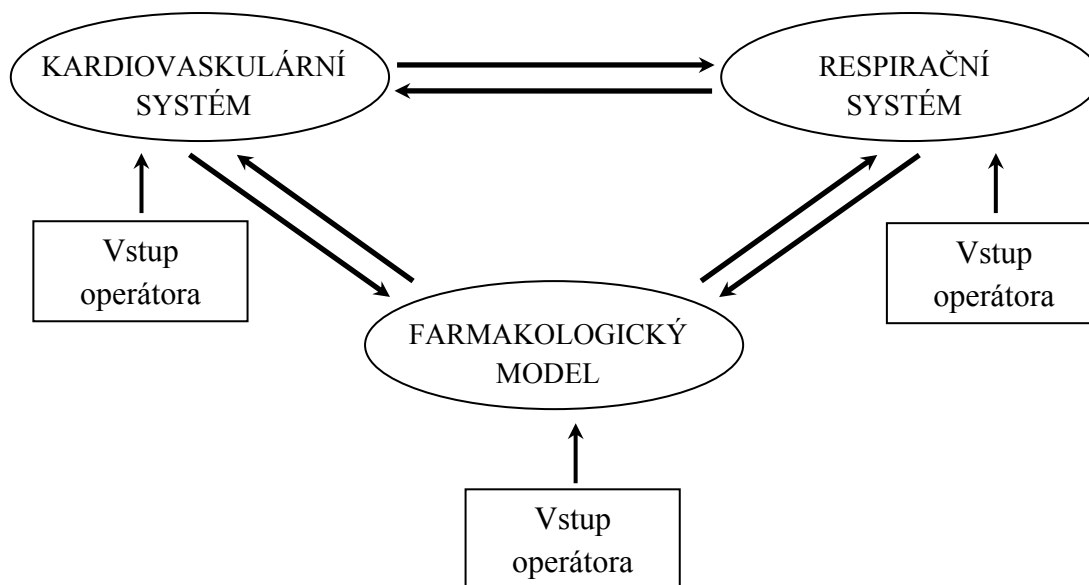
ECS lze ovládat přímo operátorem (osoba obsluhující počítač ovládající ECS) v reálném čase, nebo pomocí před programovaných scénářů, které lze dále ovlivňovat dle aktuální potřeby a situace.

Zařízení ECS je složeno ze tří komponentů, viz Obr 9.1: jedná se o počítač s obslužným softwarem METI, řídicí jednotku PCU a model těla. Počítač prostřednictvím softwaru komunikuje s řídicí jednotkou, která ovládá veškeré elektronické a za pomoci externě přiváděných plynů i pneumatické systémy figuríny.



Obr. 9.1: Schéma propojení jednotlivých komponent ECS

Chod celé simulace zajišťuje sofistikovaný SW model, který je spuštěn na PC operátora. SW model zahrnuje tři hlavní kompartmenty - kardiovaskulární, respirační a farmakologický. Tyto části se navzájem ovlivňují, jako u fyziologie reálného člověka. Pokud je nějaký parametr změněn u jednoho kompartmentu, adekvátně se změní všechny ostatní parametry, které jsou ve vzájemné vazbě, viz vzájemná propojenost na Obr. 9.2.



Obr. 9.2 – vzájemné propojení částí celotělového patientského simulátoru

Respirační soustava

Model respirační soustavy lze dělit na dvě části. Horní cesty dýchací jsou reprezentovány dutinou nosní, nosohltanem, částí hltanu a částí hrtanu. Dolní cesty dýchací jsou reprezentovány průdušnicí, průduškami a plicemi.

Horní cesty dýchací

Realisticky napodobují anatomickou stavbu horních cest dýchacích. Lze provést jak orotracheální intubaci, tzn. zavedení tracheální rourky ústy do průdušnice pacienta, tak i nazotracheální intubaci, kdy je rourka zaváděna přes nos do pacienta. Při intubaci může nastat několik komplikací, které se mohou také realisticky objevit u tohoto simulátoru:

- zavedení tracheální rourky **příliš hluboko do jedné ze dvou průdušek** V takovém případě dochází pouze k ventilaci jedné plíce – je možné pozorovat pohyb pouze jedné strany hrudníku.
- **zavedení tracheální rourky do jícnu** - v tomto případě je možné sledovat žaludeční distenzi.
- **otok orofaryngu** - velikost otoku lze nastavit na různé úrovně (středně těžký až těžký) a zabránit tak orotracheální intubaci. V tomto případě, je pak možné provést, díky vyměnitelné kůži na krku, tracheostomii, tzn. chirurgický zákrok, kdy se v průdušnici na krku vytvoří trvalý otvor zajišťující dýchání, nebo koniotomii, tzn. otevřením

dýchacího systému ve výšce hrtanu v místě ligamentum conicum mezi chrupavkou prstencovou a štítnou.

Dolní cesty dýchací soustava

Pacientský simulátor dýchá spontánně a je schopen simulovat spotřebu kyslíku a produkce oxidu uhličitého. Na ECS je také možné realizovat pohyb pouze jedné strany hrudníku pro případ např. špatné intubace, či závažného poškození jedné plíce. Na pravé i levé straně hrudního koše lze poslouchat fyziologické i patologické dechové zvuky.

ECS je schopen simulovat atelektázu, pneumotorax, astma nebo CHOPN. Dále dokáže reagovat na podání léků. Matematický model funkce plic neustále vypočítává stav pacientových krevních plynů a pH vzhledem na změnu dýchání.

Kardiovaskulární soustava

U pacientského simulátoru lze využívat nastavení fyziologické i patologické srdeční aktivity, včetně ozev, které jsou synchronizované s QRS komplexy na EKG. Srdeční ozvy jsou detekovatelné pomocí stetoskopu na levé a pravé horní i dolní sternální hranici. K pacientskému monitoru lze připojit přes příslušné pozice na hrudi manekýna 5-ti svodové EKG a lze aktivitu sledovat i na reálném monitoru vitálních funkcí.

Na krku, zápěstí, paži, stehnu, v podkolenní a na chodidlech je hmatatelný puls, který je opět synchronizován s EKG.

ECS dovoluje dále měřit a monitorovat:

- Arteriální krevní tlak
- Centrální venózní tlak
- Levý ventrikulární tlak
- Pravý ventrikulární tlak
- Pravý atriální tlak
- Tlak v plicnici
- Srdeční výdej pomocí termodiluce

Systém dynamicky modeluje hodnoty arteriálních krevních plynů, včetně pH, PCO₂ a PO₂, podle alveolárních koncentrací oxidu uhličitého a kyslíku. Je možné simulovat metabolickou acidózu i alkalózu.

Farmakologický kompartment

Celotělový patientský simulátor obsahuje před-programovaný farmakokinetický a farmakodynamický model, pro více jak 60 různých druhů léčiv. Podávání léčiv je pouze simulované – tzn. Podání léčiv musí vždy nastavit operátor simulátoru během simulace na pokyn probandů, fyzicky je možné aplikovat injekční jehlou do vena cephalica, vena basalis nebo vena mediana antebrachii pouze atrapu léku. Simulátor na tuto atrapu nijak nereaguje, vždy je nutný zásah operátora.

Vital Signs:

HR	MAP	C.O.
72	79	5.8
SpO2	Hct	Isch. Idx.
98	42.30	1.79
ABP	PAP	CVP
117/52	26/11	10

Laboratory Values:

Left Vol.	Right Vol.	Spont.VT
1331	1331	711
PACO2	PAO2	Spont.RR
40.7	105.2	12
Alv. N2O	Alv. Iso.	Alv. Sevo.
0.0	0.0	0.0
Alv. Halo.		Alv. Enf.
0.0		0.0
PaCO2	pH	PaO2
40.3	7.44	105.7
PvCO2		PvO2
44.8		42.4
TBody	Weight	TBlood
36.5	70.0	37.0

Medical History:

Name, Age, and Gender:
Stan D. Ardman ("Standard Man", "Stan"), 33-year old, male

History of Present Illness:
Otherwise healthy adult with compound ankle fracture requiring ORIF.

Past Medical History:
None
NKDA
Denies tobacco, alcohol, and IV drug use
Runs 2 miles several times a week

Past Surgical/Anesthetic History:
Tonsillectomy at age 5, general anesthesia without complications
No family history of anesthetic problems

Review of Systems:
CNS: Negative for stroke
Cardiovascular: Negative for hypertension, angina, DOE
Pulmonary: Negative for COPD, asthma, recent URI
Renal/Hepatic: Negative for renal failure, jaundice
Endocrine: Negative for diabetes, thyroid disease
Hemat/Coag: Negative for anemia, bruising

Current Medications:
None

Physical Examination:
General: Healthy adult male, average build, in no distress
Weight, Height: 70 kg, 6'0"
Vital Signs: HR 73 bpm, BP 113/52 mmHg, RR 13 br/min, SpO2 97%
Full dentition, no loose teeth FROM neck & TMJ, wide oral opening, 4 lb mandible, MC 1
Lungs: Relaxed respiration, with clear bilateral breath sounds
Heart: RRR, Normal S1, S2; no S3, S4, murmur, or rub
Laboratory, Radiology, and other relevant studies: HCT: 42.3%

Narrative:
A healthy adult male who runs 2 miles several times a week suffers a compound ankle fracture and requires ORIF. Patient has no systemic illness or other health problems. He received general anesthesia uneventfully as a child and there is no family history of anesthesia problems. Physical examination reveals no anesthetic concerns. Patient refuses regional anesthesia and requests general anesthesia.

Obr 9.3 – patientské okno

Scénáře

ECS má již předprogramované některé počáteční konfigurace pacienta a scénáře. Viz níže:

- muž, 33 let, zdravý, bez předešlých zdravotních problémů
- žena, 29 let, v 40. týdnu těhotenství bez komplikací
- žena, 70 let, bývalá kuřačka s mírnou hypertenzí
- muž, 61 let, alkoholik a kuřák s ischemickou chorobou srdeční a chronickou obstrukční plicní nemocí (CHOPN)

- muž, 20 let, zdravý, ale hypertermický, hypermetabolický a dehydrovaný v důsledku intenzivní fyzické zátěže

Konfigurace jednotlivých pacientů je možné změnit podle svých potřeb nebo vytvořit nového pacienta.

Software METI ECS

Pro programování využívá METI ECS software METI HPS6 či novější SW MÜSE, které jsou navrženy pro běh na platformě Apple s využitím operačního systému MAC.

Po spuštění programu lze zvolit buď z již před-programovaných pacientů, nebo si vytvoří nového podle svých představ. „The Patient Window“ (Obr. 9.3), ve kterém jsou aktuální hodnoty měřených veličin (Tab. 9.1) u celotělového patientského simulátoru, čas simulace a záložky (Tab 9.2) s informacemi o pacientovi a scénáři a záložky pro vstup instruktora do simulace.

Tab. 9.1: tabulka měřených hodnot

Parametr	Název	Jednotka
HR	Tepová frekvence	puls/min
MAP	Střední arteriální tlak	mmHg
C. O.	Srdeční výdej	l/min
SpO2	Saturace kyslíkem	%
Hct	Hematokrit	%
Isch. Idx.	Ischemický index	
ABP	Arteriální krevní tlak	mmHg
PAP	Krevní tlak v plicnici	mmHg
CVP	Centrální žilní tlak	mmHg
Left Vol.	Objem levé plíce	ml
Right Vol.	Objem pravé plíce	ml
Spont. VT	Spontánní dechový objem	ml
PACO2	Alveolární parciální tlak CO ₂	mmHg
PAO2	Alveolární parciální tlak O ₂	mmHg
Spont. RR	Spontánní dechová frekvence	dech/min
Alv. N2O	Alveolární parciální tlak N ₂ O	mmHg
Alv. Iso.	Alveolární parciální tlak Isofluranu	mmHg
Alv. Sevo.	Alveolární parciální tlak Sevofluranu	mmHg
Alv. Halo.	Alveolární parciální tlak Halotonu	mmHg
Alv. Enf.	Alveolární parciální tlak Enfluranu	mmHg
PaCO2	Arteriální parciální tlak CO ₂	mmHg
pH	pH	
PaO2	Arteriální parciální tlak O ₂	mmHg
PvCO2	Venózní parciální tlak CO ₂	mmHg



evropský
sociální
fond v ČR



EVROPSKÁ UNIE



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY



OP Vzdělávání
pro konkurenceschopnost

INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ