

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

KATEDRA TECHNOLOGIÍ A MĚŘENÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Elektrochemické a elektrotechnické metody použité v přístrojích
ve vozidlech RZS

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta elektrotechnická
Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE (PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Andrea BENEŠOVÁ**
Osobní číslo: **E10B0008P**
Studijní program: **B2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Komerční elektrotechnika**
Název tématu: **Elektrochemické a elektrotechnické metody použité v přístrojích ve vozidlech RZS**
Zadávající katedra: **Katedra technologií a měření**

Zásady pro vypracování:

Při vypracování této práce je nutné úzká spolupráce se specializovaným pracovištěm rychlé záchranné služby - RZS a spolupráce s proškolenými pracovníky této instituce.


1. Zpracujte přehledovou rešerši o vybraných přístrojích ve vozidlech RZS využívajících elektrochemického nebo elektrotechnického principu.
2. Na základě rešerše a po konzultaci s odborníky z RZS vyberte typické přístrojové vybavení daných kategorií splňující zadaná kritéria a popište je.
3. Vyberte několik konkrétních modelů přístrojů nasazených v praxi ve vozidle RZS a popište jejich funkci, schema, fotografie a dokumentaci a způsoby použití při záchranných operacích.
4. U vybraných přístrojů se pokuste získat i základní ekonomické parametry jejich provozu, jako je například pořizovací cena, perioda obměny, odpisová doba a případná poruchovost.
5. Proveďte praktické testy na vybraných osobách s vybranými přístroji a zhodnoťte úroveň jejich obsluhy a kvalitativního posouzení výsledků přínosu těchto metodik v ochraně zdraví pacienta.

Rozsah grafických prací: podle doporučení vedoucího
Rozsah pracovní zprávy: 20 - 30 stran
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická
Seznam odborné literatury:

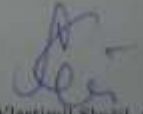
Student si vhodnou literaturu vyhledá v dostupných pramenech podle doporučení vedoucího práce.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Pavel Štekl, Ph.D.
Katedra teoretické elektrotechniky

Datum zadání bakalářské práce: 15. října 2012
Termín odevzdání bakalářské práce: 7. června 2013


Doc. Ing. Jiří Hammerbauer, Ph.D.
děkan




Doc. Ing. Vlastimil Skočil, CSc.
vedoucí katedry

V Plzni dne 15. října 2012

Abstrakt

Předkládaná bakalářská práce je zaměřena na elektrochemické a elektrotechnické metody použité v přístrojích ve vozidlech ZZS. Práce obsahuje popis metodik a funkcionalit hlavních přístrojů používaných ve vozidlech ZZS. Jsou zde názorně vysvětleny konkrétní principy vybraných přístrojů, jejich základní parametry, schematické nákresy funkčních obvodů a ekonomické údaje vztahující se k daným přístrojům. Součástí práce jsou i funkční testy některých přístrojů na dobrovolnících.

Klíčová slova

Lékařské přístroje, diagnostické přístroje, terapeutické přístroje, pulsní oxymetr, elektrokardiograf, defibrilátor, laktátoměr, glukometr

Abstract

The presented thesis is focused on the electrochemical and electrical methods used in devices in emergency vehicles. The work contains a description of the methodology and the main functionalities of the devices used in emergency vehicles. The specific principles of selected devices, their basic parameters, schematic drawings of functional circuits, and economic data related to the devices are clearly explained. The thesis also includes functional tests of some instruments on volunteers.

Key words

Medical devices, diagnostic devices, therapeutic devices, pulse oximeter, electrocardiograph, defibrillator, lactate analyzer, glucometer

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci, zpracovanou na závěr studia na Fakultě elektrotechnické Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který je součástí této bakalářské práce.

Dále prohlašuji, že veškerý software, použitý při řešení této bakalářské práce, je legální.

.....

V Plzni dne 6.6.2013

Jméno příjmení

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu bakalářské práce Ing. Pavlu Šteklovi, Ph.D., za cenné profesionální rady, připomínky a metodické vedení práce. Dále bych chtěla poděkovat řediteli ZZSPK MUDr. Romanu Svitákovi a zaměstnancům ZZS v domažlické oblasti za vstřícné jednání, umožnění přístupu k informacím a profesionální rady.

Obsah

OBSAH	8
SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	10
ÚVOD	11
1 ELEKTRONICKÉ PŘÍSTROJE V ZÁCHRANNÉ SLUŽBĚ	13
1.1 FUNKČNÍ BLOKY DIAGNOSTICKÉHO PŘÍSTROJE	13
1.2 FUNKČNÍ BLOKY TERAPEUTICKÝCH PŘÍSTROJŮ	15
1.3 HLAVNÍ SOUČÁSTKY DIAGNOSTICKÝCH A TERAPEUTICKÝCH PŘÍSTROJŮ	17
2 PŘÍSTROJE VYUŽÍVAJÍCÍ ELEKTROCHEMICKÝCH A ELEKTROTECHNICKÝCH METOD VYUŽÍVANÉ V ZZS	18
2.1 PŘÍSTROJE ZALOŽENÉ NA ELEKTROCHEMICKÉM A OPTICKÉM PRINCIPU	18
2.1.1 Fotometry a spektrofotometry	19
2.2 PULSNÍ OXYMETR	21
2.2.1 Saturace krve kyslíkem	21
2.2.2 Teorie pulsního oxymetru	23
2.2.3 Blokové schéma	24
2.2.4 Sonda pulsního oxymetru	24
2.2.5 Technické údaje pulsní oxymetr BCI® Digit®	25
2.2.6 Ekonomické parametry	26
2.3 GLUKOMETR	26
2.3.1 Glukóza	27
2.3.2 Fotometrické glukometry	28
2.3.3 Elektrochemické glukometry	28
2.3.4 Blokové schéma	29
2.3.5 Diagnostické proužky	29
2.3.6 Technické údaje	30
2.3.7 Ekonomické parametry	31
2.4 LAKTÁTOMĚR	31
2.4.1 Laktát	31
2.4.2 Princip laktátoměru	32
2.4.3 Blokové schéma	33
2.4.4 Technické údaje EDGE laktátoměru	33
2.4.5 Ekonomické parametry	34
2.5 ELEKTROKARDIOGRAF	34
2.5.1 Anatomie srdce	34
2.5.2 Elektrická aktivita srdce	35
2.5.3 Klidový membránový potenciál	35
2.5.4 Akční potenciál	36
2.5.5 Elektrokardiografie	36
2.5.6 Svodové systémy	37
2.5.7 Elektrody používané pro EKG	38
2.5.8 Elektrokardiograf	38
2.5.9 Technické údaje	39
2.5.10 Ekonomické parametry	39
2.6 DEFIBRILÁTOR	39
2.6.1 Princip defibrilátoru	40
2.6.2 Blokové schéma	41
2.6.3 Umístění elektrod	41
2.6.4 Impulsy	41
2.6.5 Technické údaje o defibrilátoru ZOLL M-série	42

2.6.6	<i>Ekonomické parametry</i>	43
3	ODPISY V ZDRAVOTNICKÉ ZÁCHRANNÉ SLUŽBĚ	44
3.1	ÚČETNÍ ODPISY	44
3.2	DAŇOVÉ ODPISY.....	44
3.2.1	<i>Rovnoměrné odpisování</i>	45
3.2.2	<i>Zrychlené odpisování</i>	46
3.2.3	<i>Odpis defibrilátoru ZOLL řady M</i>	46
4	PRAKTICKÁ MĚŘENÍ	48
5	ZÁVĚR	56
	SEZNAM LITERATURY A INFORMAČNÍCH ZDROJŮ	57
	PŘÍLOHY	59

Seznam symbolů a zkratek

PNP	přednemocniční neodkladná péče
ZZS	zdravotnická záchranná služba
RZS	rychlá záchranná služba
R	značka pro rezistor - elektrický odpor
L	značka pro indukčnost – vlastnost cívky (induktoru)
C	značka pro kapacitu – vlastnost kondenzátoru (kapacitoru)
U	značka pro elektrické napětí
EKG	elektrokardiograf (zkratka přístroje i metodiky)
GPS	Global Positioning System (satelitní navigační přístroj)
A/D převodník	analogově digitální převodník (součást mnoha popisovaných přístrojů)
LED dioda	Light-Emitting Diode
dB	decibel
pO ₂	parciální tlak kyslíku
SpO ₂	nasycení krve kyslíkem
LCD	Liquid Crystal Display (displej z tekutých krystalů)
RLC	zapojení rezistoru, cívky a kondenzátoru do jednoho obvodu
AED	Automated External Defibrillator (automatizovaný defibrilátor)
FED	Field Emission Display (elektroluminiscenční displej)
OS ₁	roční odpisová sazba pro 1. rok odpisování
OS ₂	roční odpisová sazba pro další roky
ZOS	odpisová sazba pro zvýšenou vstupní cenu majetku
k ₁	koeficient zrychleného odpisování pro 1. rok odpisování
k ₂	koeficient zrychleného odpisování pro následující roky
k _z	koeficient zrychleného odpisování pro zvýšenou zůstatkovou cenu
I	značka pro intenzitu světla
A	absorbance (-)
ε	absorpční koeficient (mol ¹ ·m ²)

Úvod

Denně slýcháme ulicemi měst houkání vozů ZZS a vidáme v televizích, jak záchranáři opět pomáhali stabilizovat pacienta a tím mu zpravidla zachránili život. Vždy mě ale zajímalo, jak to vypadá uvnitř těchto vozů a jak fungují všechny ty diagnostické lékařské přístroje, které záchranářům pomáhají při jejich záslužné práci. Proto jsem se to rozhodla zjistit a zpracovat uvedené informace v co nejširším měřítku, a tak mě postupně tato myšlenka dovedla až k tematickému zadání této práce.

Má práce je tedy zaměřena téměř výhradně na přístroje pracující na elektrotechnickém a elektrochemickém principu využívané ve vozidlech ZZS. Tento fakt ale neznamená, že to je jediná technika, kterou lze nalézt v těchto vozech. Každý moderní sanitní vůz musí obsahovat i mnohé další přístroje, z nichž jenom namátkou lze vybrat například z následujícího výčtu, jako je například defibrilátor, glukometr, pulsní oxymetr, mobilní ventilátory, samorozepínací vaky, pomůcky k imobilizaci zraněných, pomůcky k zajištění dýchacích cest, převazový materiál, léky používané v PNP, pomůcky k neočekávanému porodu, radiokomunikační stanice a také speciální nosítka pro pacienty. Nově je ve všech vozech ZZS i elektronická GPS navigace, dále třeba i přístroj zvaný laktátoměr, který určuje koncentraci kyseliny mléčné, nebo-li množství jejího metabolitu laktátu v krvi pacienta.

Text je rozdělen do dvou částí. První část obecně popisuje zdravotnické přístroje využívané v ZZS, které se dále dělí na diagnostické a terapeutické přístroje. Druhá část mé práce je zaměřena na popis jednotlivých konkrétních vybraných přístrojů. Každý popis přístroje obsahuje účel jeho použití při výjezdech ZZS, popis jeho principu, blokové schéma, fotografie, technickou dokumentaci a informace o dalších konkrétních modelech daných přístrojů a dále i zajímavé ekonomické parametry, včetně ceny, u některých přístrojů i odpisy a přirozeně i doby obměny této techniky. V celém textu je nahrazena zkratka RZS za zkratku ZZS, protože zkratka RZS se již nepoužívá, byla nahrazena zkratkou ZZS (zdravotnická záchranná služba).

Mezi přístroje, které jsem si vybrala k bližšímu seznámení, patří elektrokardiograf, defibrilátor, pulsní oxymetr, glukometr a laktátoměr. Pulsní oxymetr, laktátoměr a glukometr jsou přístroje, které pracují na stejné principiální metodice, jež je popsána v kapitole 2.1, a patří společně s EKG mezi diagnostické přístroje. Jediný terapeutický přístroj, který lze ve

vozidlech ZZS nalézt je v tomto výčtu uvedený defibrilátor.

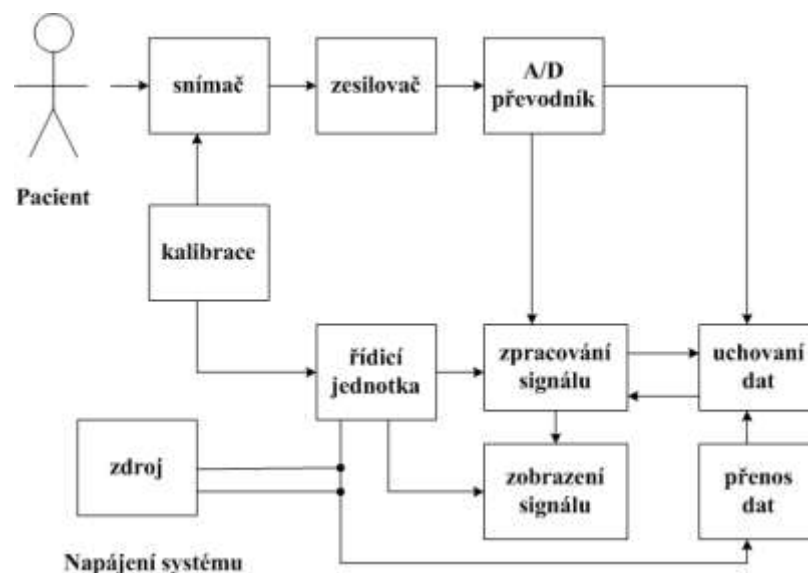
Cílem této bakalářské práce je odborně a teoreticky rozebrat popis, metodiku a funkčnost této techniky a na základě názorných experimentů přiblížit i laické veřejnosti těchto několik přístrojových technik v praxi.

1 Elektronické přístroje v záchranné službě

Díky dynamickému rozvoji moderního oboru biomedicínského inženýrství jsou v dnešní době i sanitní vozy vybaveny nejmodernějšími zdravotnickými, diagnostickými a terapeutickými přístroji. Lékaři už při jízdě s pacientem běžně používají diagnostické přístroje jako EKG, glukometr, laktátoměr, pulsní oxymetr a další přístroje pro monitorování základních životních funkcí pacienta. V moderních vozidlech rychlé záchranné služby lze nalézt i terapeutický přístroj nazývaný defibrilátor, který využívá vysokého napětí pro nápravu rytmu činnosti srdečního svalu nebo pro jeho oživení v případě náhlé zástavy. Všechny uvedené přístroje tedy již v době zásahu v terénu výrazně zvyšují šance pacientů na přežití v případě šokových traumatických stavů a jejich okamžité nasazení v mnoha případech usnadňuje návrat zraněných pacientů do normálního života s žádnými anebo minimálními příznaky prožitého zranění. Dá se tedy říci, že záchrana života pacienta začíná již v těchto vozech a pak přirozeně pokračuje i na operačních sálech ve stanicích emergency v jednotlivých lékařských základnách a nemocnicích.

1.1 Funkční bloky diagnostického přístroje

Všechny popisované diagnostické elektronické přístroje jsou využívány v dnešním lékařství pro diagnostiku mnoha funkcí probíhajících v lidském organismu. Na obr. 1.1 je zobrazeno obecné blokové schéma diagnostického přístroje s funkčními bloky, které musí každý diagnostický přístroj obsahovat. [5,12]



Obr. 1.1 Obecné blokové schéma diagnostického přístroje (převzato z [5])

Snímač představuje určitá elektroda, která snímá odpovídající typ biologického signálu, zkráceně biosignálu. V případě, kdy sledovaný biosignál není přímo měřitelný ani interpretovatelný formou elektrického signálu, musí se pomocí vhodného typu snímače a převodníku transformovat jeho neelektrická podstata na elektrickou nebo elektricky měřitelnou. Většina sledovaných veličin výstupních signálů je ze své podstaty analogového charakteru. Proto jsou v blokovém schématu vloženy bloky zesilovače a analogově digitálního převodníku (A/D převodník) sloužícího k zesílení a často také k následné filtraci a digitalizaci daného typu signálu. Tyto operace jsou nezbytné pro další zpracování, ukládání a přenos signálu do řídicích a zobrazovacích jednotek už zpravidla číslicového charakteru. Jako řídicí jednotky jsou využívány moderní počítačové procesory a případně proprietární jednoúčelové výkonné mikroprocesory, které zajišťují zpracování biosignálu vhodnou číslicovou formou a dále i jeho následné zobrazení a uchování v podobě číslicových dat.[5,6,12]

Funkční blok zobrazení signálu je tvořen displejem s numerickou nebo grafickou informací, která se zobrazuje permanentně nebo dočasně podle charakteru přístrojové metodiky. Součástí indikačních systémů mnoha přístrojů nebo jejich sond jsou zpravidla světlo emitující diody (LED) nebo u pokročilejších přístrojových technologií i složitější grafické zobrazovače ve formě obrazovek tvořené strukturami s tekutými krystaly LCD nebo v dnešní době už i LED. V monitorovacích systémech a ve speciálních diagnostických přístrojích je často zabudovaný blok pro uchování dat. Blok pro uchování dat průběžně ukládá získaná pacientova data a dále je zpracovává. Díky tomuto paměťovému bloku je možné zpětně prohlížet původní i zpracovaná uložená data. Pokud je potřeba přenášet zpracovaný a upravený biosignál, zpravidla pomocí vysokofrekvenční technologie, možná to blok pro přenos dat ve formě komunikačních technologií formátu WIFI a nebo dnes už i BT a další. Velice důležitý blok je kalibrace, která zajistí kvalitní a reprodukovatelné snímání a následné zpracování takto získaných dat. Pokud požadujeme přenosný diagnostický přístroj do terénu mimo vůz, je třeba zvolit přenosný přístroj s bateriovým napájením. Naopak stabilní diagnostické přístroje využívají síťového napájení, které je součástí vozu. V současné době se u mnoha diagnostických a lékařských přístrojů setkáme s kombinací obou typů napájení.[5,6,12]

Každý diagnostický zdravotnický přístroj slouží k získání, interpretaci a analýze

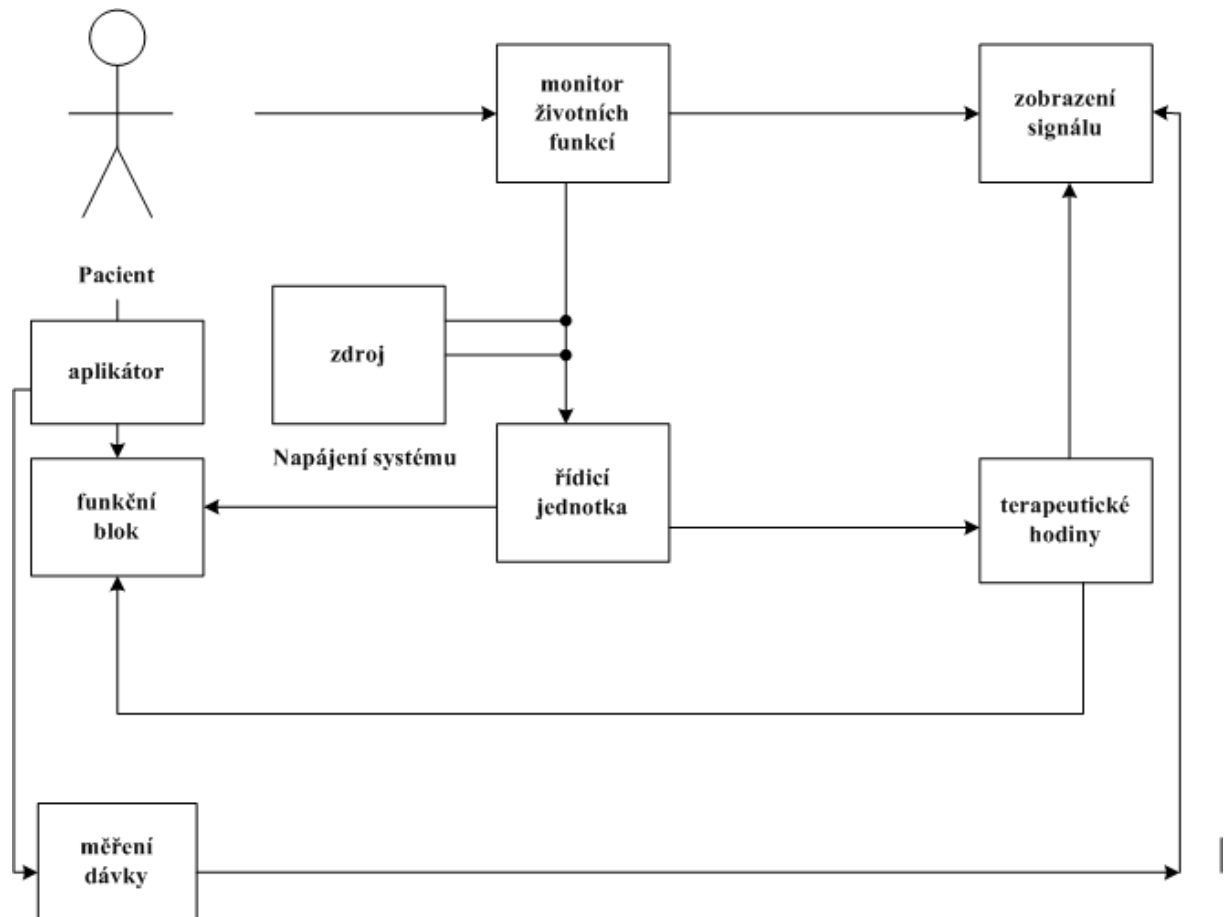
důležitých informací o lidském organismu a jeho pochodech prostřednictvím již zmíněných biologických signálů, neboli tedy biosignálů. V současnosti se používá toto označení pro několik typů těchto signálů z mnoha oblastí přístrojové techniky, například:

- elektrické biosignály
- impedanční biosignály
- akustické biosignály
- chemické biosignály

Charakteristický biosignál z dané skupiny má určitý napěťový a frekvenční rozsah, kteréžto mají zásadní význam při řešení konstrukce a funkce konkrétních lékařských přístrojů. Například typické hodnoty biosignálu elektrokardiogramu (EKG) jsou koncipovány pro napěťový rozsah 0,5 mV – 5 mV a pro frekvenční rozsah 0,05 Hz – 100 Hz. V přítomnosti rušení či šumu bývá informace biosignálu často různým způsobem zkreslena, proto musí přístroje obsahovat navíc bloky zesilovače a A/D převodníky s příslušnými signálovými filtry.[5,6]

1.2 Funkční bloky terapeutických přístrojů

V lékařství včetně vybavení sanitních vozů se používají kromě diagnostických přístrojů i přístroje terapeutické. Tyto přístroje slouží především k rehabilitaci, dále pro podporu funkce orgánů nebo orgánových skupin a pak také pro stimulaci funkčních rytmů. Speciální přístroj, který patří do této skupiny zdravotnických přístrojů, je například již v úvodu zmíněný defibrilátor. Napěťový rozsah pro velikost energetického impulsu defibrilátoru je 3 kV – 6 kV a tomu odpovídající proudový rozsah přístroje v rozmezí 50 A – 100 A. Dospělému člověku je z přístroje dodána energie do 400 J a u dětí činí 3-5 J/kg. Tento šokový impuls způsobí už zpravidla při prvním výboji reset a opětovné nahození funkčního stavu fibrilujícího srdečního orgánu. Na obr. 1.2 je zobrazeno obecné blokové schéma terapeutického přístroje. [5,12]



Obr. 1.2 Obecné blokové schéma terapeutického přístroje (převzato z [5])

Blok monitoru základních životních funkcí zpracovává a vyhodnocuje určitý sledovaný biosignál, který je následně zobrazen pomocí alfanumerického displeje. Jako řídicí jednotka se opět používá buď procesor, nebo výkonný mikroprocesor, který zajišťuje správnou funkci přístroje, jeho synchronizaci s terapeutickým zdrojem časového signálu a funkčního generátoru. Funkční generátor řídí a dodává energii aplikátorům. Mezi aplikátory patří stimulační elektrody, ultrazvukové hlavice, dutinové rezonátory a mnoho dalších. Následující blok měření dávky zajišťuje aplikování aplikátorů ve správném množství a svojí funkcí ovlivňuje zobrazení signálu stejně jako terapeutické hodiny. Zdroj napájení může být bateriový, síťové napájení nebo kombinace obou typů, to záleží na konstrukci elektrického zařízení a výrobci.[5,12]

1.3 Hlavní součástky diagnostických a terapeutických přístrojů

V blokových schématech diagnostických a terapeutických přístrojů se v každém případě vyskytují bloky zesilovače, zpravidla konstrukčně spojeného s filtračními obvody a dále je to pak také analogově-digitální převodník (A/D převodník). Všechny uvedené bloky jsou důležité, protože zesilují, digitalizují a filtrují sledovaný signál, který je dále zpracováván a ukládán.[5,6]

Zesilovač je základní prvek každého zdravotnického přístroje zpracovávajícího různé typy biosignálu. Zesilovač použitý v těchto lékařských přístrojích musí splňovat řadu požadavků, které jsou spojeny s jeho funkcí. Musí být impedančně přizpůsobený zdroji daného přístroje a také požadavkům snímače daného signálu, musí efektivně zvyšovat úroveň sledovaného signálu a musí umět především potlačit rušivé signály jako je všudypřítomný superponovaný šum. V lékařských přístrojích se používají převážně operační zesilovače, které jsou jinak označovány jako lékařské izolační zesilovače. Užitím rozdílového nebo diferenčního stupně bude potlačen rušivý signál na vstupu zesilovače. Důležitý parametr těchto zesilovačů je diskriminační činitel. Diskriminační činitel je poměr zesílení pro rozdílová a součtová vstupní napětí. Kvalitní zdravotnické přístroje mají lékařské izolační zesilovače se ziskem až 110 dB a jejich hodnota diskriminačního činitele dosahuje až 120 dB. V praxi se lze setkat s dalšími parametry zesilovače, jako je vstupní drift, jehož hodnota bývá v rozsahu 0,1-1 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ a šířka frekvenčního pásma 0 kHz - 30 kHz.[5,6]

A/D převodník slouží k převodu analogového signálu na signál digitální. Tento převod vyžaduje provést časové vzorkování analogového signálu a kvantování jeho velikosti. Během převodu dojde k určité ztrátě informace, pro snížení této ztráty je vhodné použít vysokou vzorkovací frekvenci a malý kvantizační krok. Za účelem splnění těchto požadavků je nutné zvolit dostačující vzorkovací frekvenci. Při volbě této vhodné vzorkovací frekvence je vhodné řídit se určitými kritérii, jedním z nejdůležitějších je například Shannon-Kotělnikovův teorém, který definuje vzorkovací frekvence minimálně jako dvojnásobek nejvyšších frekvenčních složek ve spektru sledovaného požadovaného signálu. Při nedodržení této podmínky dojde k překrytí frekvenčních pásem a vzniku chyby vzorkování. Pro použití A/D převodníku v praxi je velice důležitá rychlost a přesnost převodu.[5,6]

2 Přístroje využívající elektrochemických a elektrotechnických metod používané v ZZS

Většina přístrojů, které se nacházejí ve vozidlech ZZS, pracuje na dvou základních metodách, a to elektrotechnické a elektrochemické. V této kapitole obě dvě metody podrobněji vysvětlím.

2.1 Přístroje založené na elektrochemickém a optickém principu

Mezi zdravotnické přístroje ZZS, které jsou založené na elektrochemickém principu, jenž je kombinovaný s optickou metodou zvanou spektrofotometrie nebo s reflexní fotometrií, patří například pulsní oxymetr, glukometr a laktátoměr. Tyto přístroje jinak také spadající do skupiny přístrojů nazývaných souhrnně spektrofotometry a v této kapitole bude popsána jejich obecná metodika, která je pro popis a pochopení jejich funkce nezbytná.[6,13]

Opticky analytické metody dělíme podle typu interakce hmoty a elektromagnetického záření na nespektroskopické a spektroskopické. Při metodě nespektroskopické sledujeme změny některých vlastností záření, a to zpravidla při průchodu tohoto záření sledovanou hmotou. Spektroskopické metody měří absorpci (pohlčení) či emisi (vyzáření) záření hmotou, oba tyto jevy se týkají změny energetického stavu sledované a vyšetřované hmoty, případně i změny vlnové délky a následně i zbarvení daného testovacího záření. Každá hmota má určité energetické hladiny, které odpovídají odlišným kvantovým stavům. Při přechodu částic z vyšší energetické hladiny na nižší, dochází k vyzáření energie. Naopak při absorpci dochází k přechodu částic z nižší energetické hladiny na hladinu vyšší a dojde tak k pohlčení určité energie.[6,12,13]

Spektrofotometrie patří mezi optické metody, které využívají jev vznikající při interakci elektromagnetického záření a hmoty. Použitou hmotou mohou být molekuly, atomy, ionty nebo jiné částice. Jako záření může být použito záření o jedné vlnové délce, zvané také jako monochromatické, nebo záření polychromatické, které využívá více vlnových délek.[6,12,13]

Reflexní fotometrie je optická metoda, která slouží k sledování a vyhodnocování odraženého záření od homogenně zbarvené podložky. Přístroje zvané reflexní fotometry kvantitativně vyhodnocují reakce, které probíhají v tomto případě na pevné fázi se suchými činidly a jsou nejprve aktivovány vodou, která je obsažena v měřeném vzorku. Reflexní

fotometrií vyhodnocujeme matrice, existující makromolekuly, které slouží jako předloha makromolekulám novým a používají se pro suchá činidla. Tyto matrice mohou být dvojího typu, a to buď ve formě vícevrstvého filmu, nebo impregnovaných vláken. Pokud je třeba poskytnout výsledky srovnatelné s absorpční fotometrií v roztocích, potom použijeme reflexní fotometrii homogenní matrici vícevrstvého filmu. Jako zdroj světla se v tomto případě používá žárovka s halogenovou atmosférou. Pro vícevrstvý film se používá detektor, tzv. fotonásobič, který je mnohem citlivější na uvedené záření než světlo generované přímo z reflektoru. Naopak světlo emitující diody nebo xenonové výbojky slouží jako zdroj pro impregnované proužky. Jako reflektor se používá Ulbrichtova koule z důvodu poměrně malého světelného výtěžku z odraženého světla. Tento reflektor zajistí, že se odražené světlo přenesení na fotonku z políčka impregnovaného vlákna.[6,12,13]

Pulsní oxymetr, glukometr i laktátoměr využívají i další elektrochemickou metodu, tzv. ampérometrii. Tato elektrochemická metoda je založena na měření elektrického proudu mezi pracovní a srovnávací elektrodou, které se nacházejí na testovacích proužcích a uvnitř přístroje.[6]

2.1.1 Fotometry a spektrofotometry

Jsou to přístroje pracující na principech vysvětlených v kapitolách 1.1 a 1.2 . Oba dva typy přístrojů se skládají ze čtyř částí — zdroje záření, monochromátoru, vzorku a detektoru. Zdrojem záření může být v tomto případě výbojka nebo speciální žárovka. Nejčastěji se používají halogenové žárovky, protože dokážou ve viditelné a infračervené oblasti vytvořit záření o spojitém spektru. Pokud ovšem potřebujeme vytvořit záření v oblasti ultrafialové, je nezbytné použít speciální výbojky. Vytvořené záření poté projde interferenčním filtrem, který slouží jako monochromátor. Potřebujeme-li filtr určitých vlastností, můžeme si ho sestavit vhodnou kombinací několika druhů interferenčních filtrů. Jestliže chceme propustit jen světlo s větší vlnovou délkou než je hraniční vlnová délka filtru, pak zvolíme filtr s horní propustí. Filtr s dolní propustí je vhodné zvolit pro světlo kratších vlnových délek. Hranicí mezi dolní a horní mezí je taková vlnová délka, která vytvoří ve srovnání s nejdéle se propouštějící vlnovou délkou padesátiprocentní transmitanci filtru. Optická mřížka je dnes typickým monochromátorem, jelikož jejím nakláněním lze měnit vlnovou délku. Štěrbina monochromátoru, kterou lze buď nastavit, nebo je již pevně nastavená, slouží ke změně

rozsahu vlnových délek. Užší štěrbinu propustí menší intenzitu světla, ale přesnější vlnové délky. Širší štěrbinu znamená větší intenzitu vycházejícího světla, ale menší dodržení požadované vlnové délky. Přes vzorek dopadá vytvořené světlo na detektor. Jako detektor slouží fotodiody nebo jiný fotoelektrický prvek. Pomocí systémových převodníků se vyhodnotí intenzita světla srovnaná s intenzitou světla procházející vzorkem, a tím získáme absorbanci. Čím je delší doba, po kterou se absorbance měří, tím přesnější bude výsledek měření.[6,12,13]

Lambert-Beerův zákon

Lambert-Beerův zákon je fyzikální zákon vyjadřující absorpci světla při průchodu homogenní látkou, v praxi například kapalinou.

$$I = I_0 \cdot e^{-\epsilon c x} \quad (1)$$

V tomto vzorci představuje I_0 intenzitu prošlého světla při nulové tloušťce vrstvy a I je intenzita světla po průchodu vrstvou o tloušťce x . Konstanta ϵ je označována jako absorpční koeficient.

- I intenzita světla [cd]
- x tloušťka absorbující vrstvy [m^2]
- ϵ molární absorpční koeficient [$mol^{-1} \cdot m^2$]
- c koncentrace absorbující složky [mol/l]
- A absorbance [-]

Tento zákon lze ještě vyjádřit jako závislost velikosti absorpce záření (A) na délce vrstvy (x), na koncentraci absorbující složky (c) a na molárním absorpčním koeficientu (ϵ).[6]

$$A = \epsilon \cdot c \cdot x \quad (2)$$

2.2 Pulsní oxymetr

Hlavním účelem tohoto přístroje je změřit pacientovu hodnotu SpO_2 , neboli nasycení krve kyslíkem, potom tepové frekvence a určit intenzitu pulsace. Tento model má kombinovaný monitor s čidlem do jednoho přístroje, pulsního oxymetru. S tímto přístrojem se můžeme v praxi setkat především v nemocnicích, ve vozidlech zdravotnické záchranné služby, ale je vhodný i pro domácí používání z důvodů snadné ovladatelnosti a jednoduchosti. Při záchranných operacích je to nejběžněji používaný přístroj, je totiž využíván při každém výjezdu. Slouží k základnímu neinvazivnímu vyšetření pacienta, to znamená vyšetření je bezbolestné. Přístroj lékaře informuje o srdeční frekvenci, a tím nepřímo o dobré nebo špatné funkci srdce. Z výsledků mohou lékaři i usuzovat zda pacient netrpí šokovým stavem, například ze ztráty krve při vnitřním krvácení, nebo zda nemá závažné infekční onemocnění, které se projeví zrychlenou tepovou frekvencí. Naopak snížená tepová frekvence bývá při předávkování léky. Hodnota saturace kyslíku krve informuje o stavu dýchacího ústrojí a správné funkci plic. Pokud je SpO_2 nízké svědčí to o onemocnění dýchacího ústrojí jako je zánět, astma, anebo o traumatickém poškození plic způsobeném zhmožděním. Na fotografii 2.1 můžete vidět dva různé typy pulsních oxymetrů používané v praxi.



Obr. 2.1 Pulsní oxymetry používané ve vozidlech ZZS

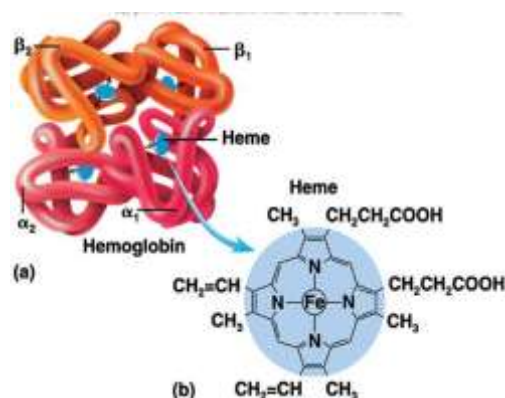
2.2.1 Saturace krve kyslíkem

Krev je životně důležitá tekutina, která přes krevní oběh obíhá všechny orgány a tkáně v těle a zajišťuje jim příjem živin a potřebných látek. Krevní plazma obsahuje červené a bílé krvinky a destičky. V těle dospělého člověka proudí zhruba 4,5 – 6 litrů krve, to činí zhruba kolem 7 % - 10 % naší celkové tělesné hmotnosti. Muži mají o něco více krve než ženy, což je způsobeno jejich vyšší tělesnou hmotností. Krevní plazma je vodní roztok bílkovin, anorganických a organických látek, který je mírně zásaditý. Barva této tekutiny je nažloutlá a

mírně se lesknoucí. U dospělého člověka činí 5 % jeho tělesné hmotnosti, to je zhruba 2,8 litru. Osmolalita plazmy je vyjádřena jako celkové množství rozpuštěných iontů cukru, močoviny a dalších látek v jednom kilogramu plazmy a poskytuje informaci o všech osmoticky aktivních látkách v plazmě. Hlavními látkami v plazmě, které ovlivňují osmolalitu, jsou ionty (Na^+ , K^+ a jejich doprovodné anionty) a glukóza. Jelikož je plazma mírně zásaditá, její pH činí $7,4 \pm 0,04$. Anorganické látky zastupují v krevní plazmě především sodíkový iont, anionty chloridové a hydrogenuhličitanové, kationy draslíku, vápníku, hořčíku a fosfátové a sulfátové anionty.[1,4]

Bílkoviny obsažené v krvi můžeme rozdělit na tři základní skupiny, a to albuminy, globuliny a fibrinogen. Plazmatické bílkoviny jsou velice důležité, protože slouží k udržování objemu plazmy, plní transportní funkci, brání organismus proti infekci a mají také význam výživný. Další velice důležitou složkou jsou elektrolyty, zastoupené sodíkem, chloridy a hydrogenuhličitanem. Elektrolyty jsou důležité pro osmotický tlak, ale i pro objem a pH krve.[1]

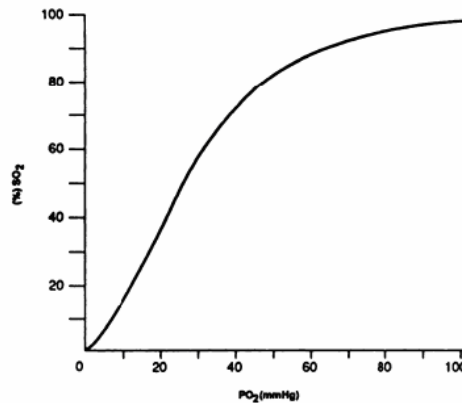
Kyslík je životně důležitý pro organismus, je transportován krví, a to díky krevnímu barvivu – hemoglobinu. Za normálního stavu je přibližně 97 % kyslíku v krvi vázáno na hemoglobin (Hb) a proudí z plic do tkání. Hemoglobin je červené krevní barvivo, které ovlivňuje transport oxidu uhličitého a jehož hlavní funkcí je vázat a uvolňovat molekulární kyslík, tak vznikne buď oxyhemoglobin nebo deoxyhemoglobin. Oxyhemoglobin vznikne, pokud se kyslík naváže na hemoglobin. V opačném případě se jedná o deoxyhemoglobin.[1]



Obr. 2.2 Vzorec hemoglobinu (převzato z [32])

Pod pojmem saturace krve rozumíme nasycení krve kyslíkem, tato hodnota je udávána v hmotnostních procentech. Při zjišťování saturace metodou pulsní oxymetrie je normální hodnota 95-98 %. Saturace kyslíkem v krvi je závislá zejména na tlaku kyslíku v krvi, jehož

normální hodnota je 90-100 mm Hg, po převodu hodnota činí 12 000-13000 Pa. Je-li saturace krve SpO_2 97%, znamená to, že v 1l krve obsahuje přibližně 195 ml kyslíku, který je vázáný na hemoglobin, a 3 ml kyslíku jsou v rozpuštěné formě.[3]



Obr. 2.3 Křivka závislosti saturace vyjádřená v % na tlaku (převzato z [14])

Z křivky na obr. 2.3 je patrné, že při klesání saturace hemoglobinu o 10 % klesne i pO_2 na 8kPa. Průběh křivky zleva doprava označujeme jako křivku vazebnou, která představuje vazbu kyslíku na hemoglobin, naopak průběh křivky zprava doleva vyjadřuje uvolňování kyslíku z vazby na hemoglobin, tuto křivku označujeme jako disociační.[1, 3, 4]

2.2.2 Teorie pulsního oxymetru

Pulsní oxymetr je přístroj, který využívá metodu zvanou spektrofotometrie, kdy žilní a tepenná krev absorbuje dva paprsky různé vlnové délky. Jeden z dopadajících paprsků na lidskou tkáň má vlnovou délku 600-750 nm, jedná se tedy o oblast červeného světla, a druhý dosahuje délky 850-1000 nm, v tomto případě jde o infračervené světlo. Excitace valenčních elektronů při těchto vlnových délkách způsobí absorpci světla tkání.

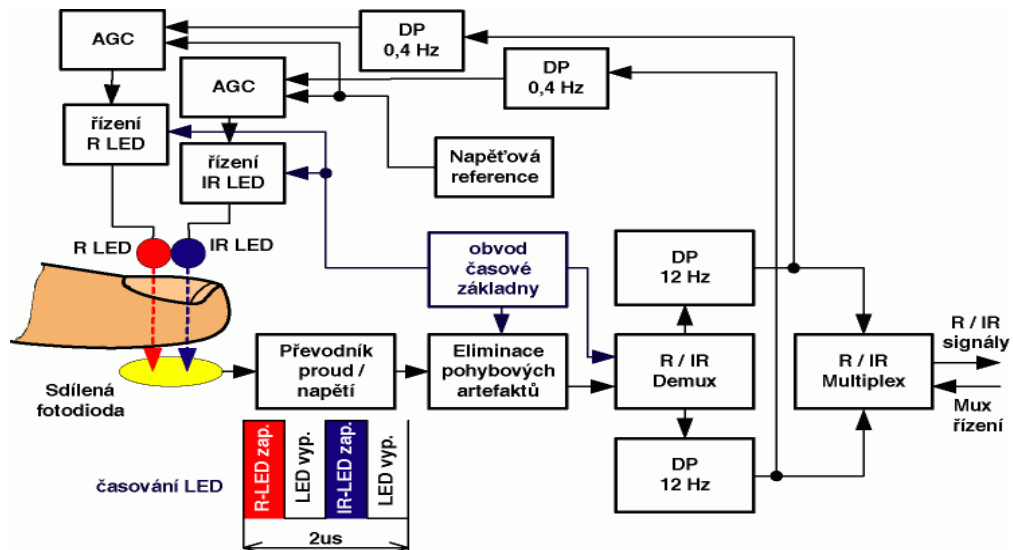
V případě, že hemoglobin váže kyslík, mluvíme o tzv. oxyhemoglobinu, a naopak po uvolnění kyslíku z hemoglobinu hovoříme o deoxyhemoglobinu. V obou formách je železo dvojmocné, neboť pouze hemoglobin obsahující Fe^{2+} může reverzibilně vázat a přenášet molekulu kyslíku. Deoxyhemoglobin je oproti oxyhemoglobinu více absorbován v oblasti blízké infračervenému záření a naopak deoxyhemoglobin je lépe pohlcován při vlnové délce 660 nm, tedy v oblasti viditelného červeného světla.[14,15,16]

Pro přesné měření musí oxymetr pracovat pouze s údaji o absorpci světla tepennou krví, musí odstranit vliv faktorů způsobujících útlum, jako je absorpce žilní krve a tkáně. Aby

oxymetr identifikoval pulsovou vlnu a SpO_2 , tak oddělí z přijatého signálu časově závislé parametry od parametrů, které se s časem nemění. Intenzitu přijatého signálu ovlivňuje mnoho faktorů, které se v průběhu času mění. Mezi časově proměnné parametry patří objem tepenné krve anebo saturace tepenné krve kyslíkem. Síla tkáně, barva pokožky a objem žilní krve patří mezi časově neproměnné parametry. [14,16]

Pro měření oxymetrem je velice důležité umístění čidla, které se zpravidla dává na místa snadno prosvětlitelná a také lehce přístupná. Proto lékaři při měření dávají oxymetr pacientovi na prst nebo ušní lalůček, tato místa splňují obě uvedená kritéria. Pulsní oxymetr je tedy spektrofotometr, který se skládá z externí kontaktní sondy a z numerického displeje, na kterém se zobrazují naměřené hodnoty. Zdroj světelného záření a fotodetektor se nachází v sondě. Fotodetektor po průchodu paprsků infračerveného a červeného světla tkání, zpracuje oba přijaté signály a určí intenzitu světla daných vlnových délek.[14,15,16]

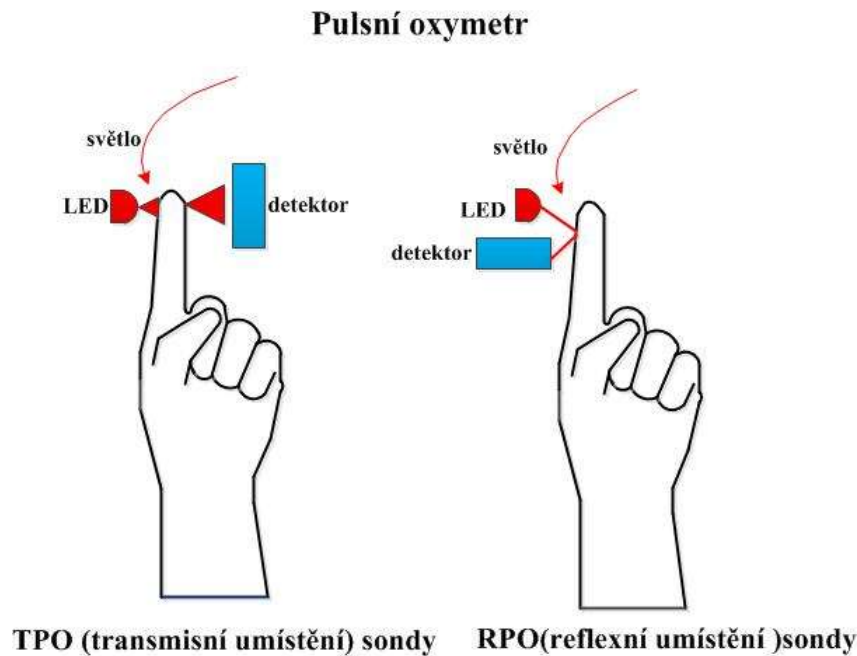
2.2.3 Blokové schéma



Obr. 2.4 Obecné blokové schéma pulsního oxymetru (převzato z [18])

2.2.4 Sonda pulsního oxymetru

Sonda v oxymetru obsahuje zdroj záření a fotodetektor. Podle umístění fotodetektoru rozlišujeme dva základní typy sond - reflexní a transmisní.



Obr. 2.5 Umístění detektoru u transmisní a reflexní sondy pulzního oxymetru (převzato z [15])

V dnešní době se častěji setkáváme s transmisními sondami, kde se fotodetektor nachází naproti zdroji záření. V případě reflexní sondy je to naopak, fotodetektor a zdroj záření jsou umístěné na stejné straně sondy. Přesné umístění sondy a detektoru v obou případech zobrazuje obr. 2.5. Zdrojem záření jsou laserové nebo elektroluminiscenční diody. Diody jsou součástky malých rozměrů, které nemají velkou spotřebu energie a dokážou generovat záření viditelné i infračervené oblasti. Pro převod světelné energie na elektrickou energii se využívá fotodetektor. Jako fotodetektor se často vyskytují v pulzním oxymetru fotodiody.[15]

2.2.5 Technické údaje-pulsní oxymetr BCI[®] Digit[®]

Rozměry přístroje jsou na šířku 43.2 mm a na výšku 57.2 mm, dlouhý je 38.1 mm. Z těchto údajů vyplývá, že přístroj je poměrně malý, je lehký váží pouze 85 gramů a to včetně baterií, proto je snadno přenosný, nemá žádné akustické ani optické alarmy a jako zdroj napájení mu slouží dvě standardní alkalické baterie. V případě, když do konce kapacity baterií zbývá již jen 30 minut, upozorní nás na to rozsvícení indikátoru nízké kapacity baterií. Jedna z jeho funkcí je i automatické vypnutí napájení pokud není přístroj v provozu. Displej přístroje je jasný a dobře čitelný a ukazuje nám naměřené hodnoty SpO₂ tepové frekvence. Mimo kojenců a novorozenců je vhodný pro dětské i dospělé pacienty. Čidlo přístroje

obsahuje zdroj červeného a infračerveného záření a detektor. Na předním panelu je umístěný numerický displej zobrazující hodnotu SpO₂ tepové frekvence, indikátor amplitudy pulsace a indikátor nízké kapacity baterií. Tento přístroj obsahuje pouze jedno tlačítko, a to tlačítko ON, pro zapnutí přístroje. Při nasazení čidla na prst pacienta musíme nejprve zkontrolovat stav pulzního oxymetru, očistit ho a vydezinfikovat, poté ho nasadíme pacientovi, tak aby jeho prst byl vložen do přístroje a dotkl se až zadní stěny, stiskneme tlačítko ON a vyčkáme na naměřené hodnoty, které se zobrazí na displeji. Jako ochrana proti úrazu elektrickým proudem slouží interní napájení přístroje, kryt IPX1 a splnění bezpečností požadavky normy EN60601-1: 1990. Požadavek přístroje na prostředí je provozní teplota 0 °C – 55 °C.[16]

2.2.6 Ekonomické parametry

Různé typy pulsních oxymetrů se liší v ceně. Cenu stanovuje technologie využitá v jednotlivých přístrojích, rozměry a funkce přístroje a použité materiály. V tabulce 2.1 jsou porovnány ceny různých pulsních oxymetrů, které se používají ve vozidlech ZZS.

Porovnání cenových hodnot různých typů pulsních oxymetrů	
Typ přístroje	Cena
PM 60-	12 480,00 Kč
BCI® Digit®	3 640,00 Kč
H 100	9 438,00 Kč
BLT s EKG M800	11 253,00 Kč

Tabulka 2.1 Porovnání cenových hodnot různých typů pulsních oxymetrů

Protože hodnota přístroje nepřesahuje 40 000 Kč, tak se tento přístroj neodepisuje, pouze se rovnou započítává do nákladů záchranné služby.

2.3 Glukometr

Glukometr je přístroj určený pro stanovení hladiny glukózy v krvi. V dnešní době jsou používány dvě hlavní metody měření - fotometrická a elektrochemická metoda. Tento přístroj je používán při podezření, že se jedná o pacienta trpícího cukrovkou a v případech bezvědomí, aby se vyloučila nízká hladina cukru, která by mohla způsobit hypoglykemické bezvědomí.

2.3.1 Glukóza

Součástí metabolických procesů v organismu je postupné rozkládání škrobu a dalších polysacharidů na glukózu. Další možností získávání glukózy v těle je štěpení glykogenu. Glukóza je velice významná látka pro lidský organismus, její existence v organismu je nezbytná. Je to nejrychlejší zdroj energie při pohybové aktivitě. Pokud se hladina glukózy v krvi změní, tělo pomocí hormonů začne regulovat její hladinu. Tyto hormony se nazývají inzulin a glukagon. Oba jsou metabolické produkty slinivky břišní. Inzulin snižuje hladinu glukózy v krvi a usnadňuje vstup glukózy do buněk, do tkání, či působí na glukózu tak, aby se ukládala do glykogenu (druh škrobu) či triacylglycerolů (forma tuku). Inzulin má i jiné důležité funkce v organismu. Glukagon je hormon, který má opačné účinky než inzulin. Pod jeho vlivem se hladina glukózy v krvi zvyšuje, protože je štěpen zásobní škrob glykogen a stimuluje produkci glukózy i z jiných zdrojů, převážně v játrech. Pokud se hladina glukózy v krvi zvýší, např. po jídle, zvýší se vylučování inzulinu a ten začne pracovat. Další možností, jak zbavit organismus přebytečné glukózy, je vyloučit ji močí. [1,4] V tabulkách 2.2 a 2.3 jsou uvedeny referenční hodnoty glykemie pro zdravého člověka a diabetika.

Referenční hodnoty glykemie zdravého člověka	
krev	hodnoty (mmol/l) na lačno
kapilární krev	4.4-6.1
žilní krev	3.9-5.5
krvní plazma	4.2-6.4

Tabulka 2.2 Referenční hodnoty glykemie zdravého člověka

Referenční hodnoty glykemie diabetika			
Hraniční hodnoty (mmol/l)		zvýšená/snížena hladina glykemie	
na lačno	po jídle	Hypoglykemie	hyperglykemie
≤6 mmol/l	≤7.5mmol/l	≤3.3 mmol/l	>6 mmol/l

Tabulka 2.3 Referenční hodnoty glykemie diabetika

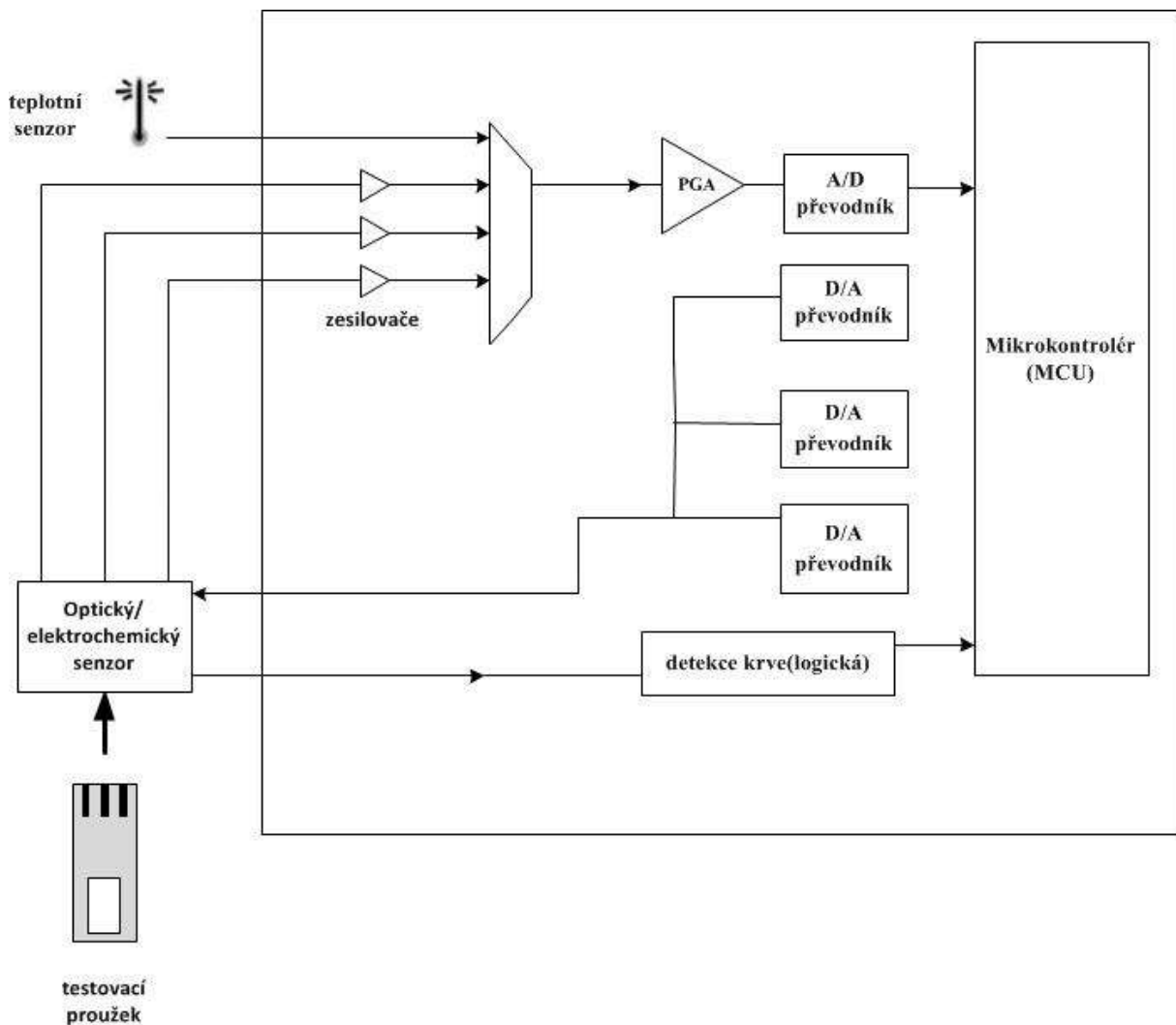
2.3.2 Fotometrické glukometry

Jako zařízení první generace se označují glukometry, které pracují na základě fotometrické metody a v současné době se již málo používají. Tato metoda je založena na zbarvení reagenční plošky proužku. Zbarvení je důsledek chemické reakce mezi glukózou v krvi, enzymem glukosaoxidasou a derivátem benzidinu, které jsou obsaženy v plošce měřicího proužku. Reakcí těchto látek vznikne barevný produkt, jenž se mění v závislosti na obsahu glukózy v krvi. Pokud je vysoký podíl glukózy v krvi, potom vznikne i více barevného produktu. Ze zdroje záření glukometru je vyslán světelný paprsek, který se po dopadu na plošku proužku absorbuje a částečně se odrazí. Hodnotu měřené glykemie můžeme tak stanovit buď z absorbance elektromagnetického záření, nebo z intenzity odraženého záření. [34]

2.3.3 Elektrochemické glukometry

Hlavní metodou elektrochemických glukometrů je přímé měření elektrických veličin. V závislosti na veličinách rozlišujeme ampérometrické nebo coulometrické stanovení. Při ampérometrickém stanovení je měřenou veličinou elektrický proud, v druhém případě je to elektrický náboj. Elektrochemické glukometry také pracují na chemické reakci mezi glukózou a enzymem glukosaoxidasou, avšak při reakci vzniká peroxid vodíku a kyselina glukonová. Glukometr elektrolyticky rozloží peroxid vodíku na záporné anionty kyslíku a kladné kationty vodíku, ty poté putují k registrační elektrodě katodě a takto vzniká proud měřitelný glukometrem. Výsledná glykemie poté odpovídá velikosti vzniklého proudu.[34]

2.3.4 Blokové schéma



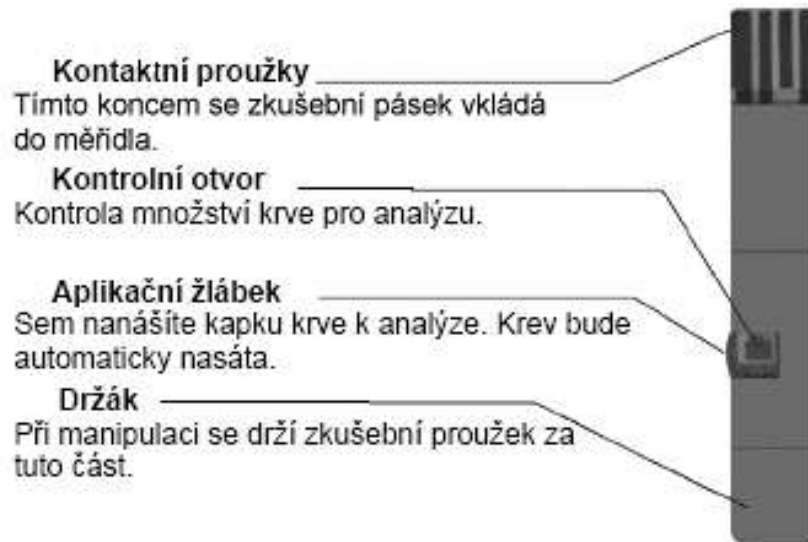
Obr. 2.6 Obecné blokové schéma glukometru (převzato z [19])

Na obr. 2.6 je zobrazeno obecné blokové schéma glukometru. Po odebrání a nanesení kapky krve na aplikační žlábek se testovací proužek zasune do přístroje, který obsahuje snímač. Snímač detekuje biosignál, a protože sledované veličiny výstupního signálu jsou analogové je potřeba tyto veličiny převést na digitální. Proto jsou v přístroji zabudovány zesilovače, PGA a A/D a D/A převodníky. Tyto součástky slouží k zesílení, filtraci a digitalizaci. Mikrokontrolér slouží jako řídicí jednotka, která zajišťuje zpracování signálu a jeho zobrazení na displeji.[5,19]

2.3.5 Diagnostické proužky

Elektrochemické a fotometrické glukometry mají společné to, že jejich testovací proužky nasávají vzorek krve na základě principu kapilarity, ale jinak se zásadně liší. České synonymum slova kapilarita je vzlínavost. Vzlínavost je schopnost látek vést kapalinu proti

směru gravitačních sil působením kapilárních sil. Elektrochemický proužek se skládá ze dvou miniaturních elektrod, pracovní a srovnávací. Ty jsou jinak označovány jako indikační a referenční. Látky potřebné k chemické reakci jsou obsaženy ve vrstvě, která je speciální technologií nanesená na povrch proužku. Naopak testovací proužky pro fotometrické glukometry, nepotřebují elektrody a obsahují pouze na povrchu chemickou látku, které po reakci s glukózou vytvoří barevnou sloučeninu.



Obr. 2.7 Popis testovacího proužku glukometru (převzato z [20])

2.3.6 Technické údaje-glukometr Contour TS

Tento přístroj je navržen pro snadné použití, aby ho bylo možné využívat i pacienti v domácím prostředí. Contour TS je kompaktní a přenosný díky své optimální velikosti a váze. Váží pouhých 56,7 g a jeho rozměry jsou následující, 71 mm na výšku, 60 mm šířka a 19 mm tloušťka. Jako zdroj napájení mu slouží jedna 3V lithiová baterie, která se umísťuje do prostoru pro baterie na zadní straně přístroje a vydrží zhruba na 1000 měření. Přední strana obsahuje velký LCD displej, dvě tlačítka, vestavěný teplotní snímač a oranžový port pro zasunutí testovací proužek. Velký LCD displej umožňuje dobrou čitelnost naměřených údajů. Přístroj má funkci automatického zapnutí po vložení testovacího proužku a po jeho vyndání se opět vypne, proto nejsou třeba tlačítka pro funkci zapnutí/vypnutí. Systém Contour TS nevyžaduje kódování, to usnadňuje práci s tímto přístrojem. Pro měřič Contour TS se používají měřicí proužky, obsahující samonasávací senzor, který sám nasaje vzorek krve pouhým dotykem. Před použitím vložíme šedým koncem elektrody měřicí proužek do měřiče, poté odebereme kapku krve vpichem sterilizované jehly do bříška prstu, objem odebraného

vzorku by měl být přibližně 0,6 μl . Prst s kapkou krve přiložíme k měřicímu proužku, který si sám nasaje vzorek krve a po uplynutí 8 vteřin zobrazí naměřené hodnoty. Výrobek je navržen tak, aby podával správné informace, pokud je používán v rozmezí teplot 5 °C –45 °C. [30]



Obr. 2.8 Glukometr Contour TS

2.3.7 Ekonomické parametry

Ceny glukometrů jsou různé, ale pohybují se v rozmezí 390-6000 Kč. Opět záleží na použité technologii, rozměrech, funkcích a materiálu přístroje. Stejně jako pulsní oxymetr, tak i glukometr se v praxi neodepisuje, ale jeho hodnota se rovnou započítává do nákladů.

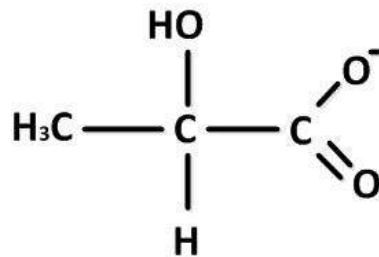
2.4 Laktátoměr

Monitoring sérového laktátu u nemocných s oběhovým šokem v přednemocniční péči je důležitý pro optimalizaci kyslíkové léčby a eventuálně nasazení agresivní léčby. Oběhový šok se nejčastěji objevuje u nemocných s alergií, poruchou srdečního rytmu, při bezvědomí, bolesti na hrudi, dušnosti, teplotách, otravách, po tonutí a u popálenin a jiných úrazů. Při hodnotě laktátu nad 3,5 mmol/l lékař zahajuje u nemocného agresivní léčbu: umělou plicní ventilaci, objemovou náhradu a farmakologickou podporu oběhu.

2.4.1 Laktát

Anion kyseliny mléčné, který vzniká při spalování cukrů za nepřítomnosti kyslíku v červených krvinkách, kosterních svalech, mozku, kůži, střevě a v dalších tkáních organismu, se nazývá laktát. Laktát je za normálních podmínek zcela metabolizován játry a ledvinami. Je

pro nás velice důležitý, protože slouží jako ukazatel stavu okysličení tkání. Proto k jeho hromadění dochází při nedostatku kyslíku ve tkáních. Pokud se laktát tvoří nadměrně, nestačí ho játra odbourat, a tak způsobí okyselení vnitřního prostředí organismu, zvané také jako laktátová acidóza. Krev odstraňuje laktát z organismu odplavením do jater, kde je využit pro tvorbu glukózy a k doplnění glykogenu a zbytek je zužitkován ledvinami nebo je vyloučen močí z našeho těla. Hladina laktátu v krvi je dána poměrem mezi jeho tvorbou (především ve svalech a červených krvinkách) a jeho metabolickou přeměnou v játrech. Jeho nahromadění ve svalech způsobuje svalovou únavu.[1,4,21]

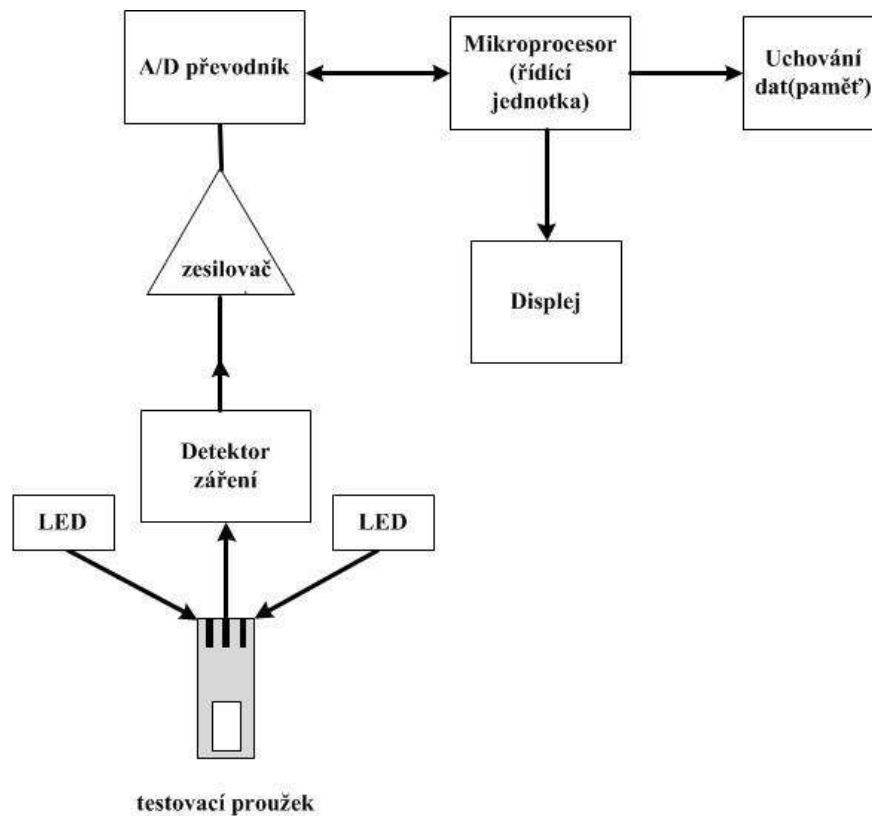


Obr. 2.9 Vzorec aniontu kyseliny mléčné, tzv. laktátu (převzato z [21])

2.4.2 Princip laktátoměru

Laktátoměr je zdravotnický přístroj, který funguje na principu enzymaticko-ampérometrického měření a je používán pro stanovení koncentrace laktátu obsaženého v čerstvé kapilární krvi. Testovací proužek laktátoměru se skládá ze čtyř vrstev. Po aplikaci kapky krve na vrchní vrstvu se krev vsákne do druhé vrstvy, tvořené skleněnými vlákny a dojde k oddělení červených krvinek od krevní plazmy v kapilární krvi, ale pouze krevní plazma prostoupí do třetí vrstvy. Kyselina mléčná obsažená v krevní plazmě reaguje s chemickými látkami nacházejícími se v třetí vrstvě a chemická reakce mezi nimi proběhne na detekčním filmu, rovněž umístěném v této vrstvě. Pro lepší manipulaci s proužkem je umístěna čtvrtá vrstva, která jej prodlužuje.

2.4.3 Blokové schéma



Obr. 2.10 Obecné blokové schéma laktátoměru (převzato z [22])

2.4.4 Technické údaje-laktátoměr The EDGE

Laktátoměr The EDGE se používá k přesnému určení koncentrace laktátu v plné kapilární krvi, je to poměrně malý a přenosný přístroj. Rozměry jsou následující: 90 mm na délku, 55 mm na šířku a 20 mm na výšku. Pro funkci je potřeba 3V lithiová knoflíková baterie, například CR2032. Přístroj je poměrně lehký, díky svým rozměrům a napájení lithiové baterie, váží pouhých 63 g. Aby přístroj správně pracoval, je potřeba dodržet určité teplotní rozmezí prostředí, a to 10 °C – 40 °C. Součástí laktátoměru The EDGE jsou testovací proužky pro měření laktátu v krvi. Výrobce uvádí, že objem vzorku by měl být minimálně 3 μ l, aby přístroj mohl určit přesný výsledek, který si automaticky ukládá do své paměti. Tato paměť může obsahovat až 300 měření, a to včetně data a času. Na přední straně přístroje je LCD displej a dvě tlačítka, ENTER a SHIFT. Na displeji se zobrazují pokyny pro obsluhu přístroje, výsledky měření a chybová hlášení. Tlačítka slouží pro zapnutí/vypnutí přístroje a také se používají v průběhu měření. Při měření postupujeme následovně: nejprve odebereme

část kapilární krve tak, že provedeme vpich sterilní jehlou do bříška prstu, kapku krve nanese na reakční zónu měřicího proužku a ten následně vložíme do portu a přibližně během 45 sekund se nám na displeji zobrazí naměřený výsledek. Elektromagnetická kompatibilita je v souladu s EMC evropské normy EN 60601-1-2.[17]



Obr. 2.11 Laktátoměr The EDGE používaný v praxi

2.4.5 Ekonomické parametry

Laktátoměr je cenově přístupný přístroj, jeho cena se pohybuje zhruba od 3 000 Kč do 10 000 Kč. Jak už bylo uvedeno u předchozích přístrojů, cena je závislá na použité technologii, funkcích, použitých materiálech a použitém biosenzoru v přístroji.

2.5 Elektrokardiograf

Akční potenciály srdce snímá a registruje přístroj zvaný elektrokardiograf. Zdravotníci ZZS tento přístroj používají téměř při každém zásahu kvůli monitoringu srdečního rytmu. V indikovaných případech, jako je dušnost, bolest na hrudi nebo při známém onemocnění srdce, lékař použije 12svodové EKG. U ostatních případů se používá pouze 4svodové EKG, které pouze zobrazí a monitoruje srdeční rytmus. V následujících odstavcích bude podrobně vysvětlen princip tohoto přístroje. Pro lepší pochopení principu EKG bude nejprve uvedena anatomie srdce a jeho elektrická aktivita.[5,6,12]

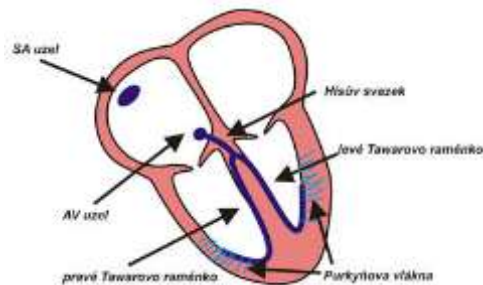
2.5.1 Anatomie srdce

Srdce je velice důležitý dutý nepárový orgán, který je umístěný v mezihrudí a bez kterého by člověk za normálních podmínek nemohl žít. Pracuje jako pumpa, která přečerpává krev, a tedy zajišťuje její neustálou cirkulaci našim organismem. Tvar orgánu je spíše kuželovitý až hruškovitý. Velikost je různá, ale přibližně stejně velká jako zaťatá pěst daného nositele. Srdce je složeno ze dvou nesouměrných polovin, pravé a levé. Každou polovinu

srdce rozdělujeme na komoru a předsíň. Srdeční svalová vlákna jsou tvořena řetězcem myokardiálních buněk, které jsou obaleny společnou cytoplazmatickou membránou. Tyto buňky mají speciální vlastnost, takzvanou vzrušivost, to znamená, že odpovídají na elektrické podněty vzruchem. Buněčné membrány srdečních vláken jsou polarizovány a depolarizovány, a tím vznikají elektrické impulsy. Některé z těchto buněk mohou vzruchy také samovolně tvořit. Rozhraní mezi prostředími tvoří membrána.[1]

2.5.2 Elektrická aktivita srdce

Hlavní úlohou srdce je pumpovat krev obohacenou kyslíkem k ostatním orgánům, proto specializované buňky převodního systému, které se shlukují v sinoatriálním uzlu, generují spontánně rytmicky se opakující vzruchy neboli elektrické impulsy, které vznikají mezi polarizovanými a depolarizovanými oblastmi. Tento převod je umožněn změnou elektrického potenciálu z hodnoty -90 mV na $+30\text{ mV}$. [1] [2]



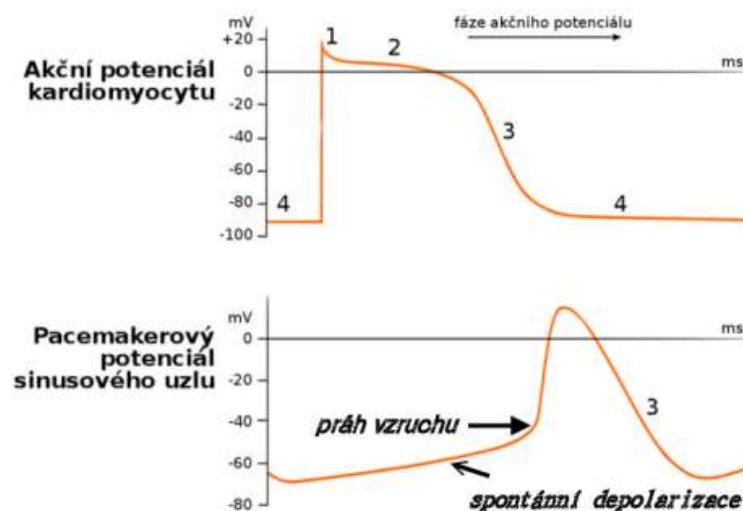
Obr. 2.12 Převodní systém srdeční (převzato z [12])

2.5.3 Klidový membránový potenciál

V kapitole 2.5.2 již byla popsána anatomie myokardiální buňky, buňky srdečního svalu. Uvnitř této buňky je vysoká koncentrace K^+ iontů a nepatrná koncentrace Na^+ iontů, ve vnějším prostředí také zvaném extracelulárním prostoru je to naopak. Nerovnováha iontů v buňce je způsobena propustností membrány. Vnitřek buňky má negativní náboj, který má v klidovém stavu hodnotu v rozmezí od -50 mV do -90 mV . [2]

2.5.4 Akční potenciál

Při vzruchu buňky dojde k rychlé změně membránového potenciálu, tato změna se nazývá akční potenciál a vyvolají ji migrace iontů buněčnou membránou. Důsledkem změny membránového potenciálu dochází k snížení negativního náboje uvnitř buňky z hodnoty -90 mV na hodnotu $+20$ až $+30$ mV, a to během 1-3 ms. Tato změna je způsobena otevřením napěťově řízených sodíkových kanálů, ze kterých proudí sodíkové ionty dovnitř buňky. Tuto fázi nazýváme depolarizace a je první fází akčního potenciálu. Ve druhé fázi, tzv. Plató, se membrána nevrací na původní napětí, ale zůstává depolarizovaná a to i několik set milisekund. Třetí fází je výstup iontů z buňky, tzv. repolarizace, během které dojde k další změně náboje buňky z $+30$ mV na -90 mV. V poslední fázi opět dochází k depolarizaci, a to až na hodnotu prahového potenciálu. Všechny tyto fáze proběhnou během 200-400 ms. Mezi fázemi depolarizace a repolarizace dochází k nedráždivosti buňky, tento stav je známý jako refrakternita. Absolutní refrakterní fáze je stav, při kterém je buněčná nedráždivost absolutní neboli nelze vyvolat vzruch buňky. V okamžiku, kdy náboj buňky po repolarizaci dosáhne hodnoty kolem -40 mV, je možné vzruch podrážděním buňky vyvolat, proto se tento závěrečný úsek repolarizace nazývá relativní refrakterní fáze.[1,2]



Obr. 2.13 Fáze akčního potenciálu (převzato z [24])

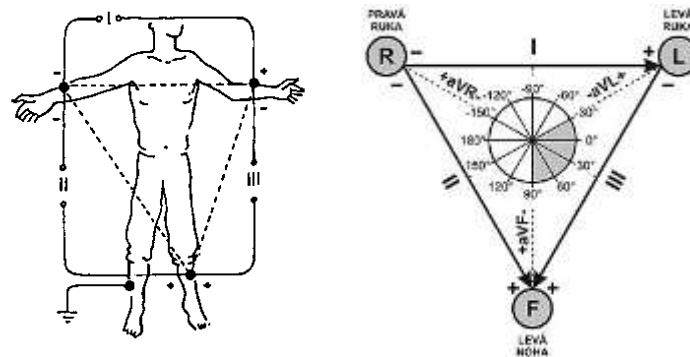
2.5.5 Elektrokardiografie

Je to základní a nejstarší elektrodiagnostická metoda vyšetření, bez které by se moderní kardiologie neobešla. Tato metoda vychází z poznatků o elektrické aktivitě srdce, která je

popsána v kapitole 2.5.2. Buněčné membrány srdečních vláken mají speciální vlastnost, vzrušivost, při které buňky odpovídají na elektrické podněty vzruchem. Během srdečního cyklu buněčné membrány srdečních vláken procházejí fázemi elektrických změn. Tyto fáze jsou celkem čtyři: polarizace, depolarizace, transpolarizace a repolarizace. Membrány srdečních vláken se ve fázích depolarizace a repolarizace stávají zdrojem napěťových změn, protože se časově mění rozhraní mezi aktivovanou a klidovou tkání. Tento jev má za následek, že v okolí srdečního svalu vznikne časově proměnné elektromagnetické pole. Elektrokardiogram je grafický záznam o rozdílech elektrických potenciálů, které se mění v závislosti na čase. Časová závislost rozdílů elektrických potenciálů se snímá pomocí elektrod, které se umisťují na povrch těla.[5,6]

2.5.6 Svodové systémy

Pro získání informace o elektrických projevech srdce bylo přesně definováno rozmístění elektrod, tzv. elektrografický svodový systém. Pro vyšetření pacienta, u kterého přetrvávají bolesti na hrudi nebo je známa jeho srdeční choroba, lékaři využívají grafický záznam ze standardního 12svodového systému, u kterého se zpravidla umisťují čtyři elektrody na končetiny a šest na hrudník. Lékař umisťuje červenou elektrodu na pravé zápěstí, žlutou elektrodu na levé zápěstí, zelenou elektrodu na levou nohu v dolní holenní části a černou elektrodu na pravou nohu v dolní holenní části. Černá elektroda slouží jako uzemnění. Tyto elektrody tvoří tzv. Einthovenův trojúhelník, který je zobrazen na obr. 2.14. [5,12]



Obr. 2.14 Einthovenův trojúhelník (převzato z [23] [25])

V tomto trojúhelníku jsou snímány potenciály označené jako V_R (pravá ruka), V_L (levá ruka) a V_F (levá noha). Bipolární končetinové svody jsou definovány podle Einthovena takto, viz.

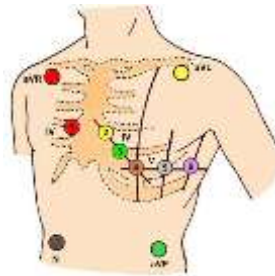
vztah 3 - 5:

$$U_I = V_L - V_R \quad (3)$$

$$U_{II} = V_F - V_R \quad (4)$$

$$U_{III} = V_F - V_L \quad (5)$$

Elektrody se u hrudních svodů umísťují na hrudní stěnu podle obr. 2.15, počet elektrod je šest a označují se písmeny V_1, V_2, \dots, V_6 . Elektrický potenciál $U_I - U_{III}$, je vyjádření napětí mezi elektrodami V_L, V_R, V_F . [5,6]



Obr. 2.15 Umístění elektrod na lidském těle (převzato z [26])

2.5.7 Elektrody používané pro EKG

Nejpoužívanější elektrody pro EKG jsou plošné kovové elektrody, které jsou přiloženy přímo na pokožku pacienta. Plošná kovová elektroda je polarizovatelná, po navlhčení pastou či roztokem se na ní vytvoří polarizační stejnosměrný potenciál v řádu desítek až stovek mV. Jako plošné nepolarizovatelné elektrody se používají stříbrné elektrody, které mají na povrchu kontaktní vrstvu sintrovaného chloridu stříbrného (AgCl), a nebo plovoucí nepolarizovatelná elektroda, která je vylepšením předchozí elektrody, je opatřena navíc komůrkou vyplněnou EKG pastou. [5]

2.5.8 Elektrokardiograf

Každý přístroj EKG musí obsahovat čtyři základní funkční bloky - vstupní jednotku, blok pro záznam a zobrazení EKG, řídicí jednotku a napájecí blok. Vstupní jednotkou je zesilovač, který musí zpracovat signálové úrovně z jednotlivých svodových míst z těla pacienta. Jeho další funkcí jsou potlačení rušivého signálu a zajištění bezpečnosti jak pro pacienta, tak pro ošetřujícího lékaře. Zesilovač musí přenášet nezkreslený signál, proto musí být jeho dynamický rozsah vstupního napětí od $\pm 20 \mu\text{V}$ do $\pm 5 \text{ mV}$. Musí zaznamenávat impulsy v rozsahu 5 mV až 500 mV. Amplitudová frekvenční charakteristika má mít dolní

mezní frekvenci 0,05 Hz a horní mezní frekvenci 250 Hz. Vstupní impedance pro aktivní elektrody na kmitočtu 10 Hz musí mít minimální velikost 2,5 M Ω . Každý obvod elektrokardiografu musí být vybaven přepětovou ochranou. Většina přístrojů EKG je vyráběna jako defibrilátor s EKG pro snadnější a rychlejší použití a přepětová ochrana u těchto přístrojů slouží jako ochrana proti účinkům defibrilace. Blok pro záznam a zobrazení EKG slouží k zobrazení a záznamu snímaného impulsu EKG. Většinou se používají pro EKG grafické LCD displeje. Řídící jednotkou je mikropočítač, který je vybavený speciálním programem uloženým v programovatelné části paměti. Každý elektrokardiograf musí splňovat podmínky I. izolační třídy, to znamená, musí mít povinné ochranné uzemnění. Jako napájecí zařízení pro přenosné varianty slouží modernizovaný olověný akumulátor. Blokové schéma elektrokardiografu je z důvodu velikosti umístěno v příloze E.[5,12]

2.5.9 Technické údaje

V moderních vozidlech ZZS samostatný přístroj EKG nenalezneme, je vestavěnou modulární součástí jiného zdravotnického přístroje zvaného defibrilátor ZOLL M-série, který je podrobněji popsán v kapitole 2.6.5. To neznamená, že se elektrokardiograf nevyrábí samostatně, na trhu je mnoho typů tohoto zařízení, která se opět od sebe odlišují provedením, cenou a výbavou.

2.5.10 Ekonomické parametry

Cena EKG je různá a promítá se do ní soubor všech předchozích parametrů, tedy provedení, modularita, výbava, výrobce a mnoho dalších aspektů. Je také velmi důležité, zdali požadujeme samostatný přístroj elektrokardiograf nebo zda požadujeme, aby součástí přístroje byl i defibrilátor. V druhém případě, kdy přístroj obsahuje jak EKG, tak i defibrilátor se cena pohybuje zhruba od půl miliónu výše. Samotné zařízení EKG je mnohem levnější. Jeho cenové rozpětí se pohybuje zhruba od 500 - 8000 Kč.

2.6 Defibrilátor

V případě, že u pacienta dojde k fibrilaci srdečních komor, nebo-li k rychlému a zcela nepravidelnému míhání komor, je nutné zahájit kardiopulmonární resuscitaci, při které lékař

vykonává soubor úkonů, kterými se snaží obnovit základní životní funkce pacienta a používá přístroj zvaný defibrilátor. V současné době máme mnoho typů defibrilátor, manuální interní, manuální externí a automatický externí defibrilátor, ale všechny typy pracují na základním principu.



Obr. 2.16 Defibrilátor ZOLL M-série používaný ve vozidlech ZZS

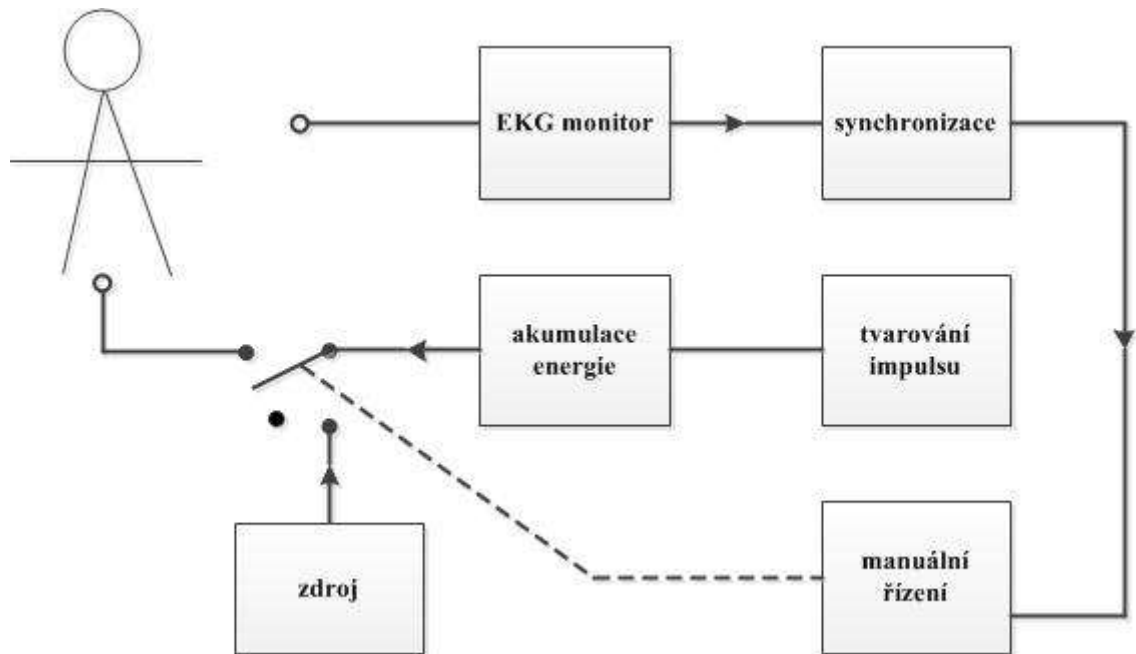
2.6.1 Princip defibrilátoru

Tyto zdravotnické přístroje využívají elektrického impulsu k obnovení periodické činnosti lidského srdce. Aby byl obnoven normální rytmus srdce, je potřeba dodat dostatečný elektrický výboj, který by prošel pacientovým myokardem a způsobil tak depolarizaci všech jeho vláken, a tím by došlo k jejich synchronizaci. Pokud není elektrický výboj dostatečný, nedojde k obnovení správné činnosti srdce a musí se výboj opakovat. Známe čtyři základní druhy defibrilátorů, střídavý, stejnosměrný defibrilátor s kondenzátorem a tlumivkou, stejnosměrný defibrilátor se zpožďovací linkou tvořenou kondenzátory a tlumivkami, defibrilátor s lichoběžníkovými monofázickými nebo bifázickými impulsy. Střídavé defibrilátory se v dnešní době již nevyužívají. Nejčastěji se setkáme s defibrilátorem s kondenzátorem a tlumivkou.[5,6,8,9]

Zjednodušeně obvod defibrilátoru tvoří tři pasivní prvky RLC zapojené do série a stejnosměrný zdroj napětí. Zapojení těchto prvků do série způsobí vytvoření kmitavého obvodu generujícího tlumené periodické napěťové kmity. Jeden z těchto prvků tvoří lidské tělo, to představuje odpor, značíme R [Ω]. Průměrný odpor lidského těla je $10 \Omega - 50 \Omega$. [5] Kondenzátor je po zapnutí přístroje nabit ze stejnosměrného zdroje napětí na hodnotu řádově 10 až $100 \mu\text{F}$. Následně je po zahájení defibrilace vybíjen přes tlumivku o indukčnosti $0,1 \text{ H}$ do těla pacienta. Tlumivka je v obvodu umístěna především pro upravení tvaru a délky trvání

vzniklého impulsu. Rozsah napětového impulsu je zhruba 3-9kV, doba impulsu bývá kolem 20ms a hodnota 30 A - 100 A představuje rozsah proudové amplitudy. Pokud je pacient dospělý člověk, aplikuje se energie do 400J, v případě dětí se energie vypočítá podle hmotnosti dítěte. Zpravidla to bývá 3-5 J/kg. Aby proud procházející srdečním svalem byl co nejvyšší, musíme snížit elektrický odpor v obvodu. Toho docílíme, pokud snížíme odpor pacienta, odpor vodičů a přechodový odpor elektrod.[5,6,8,9]

2.6.2 Blokové schéma



Obr. 2.17 Blokové schéma defibrilátoru s EKG (převzato z [5])

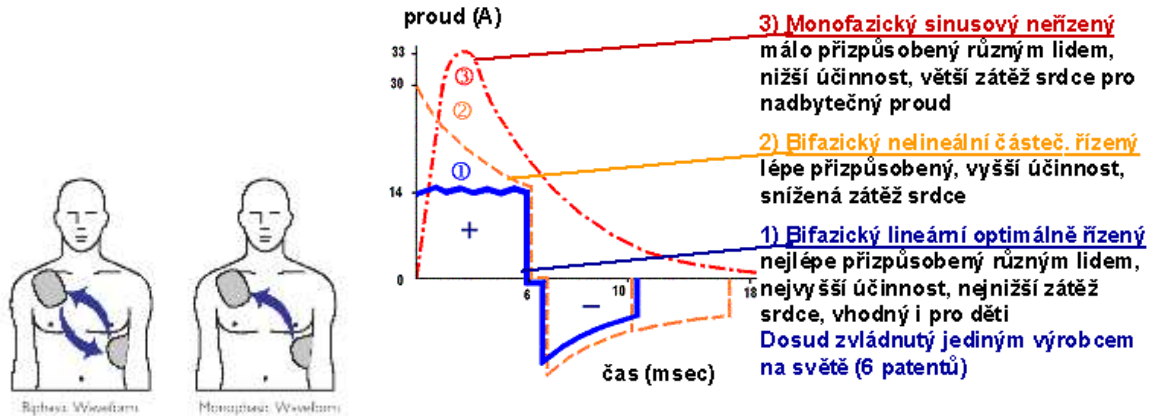
2.6.3 Umístění elektrod

Správné umístění elektrod na tělo pacienta zvyšuje účinnost defibrilace a zároveň snižuje odpor. Správná pozice elektrod také záleží na tom, zda se u pacienta jedná o fibrilaci síní nebo komor. Aby srdečním svalem prošel maximální proud, bylo by optimální umístit elektrody tak, že fibrilující část srdce by se nacházela mezi nimi. V dnešní době rozlišujeme více aplikačních pozic.[8]

2.6.4 Impulsy

Známe dva druhy impulsů, monofázický a bifázický. Principiální difference mezi těmito dvěma druhy impulsů spočívá v působení energetického toku jedním nebo dvěma směry, jak je naznačeno na obr. 2.18. Pokud prochází impuls pouze jedním směrem z elektrod do

lidského těla, jedná se o monofázický impuls. Jestliže se elektrický impuls z lidského těla ještě vrací zpět do elektrod, potom se jedná o bifázický impuls. Energie monofázického výboje odpovídá energii 360 J.[28]



Obr. 2.18 Monofázický a bifázický impuls (převzato z [27] [28])

2.6.5 Technické údaje o defibrilátoru ZOLL M-série

Defibrilátor ZOLL řady M je jednofázový defibrilátor schopný dodat energii až 360 joulů. Je to velice spolehlivý, přenosný a velmi efektivní přístroj, který má mnoho provozních režimů a tak nabízí uživateli obrovskou flexibilitu. Defibrilátor ZOLL M-série má spoustu funkcí, jako třeba manuální nebo poloautomatický provoz (AED), kardiostimulátor, tříkanálovou tiskárnu, pulsní oxymetr MASSIMO, 3/5/12-svodové EKG, NIBP, 2 PCMCIA porty, dokáže nahrávat data na paměťovou kartu pro přenos do počítače a několik dalších funkcí je nutné z důvodu stručnosti popisu ještě pominout. Má zabudované jak elektrody pro dospělé, tak i dětské deskové elektrody. Tento typ defibrilátoru je vybaven FED (Field Emission Display) displejem, který má širší zorný úhel, než jakýkoliv LCD displej a také disponuje velkým množstvím pohodlně přístupných ovládacích prvků a indikátorů. Jednoduchá obsluha a malé rozměry zajišťují snadnější používání a umístění přístroje. Tento model měří na výšku 17.3 cm, 26.2 cm na šířku a je dlouhý 20.8 cm. Hmotnost přístroje je 5.23 kg s multifunkčním kabelem a baterií, váha s pádly je 6.14 kg. Tento přístroj může být napájený buď pomocí olověné baterie, nebo z elektrické nebo palubní sítě. Při napájení olověnými bateriemi je potřeba pět článků těchto baterií, které mají 2V/článek a jsou v přístroji zapojené sériově. Pokud se rozhodneme pro napájení z elektrické sítě, je potřeba zajistit následující parametry: 100 V – 120 V ~ 50-60 Hz nebo 220 V – 240 V ~ 50 Hz a 190VA. Napájení z palubní sítě musí zajistit 12 V – 29 V a výkon 120 W. Bezpečnost pacienta je zajištěna mimo jiné i tím, že všechna zapojení jsou elektricky izolována. Přístroj

odpovídá elektrotechnickým normám a pro jeho provoz je potřeba dodržet provozní teplotu 0 °C – 55 °C.[31]



Obr. 2.19 Defibrilátor ZOLL M-série používaný v ZZS

2.6.6 Ekonomické parametry

Defibrilátor ZOLL M-série je jediný ze zdravotnických přístrojů, který ZZS odepisuje. Tento přístroj se řadí mezi dlouhodobý majetek, jehož cena přesahuje hranici 40 000 Kč a jeho životnost je víc jak jeden rok. Tento přístroj se obměňuje každých 8 let, a to po jeho odepsání, nebo pokud se přístroj porouchá a oprava již není ekonomicky anebo technicky schůdná, aby přístroj znovu plnohodnotně fungoval. Pořizovací cena tohoto přístroje je zhruba 500 000 – 1 500 000 Kč.[10]

3 Odpisy ve zdravotnické záchranné službě

Zdravotnická záchranná služba v Domažlicích je příspěvková organizace, jejímž zřizovatelem je kraj. Příspěvková organizace státu se jinak nazývá státní organizace, kdy organizace je zřízena právnickou osobou pro plnění úkolů ve veřejném zájmu. Její povinností není vytváření zisku a má vlastní právní subjektivitu, na rozdíl od státních podniků a organizačních složek státu. Hlavní činností ZZS je poskytování odborné přednemocniční neodkladné péče (PNP), podle zákona č. 374/2011 Sb., o zdravotnické záchranné službě. Zdravotnická záchranná služba v Plzeňském kraji není plátcem daně.

3.1 Účetní odpisy

Odpisy dlouhodobého majetku můžeme rozdělit na odpisy účetní a daňové. Neodepisují se pozemky, sbírky a movité kulturní památky, finanční majetek a nedokončený hmotný a nehmotný majetek. Odpisováním je postupně snižována hodnota dlouhodobého majetku, je to nevratné snížení této hodnoty a odepisuje se až do výše ocenění v účetnictví. Způsob odpisování si sama určí účetní jednotka podle zařazení předmětu dlouhodobého majetku do tzv. odpisového plánu.[11]

Řídí se § 28 zákona č. 563/1991 Sb., § 56 vyhlášky č. 500/2002 Sb., účetní standard č. 013. Podle odpisového plánu účetní jednotky odepisují dlouhodobý majetek. Účetní jednotka si sama stanovuje předpokládanou dobu použitelnosti dlouhodobého majetku. Tyto odpisy by měly odpovídat skutečnému opotřebení majetku. Hodnota majetku je nejprve účetně oceněna a z této ceny se dále vypočítá účetní odpis, který se odepisuje každý měsíc ze vstupní ceny a účtuje se do nákladů. Účetní odpis vypočítáme, pokud vstupní cenu vydělíme počtem měsíců odpisování. Odepisovat se začíná měsíc po uvedení majetku do provozu. Můžeme je rozdělit na účetní odpisy časové nebo výkonové. Časové vychází z doby použitelnosti majetku, výkonové odpisy jsou odvozeny z množství výkonu, který podnik předpokládá získat prostřednictvím tohoto majetku. Funkcí účetních odpisů je umožnit reálné ocenění majetku a tuto hodnotu přenést do hodnoty produkce. [11]

3.2 Daňové odpisy

Tyto odpisy se řídí podle § 26 až § 33 zákona č. 586/1992 Sb., zákon o daních z příjmů. Majetek musí splňovat všechny podmínky dlouhodobého hmotného majetku, jako je doba použitelnosti delší než jeden rok a vstupní hodnota převyšující 40 000 korun. Doba

odpisování je dána zatříděním hmotného majetku do odpisové skupiny. Na rozdíl od měsíčních účetních odpisů jsou tyto odpisy roční. Podle § 30 zákona č. 586/1992 Sb. existují tzv. odpisové skupiny, sloužící pro zařazení dlouhodobého majetku účetní jednotkou v případě, že si sama nedokáže stanovit časovou hranici použitelnosti daného majetku. Tyto odpisové skupiny určují minimální dobu odpisování - viz. tabulka 3.1. [11]

ODPISOVÉ SKUPINY		
odpisová skupina	doba odpisování	příklad
1	3 roky	kancelářské stroje, počítače
2	5 let	čerpadla, motorová vozidla
3	10 let	turbíny, jeřáby, pece a hořáky
4	20 let	průmyslové komíny
5	30 let	dálnice, silnice, mosty, budovy
6	50 let	hotely, muzea, školy, univerzity

Tabulka 3.1 Odpisové skupiny (převzato z [11])

Účetní jednotka si sama zvolí, zda bude odepisovat lineárně (rovnoměrné odpisování), nebo degenerativně (zrychlené odpisování), podle volby odpisování si vypočítá roční daňový odpis.

3.2.1 Rovnoměrné odpisování

Při tomto způsobu odpisování se odpis prvního roku používání vypočítá jako vstupní cena majetku násobená koeficientem 0,01 a roční odpisovou sazbou pro první rok odpisování. Další rok je to stejné, pouze musíme změnit odpisovou sazbu pro první rok na odpisovou sazbu pro další roky.[11]

Odpisová sazba pro lineární odpisování			
odpisová skupina	OS ₁	OS ₂	ZOS
1	20,00	40,00	33,30
2	11,00	22,25	20,00
3	5,50	10,50	10,00
4	2,15	5,15	5,00
5	1,40	3,40	3,40
6	1,02	2,02	2,00

Tabulka 3.2 Odpisová sazba pro lineární odpisování (převzato z [11])

3.2.2 Zrychlené odpisování

První rok vypočítáme odpis jako vstupní cena majetku děleno koeficientem zrychleného odpisování pro první rok odpisování. Další rok se odpis vypočítá jako zůstatková cena majetku násobená dvěma a dělená koeficientem zrychleného odpisování pro následující rok, od kterého je odečtena hodnota z pořadového roku odpisování minus jedna.[11]

Koeficient zrychleného odpisování			
odpisová skupina	k_1	k_2	k_z
1	3	4	3
2	5	6	5
3	10	11	10
4	20	21	20
5	30	31	30
6	50	51	50

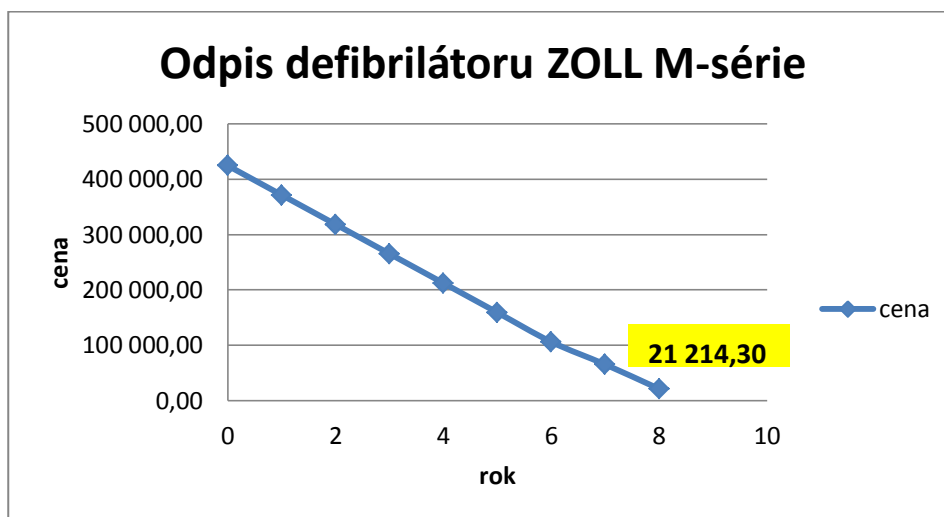
Tabulka 3.3 Koeficient zrychleného odpisování (převzato z [11])

3.2.3 Odpis defibrilátoru ZOLL řady M

Po konzultaci se zaměstnanci ZZS v Domažlicích jsem se dozvěděla, že jediný odepisovaný přístroj je defibrilátor ZOLL řady M, který splňuje všechny požadavky, ostatní přístroje jsou rovnou započítány do nákladů. Účetní jednotka si zvolila dobu použitelnosti 8 let, tedy 96 měsíců, a tento přístroj patří do odpisové skupiny číslo 2, přesněji 26.60.12 Lékařské elektrodiagnostické přístroje. Jeho vstupní cena převyšuje 40 000 Kč. Dříve se odepisovalo do koncové hodnoty přístroje, ale v dnešní době je tomu jinak. Podle nového Českého účetního standardu pro některé vybrané účetní jednotky, které vedou účetnictví podle vyhlášky č. 410/2009 Sb., se stanovuje účetní jednotce, že může při sestavení odpisového plánu zohlednit skutečnosti týkající se okamžiku vyřazení majetku z užívání, stanovením hranice významnosti pro zaúčtování zůstatkové ceny. Pokud účetní jednotka nestanoví jinak, je státem určena hranice významnosti 5 % z původní hodnoty majetku.[10]

ODPIS DLOUHODOBÉHO MAJETKU	
Název	Defibrilátor ZOLL M-série
Skup./Podskup.:	1/30
Typ daňového odpisu	0-neodepisuje se
Typ účetního odpisu	2-rovnomměrný
% zbytkové ceny	5,00%
Datum zařazení	22.1.2007
Doba odpisu	96 měsíců
Cena pořizovací	424 286,10
	vstupní daňová
	424 286,10
Oprávky daňové	0
Roční odpis daňový	0
Zůstatková cena daň.:	424 286,10
Oprávky účetní	321 634,00
Měsíční odpis účetní:	3 394,00
Zůstatková cena účetní:	99 258,10

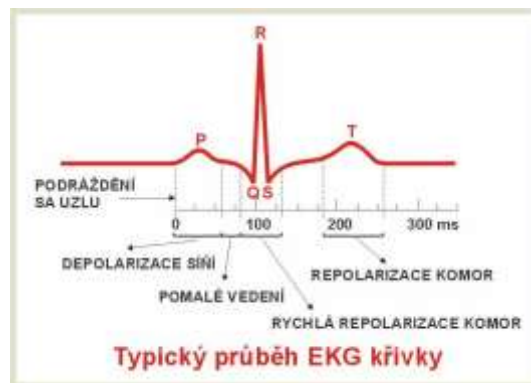
Tabulka 3.4 Informace o odpisovaném defibrilátoru ZOLL M-série



Graf 3.1 Odpis defibrilátoru ZOLL M-série

4 Praktická měření

Pro zhodnocení úrovně obsluhy jednotlivých zdravotnických přístrojů byly provedeny praktické testy na vybraných osobách. Mezi vybranými osobami byla žena a muž stejného věku 23 let, ale s odlišným životním stylem. Dalším měřením byl muž, ve věku 60 let, který trpěl bolestmi na hrudi. Každému byla změřena saturace krve SpO_2 a počet pulsů pomocí pulzního oxymetru, dále byl použit laktátoměr pro změření koncentrace laktátu v krvi a pro zjištění množství glukózy v krvi byl použit glukometr. Na závěr byl vyhotoven záznam elektrokardiogramu pomocí defibrilátoru ZOLL M-série, který je kombinovaný s EKG. Při popisu elektrokardiogramu lékař musí určit srdeční rytmus, stanovit srdeční frekvenci, určuje osu srdeční, měří a popisuje jednotlivé intervaly, kmity a vlny. Z těchto informací potom stanoví EKG diagnózu.[2]



Obr. 4.1 Typický průběh EKG křivky

Na obr. 4.1 je popsán typický průběh EKG křivky, podle které lékař stanovuje diagnózu. Rozlišuje vlny (P,T,U), kmity (Q,R,S) a úseky (PQ, ST). Jako komplex QRS se označují kmity QRS. Dále si musí všimnout velikosti intervalů (PQ,QRS,QT). [2]

Pro srovnání jestli jsou naměřené hodnoty dobrovolníků v pořádku je vložena Tabulka 4.1, která popisuje typické hodnoty pro zdravého člověka.

Hodnoty pulzu člověka		
bradykardie	normální pulz	tachykardie
<60 pulzů/minutu	60-100 pulzů/minutu	>100 pulzů/minutu

Tabulka 4.1 Hodnoty pulzu člověka

Za normální hodnotu laktátu se považuje rozmezí od 0,5-2,2 (mmol/l).

V tabulce 4.2 jsou uvedeny informace o první testované osobě. Touto osobou byla žena ve věku 23 let, která je výborná sportovkyně. Pravidelně dochází na tréninky volejbalu a dříve závodně plavala. Žena je nekuřačka a nebyly u ní zjištěny žádné nemoci, jako například cukrovka nebo problémy se srdcem.

Informace o testovaném člověku	
pohlaví	žena
věk	23 let
fyzická zdatnost	sportovkyně
nemoci	žádné
kuřák/nekuřák	nekuřák

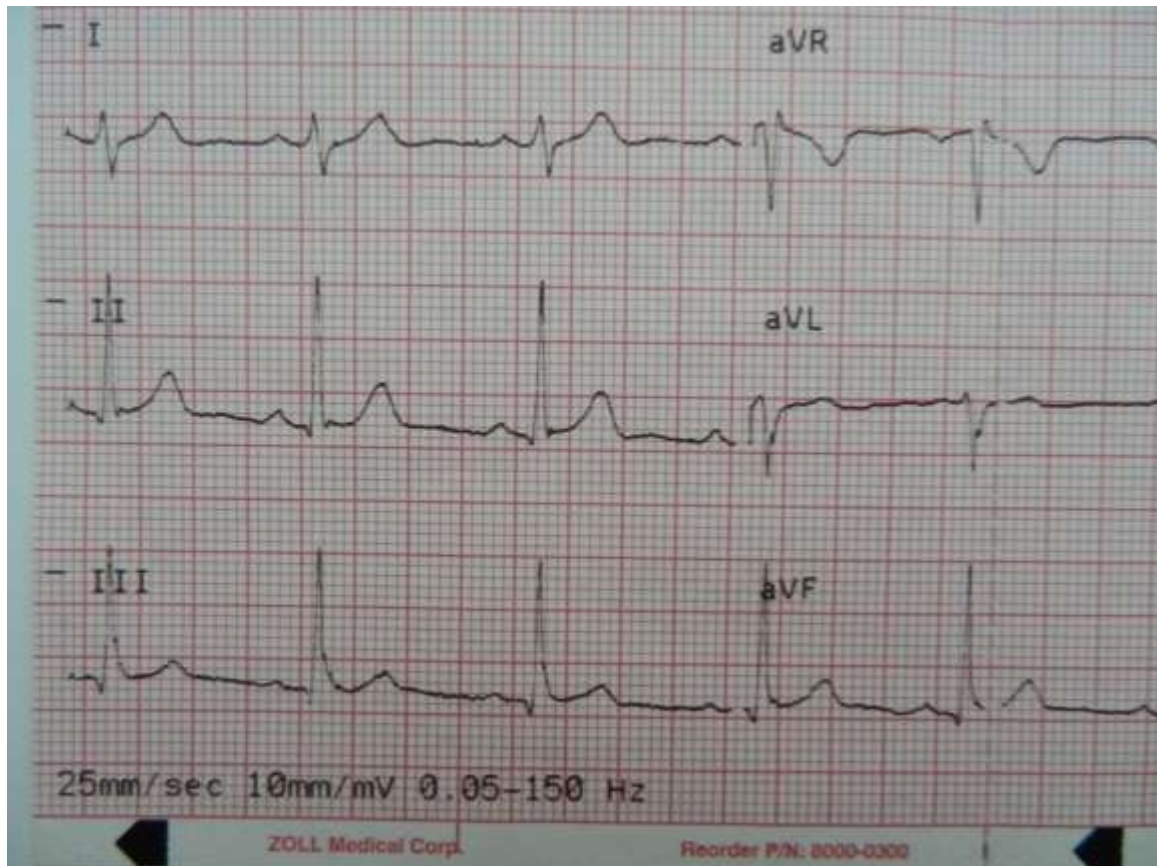
Tabulka 4.2 Informace o testované osobě (ženě)

Jak můžete vidět v následující tabulce 4.3, výsledky testů pro ženu dopadly podle očekávání výborně. Všechny naměřené hodnoty odpovídají fyziologické normě, viz. Tabulka 2.2. Důvodem je správná životospráva a pravidelný pohyb, který je zajištěný tréninky volejbalu.

Tabulka naměřených hodnot	
koncentrace SpO ₂	99%
počet pulzů	70 pulzů
koncentrace laktátu v krvi (mmol/l)	1.64
koncentrace glukózy v krvi (mmol/l)	4.6

Tabulka 4.3 Výsledky měření testované osoby (ženy)

Z předchozí tabulky 4.3 vyplývá, že zdravý životní styl je velmi důležitý, protože tak předcházíme různým onemocněním, jako například infarktu. Je důležité dodržovat pravidelný pitný režim, pravidelně chodit cvičit, konzumovat zdravou stravu a dopřát si dostatek spánku.



Obr. 4.2 Elektrokardiogram testované osoby (ženy)

Jak je patrné ze záznamu elektrokardiografu obr. 4.2, srdeční rytmus ženy je v naprostém pořádku a nebyly zjištěny žádné poruchy srdečního rytmu. Pro srovnání jsem vybrala muže stejného věku, který pravidelně nesportuje. Tento muž má fyzicky náročné zaměstnání, je kuřák a ani u něho nebyla zjištěna žádná závažná onemocnění. V tabulce 4.4 jsou uvedeny základní informace.

Informace o testovaném člověku	
pohlaví	muž
věk	23 let
fyzická zdatnost	fyzicky náročné zaměstnání
nemoci	žádné
kuřák/nekuřák	kuřák

Tabulka 4.4 Informace o testované osobě (muži)

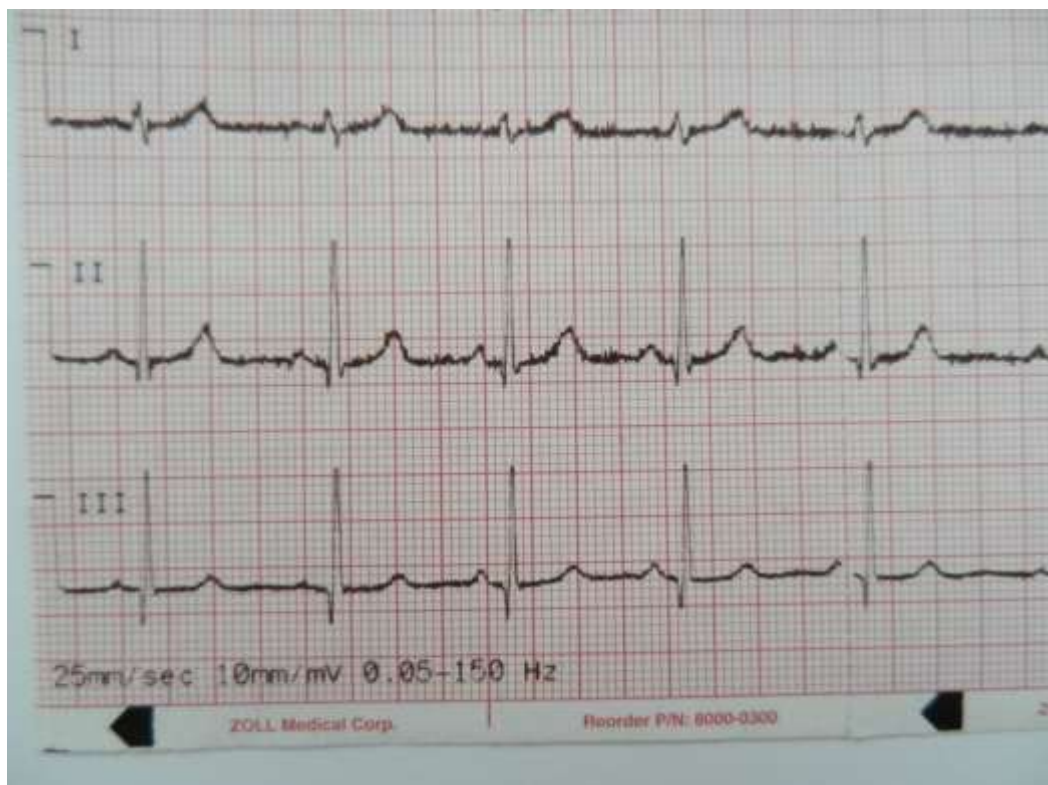
V tabulce 4.5 jsou uvedeny jeho výsledky testů, které dopadly nad očekávání dobře. Důvodem pro tento dobrý výsledek je zřejmě velká fyzická zátěž v zaměstnání, protože neblahý vliv kouření cigaret neměl zatím na výsledek testovacího měření žádný vliv. Pokud

nezmění životní styl, lze do budoucna očekávat zvýšené riziko srdečního onemocnění.

Tabulka naměřených hodnot	
koncentrace SpO ₂	97%
počet pulzů	57 pulzů
koncentrace laktátu v krvi (mmol/l)	1.78
koncentrace glukózy v krvi (mmol/l)	6.2

Tabulka 4.5 Výsledky měření testované osoby (muže)

Na obr. 4.3 je vidět část elektrokardiogramu prokazující, že srdeční rytmus muže je v naprostém pořádku, nebyly prokázány žádné změny, které by svědčily pro onemocnění srdce. Celý záznam elektrokardiogramu je zobrazen na obr. 4 v příloze.



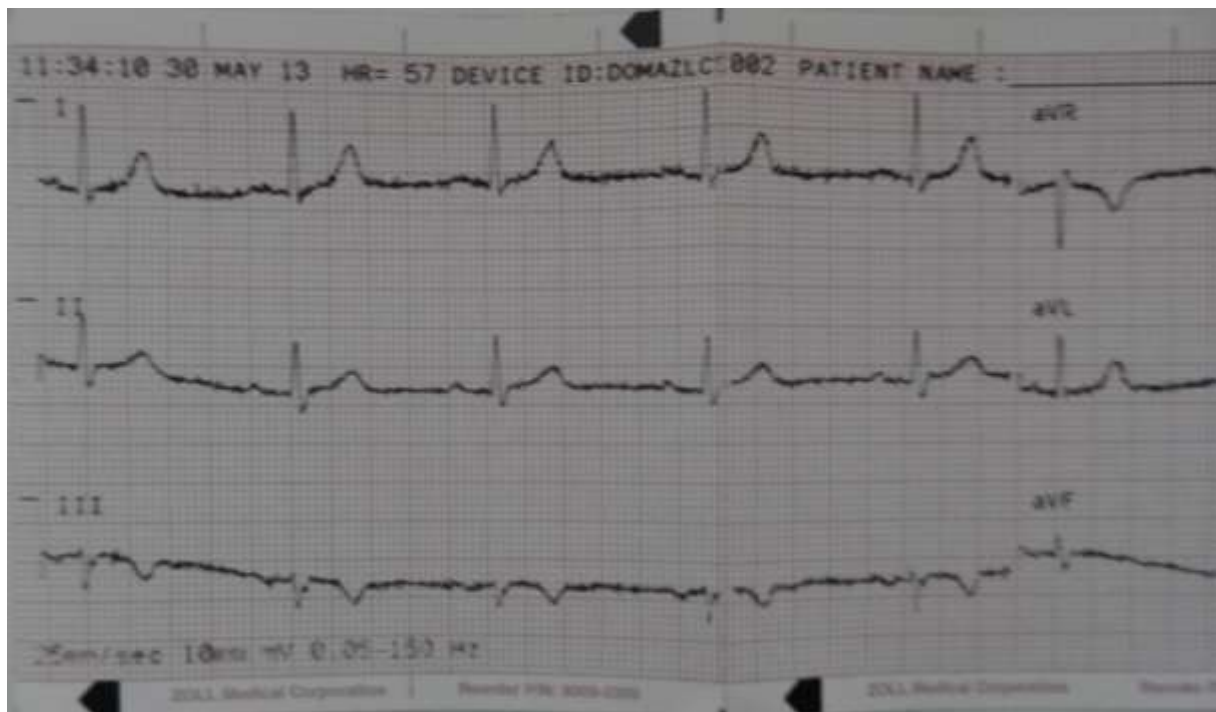
Obr. 4.3 Elektrokardiogram testované osoby (muže-23let)

Při provádění praktických testů jsem měla možnost si vyzkoušet za dohledu zkušeného lékaře, jak se s přístroji pracuje a jak je složitá jejich obsluha. Podle mého názoru obsluha většiny přístrojů není příliš složitá. Defibrilátor s EKG má oproti ostatním zdravotnickým přístrojům o něco složitější obsluhu, ale po odborné konzultaci a vysvětlení, jak se přístrojem pracuje, byla obsluha tohoto přístroje docela jednoduchá.

Další testovanou osobou byl muž ve věku 60 let, který měl bolesti na hrudi. V tabulce 4.6 jsou uvedeny naměřené hodnoty a na obr. 4.4 je zobrazena část elektrokardiogramu, ve kterém jsou patrné změny oproti předchozím záznamům testovaných osob. Přesto, že se jedná o pacienta s bolestmi na hrudi, na elektrokardiogramu nejsou patrné známky, které by svědčily pro akutní infarkt srdečního svalu. Má vyšší hodnotu laktátu a pomalejší akci srdeční- bradykardii, 57 pulzů/minutu. Toto však může být fyziologické, protože se jedná o trénovaného učitele tělesné výchovy.

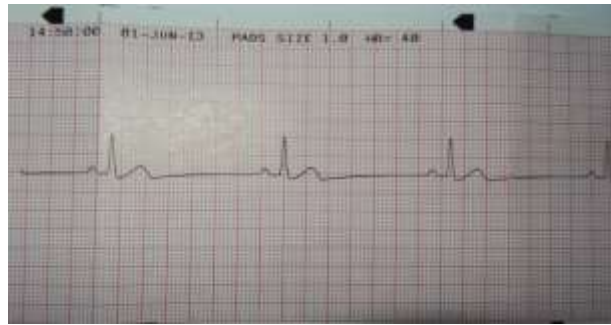
Tabulka naměřených hodnot	
koncentrace SpO ₂	99%
počet pulzů	57
koncentrace laktátu v krvi (mmol/l)	3.2
koncentrace glukózy v krvi (mmol/l)	5.9

Tabulka 4.6 Naměřené hodnoty testované osoby (muž-60let)



Obr. 4.4 Část záznamu elektrokardiogramu testované osoby (muž-60let)

Nyní bych uvedla několik typů elektrokardiogramů, na kterých jsou patrné typické srdeční poruchy spjaté s nesprávnou nebo nerovnoměrnou funkcí srdečního svalu.



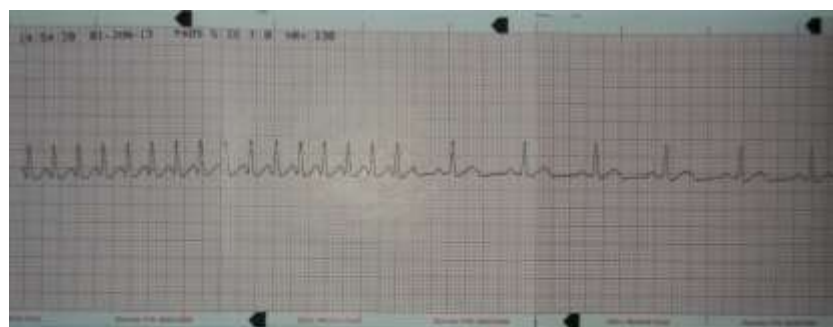
Obr. 4.5 Bradykardie-pomalý srdeční rytmus

Bradykardie je pomalý srdeční rytmus s frekvencí pod 60 stahů/minutu. Může vzniknout v důsledku onemocnění srdce, po některých lécích, při srdečních blokáдах elektrický vzruch se šíří jinak než fyziologicky. Je způsoben i jizvami v tkáni po prodělaném infarktu. U nemocných se projevuje závratí, únavou a dušností.[2,33]

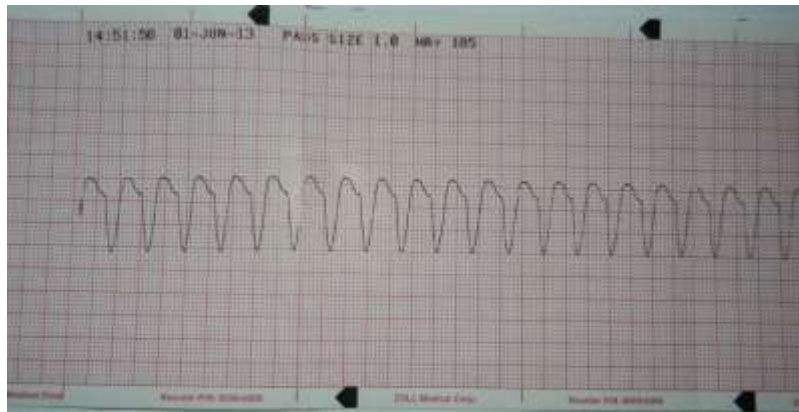


Obr. 4.6 Bradykardie u A-V bloku III. stupně, síně tepou nezávisle na komorách

Tachykardie - zrychlená srdeční činnost, je charakterizována srdečním rytmem s tepovou frekvencí vyšší než 100 tepů/minutu, srdce není schopno zásobovat tkáň okysličenou krví. Projevu je se v srdečních síních - síňová tachykardie nebo v dolních srdečních oddílech - komorová tachykardie, která je závažnější. Příčinou může být vysoký krevní tlak, nedostatečné zásobení srdečního svalu krví při skleróze tepen, onemocnění štítné žlázy, při požití nadměrného množství alkoholu či kávy, při nerovnováze elektrolytu a užívání drog. Projevu je se bušením srdce, závratí, dušností, slabostí, může dojít i k mdlobám. [2,33]

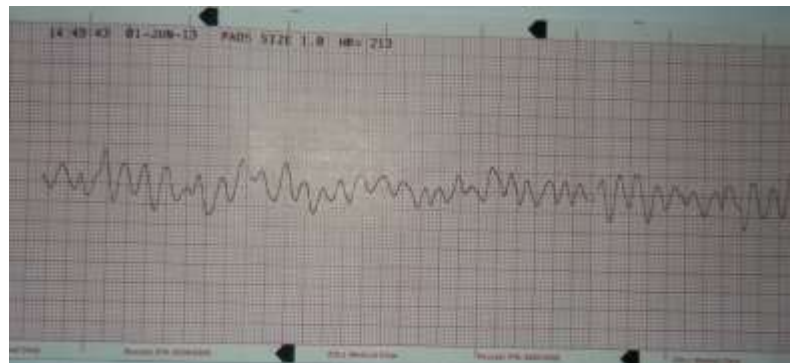


Obr. 4.7 Paroxysmální tachykardie-záchvatovité zrychlení srdeční akce trvající několik vteřin



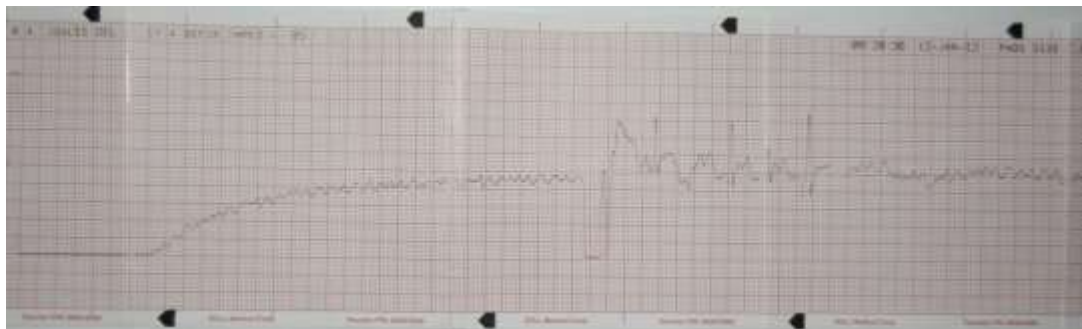
Obr. 4.8 Komorová tachykardie

Fibrilace komor se projevuje nepravidelnými rychlými vlnkami, které mají frekvenci 300-500 tepů/minutu. Musí být léčena okamžitým elektrickým výbojem-defibrilací. Bez této léčby dojde během několika minut ke smrti pacienta. Klinickým projevem fibrilací komor je náhlá zástava oběhu. Pacient je v bezvědomí, není hmatný pulz a zpravidla nedýchá.[2,33]



Obr. 4.9 Fibrilace komor

Na obr. 4.10 je EKG záznam při resuscitaci pacienta s fibrilací komor, kde je patrná defibrilace, přechodné obnovení srdečního rytmu a další fibrilace komor. Neúspěšná resuscitace končí asystolií.



Obr. 4.10 EKG záznam resuscitovaného pacienta s defibrilací

Při asystolii srdce nevykazuje žádnou srdeční aktivitu, na EKG křivce zaznamenáváme rovnou čáru- izoelektrickou linii. Projeví se bezvědomím, nehmatným pulzem, zástavou dýchání. Není-li stav urgentně řešen, dochází ke smrti jedince.[2,33]



Obr. 4.11 Asystolie

5 Závěr

Hlavním cílem bakalářské práce bylo seznámit čtenáře s metodikami a funkcemi jednotlivých přístrojů využívaných ve vozidlech ZZS. V první kapitole byly popsány obecná bloková schémata diagnostických a terapeutických přístrojů. Na základě této kapitoly jsem vybrala typické přístroje nejčastěji využívané ve vozidlech ZZS. Vybrané přístroje byly pulsní oxymetr, laktátoměr, defibrilátor s EKG a glukometr. U každého z těchto zdravotnických přístrojů byl vysvětlen jeho princip, přidána fotografie a blokové schéma, ekonomické parametry a popis konkrétního modelu přístroje.

V rámci bakalářské práce a pro zhodnocení úrovně obsluhy typických modelů zdravotnických přístrojů byly provedeny měření na dobrovolnících. Tyto měření byly provedeny za dohledu zkušeného lékaře, který mi následně vysvětlil, jestli jsou hodnoty a elektrokardiogram dobrovolníků v pořádku. Měření proběhla celkem tři, pro dostatečné zhodnocení výsledků. První testovanou osobou byla žena ve věku 23 let. Pro srovnání byly naměřeny hodnoty dalším osobám, 23-letému muži a muži ve věku 60 let. Výsledky prvních dvou testovaných osob dopadly velmi dobře. U muže ve věku 60 let, byla zjištěna bradykardie a zvýšená hodnota laktátu v krvi. Avšak na elektrokardiogramu nebyly patrné známky, které by svědčily pro akutní infarkt srdečního svalu. Proto byly do práce pro názornost vloženy a popsány elektrokardiogramy z přístroje, který dokáže po zadání kritérií simulovat různé situace srdeční činnosti, které mohou u pacienta nastat.

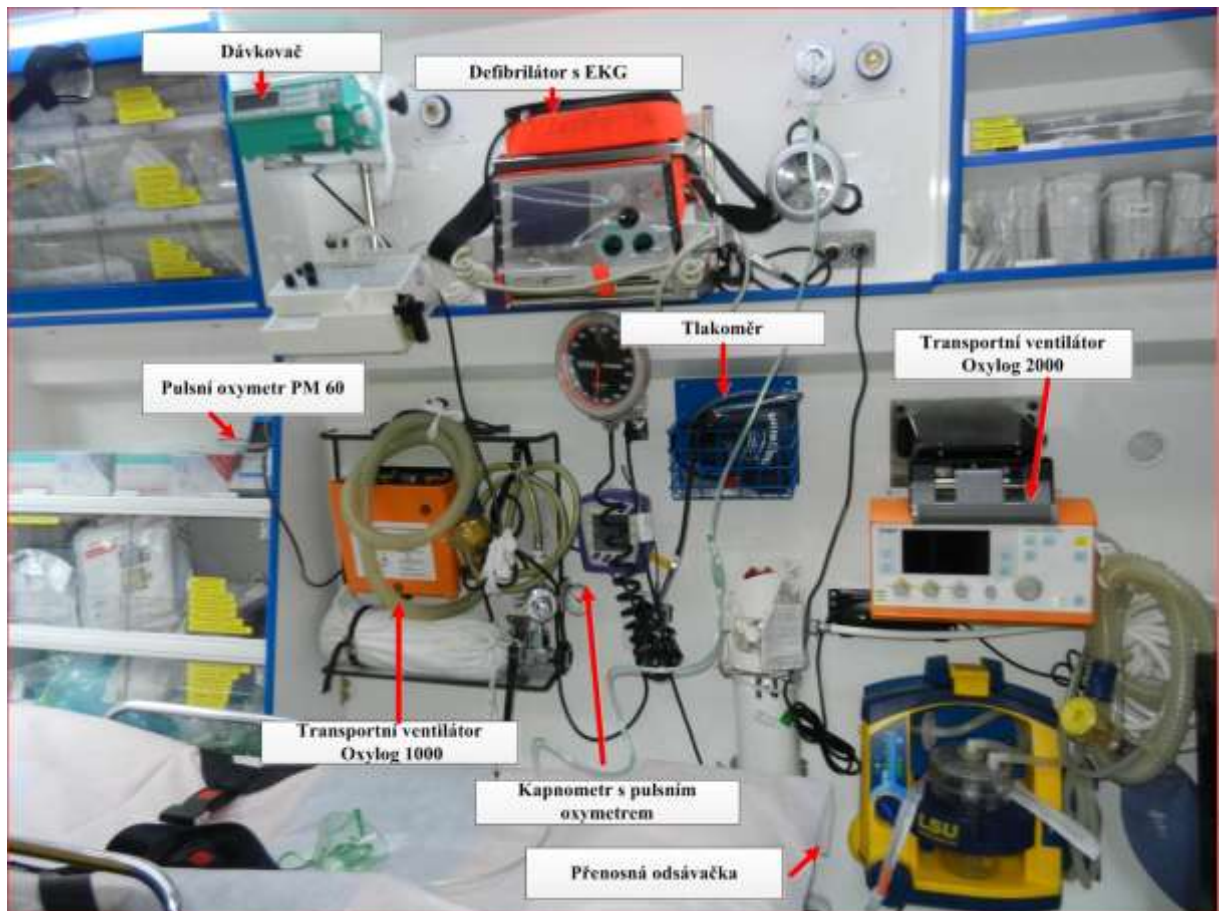
Seznam literatury a informačních zdrojů

- [1] [1] TROJAN, Stanislav a Vojtěch MORNSTEIN. Lékařská fyziologie. Vyd. 2., přeprac. a rozš. Praha: Grada, 1996, 489 s. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-716-9311-1.
- [2] SOVOVÁ, Eliška a Vojtěch MORNSTEIN. EKG pro sestry. Vyd. 2., přeprac. a rozš. Praha: Grada, 2006, 112 s. Sestra. ISBN 80-247-1542-2.
- [3] SLAVÍKOVÁ, Jana a Vojtěch MORNSTEIN. Fyziologie dýchání. Dotisk. Praha: Karolinum, 1997, 112 s. Sestra. ISBN 80-706-6658-7.
- [4] GANONG, William F a Vojtěch MORNSTEIN. Přehled lékařské fyziologie. 20. vyd. Praha: Galén, c2005, xx, 890 s. Sestra. ISBN 80-726-2311-7.
- [5] ROZMAN, Jiří. Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [6] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-902-8961-4
- [7] VALOUCH, Petr a Vojtěch MORNSTEIN. Účetní a daňové odpisy ... 20. vyd. Praha: Grada, 2006-, sv. Účetnictví a daně. ISBN 978-80-247-4114-7.
- [8] HOZMAN, Jiří a Josef CHALOUPKA. Praktika z biomedicínské a klinické techniky 2: terapeutická technika. Vyd. 1. V Praze: České vysoké učení technické, 2008, 118 s. ISBN 978-80-01-04025-6.
- [9] HOZMAN, Jiří, Josef CHALOUPKA a Petr MARŠÁLEK. Praktika z biomedicínské a klinické techniky 3: simulátory fyziologických funkcí a bezpečnost pacienta. Vyd. 1. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2008, 159 s. ISBN 978-80-01-04031-7.
- [10] Finanční zpravodaj. Praha: SEVT, . ISBN 0322-9653.
- [11] NOVÝ, Pavel. Finanční a nákladová informatika: Část 2. KIV-FAV ZČU v Plzni, 2012.
- [12] WEBSTER, John G a John W CLARK. Medical instrumentation: application and design. 4th ed. Hoboken, NJ: John Wiley, c2010, xix, 713 p. ISBN 04-716-7600-4.
- [13] BRONZINO, Joseph D. Biomedical Engineering: Handbook. Volume I. 2 ed. Boca Raton: CRC Press, 2000, Přer. str. ISBN 35-406-6351-7..
- [14] SCHNAPP, L.M a N.H COHEN. Pulse oximetry. Uses and abuses. In: CHEST Journal [online]. 1990 [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: <http://chestjournal.chestpubs.org/content/98/5/1244.full.pdf>
- [15] OSTROVSKY, Gene. Reflectance Pulse Oxymetry from SPO Medical. In: Med gadget [online]. 19.11.2007 [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: http://medgadget.com/archives/2007/11/reflectance_pulse_oxymetry_from_spo_medical.html
- [16] ALWILL MEDICAL,s.r.o. Pulsní oxymetr BCI® Digit®: Návod k obsluze. Ústí nad Labem.
- [17] MANEKO, spol. s.r.o. Laktátoměr The EDGE: Návod k obsluze. Praha.
- [18] ŠILHAVÝ, Pavel. Integrace monitorování životních funkcí do infuzních zařízení. In: Elektrovue [online]. 16.1.2007 [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: <http://www.elektrovue.cz/clanky/07004/index.html>
- [19] BHARADWAJ, Ajay a Pavan SRIKANTH. Streamlining the design of portable medical electronics. In: EETimes europe ANALOG [online]. 1.3.2011 [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: http://www.analog-eetimes.com/en/streamlining-the-design-of-portable-medical-electronics.html?cmp_id=71&news_id=222901674
- [20] HOŠEK, Jiří. GLUKOMETR G-423 (sada). In: Zdravi-cz [online]. 2008 [cit. 2013-

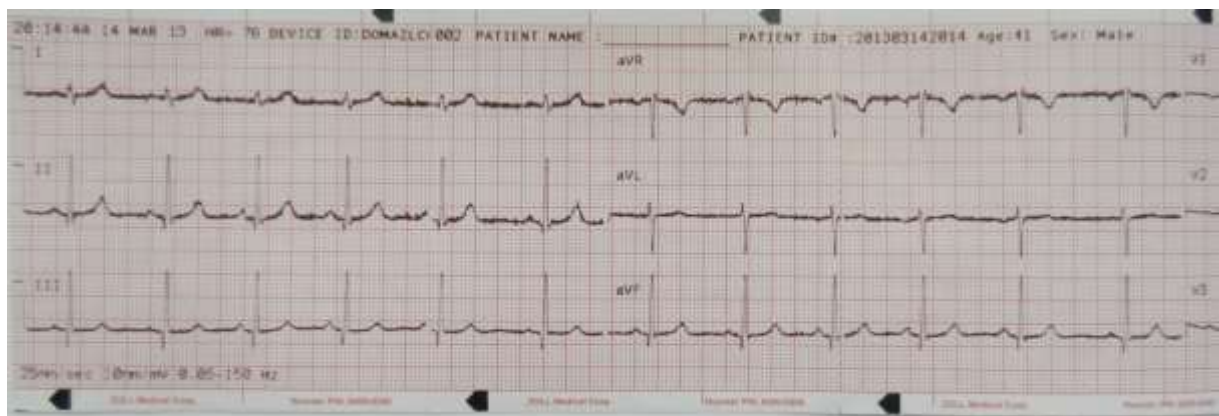
- 06-01]. Dostupné z: <http://compex.zdravi-cz.eu/glukometry-glukomery.php>
- [21] Laktát. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Laktát>
- [22] PHILLIPS, Roger, Geoffery MCGARRAUGH, Franklin A JURIK a Raymond D. UNDERWOOD. Reagents test strip adapted for receiving an unmeasured sample while in use in an apparatus [patent]. 422/404, 6887426. Uděleno 3.5.2005. Dostupné z: <http://www.freepatentsonline.com/6887426.html>
- [23] BALEK, Bronislav. Elektrické biosignály lidského těla měřené ISESem. In: Souhrnný sborník Veletrhu nápadů učitelů fyziky [online]. 2011 [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: <http://vnuf.cz/sbornik/>
- [24] Akční potenciál v srdci. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Akční_potenciál_v_srdci
- [25] HAMAN, Petr. PŘEHLED SVODŮ UŽÍVANÝCH V ĚKG. In: Výukový web EKG [online]. [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/svody.htm>
- [26] VOJTOVÁ, Jitka. Elektrografické vyšetřovací metody. In: Ošetřovatelství [online]. 16. 2. 2012 [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: <http://www.osetrovatelstvi.eu/index.php/component/content/article/13-klinicka-propedeutika/46-elektrograficke-vysetrovaci-metody>
- [27] HeartStart HSI Defibrillators Technical Reference Manual. Seattle, WA: Philips Medical Systems, 22 Oct. 2007. PDF.http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577243/577245/577817/1512001/HS1_Defibrillators_Technical_Reference_Manual.pdf%3fno%3d4362816%26vernum%3d1
- [28] SKOPAL, Ivo. Srovnání 3 typů prvního defibrilačního výboje a citlivostí. In: AED-Automatické Externí Defibrilátory [online]. 2005 [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: <http://www.aed-medi.com/a/srovnani%20typu%20vyboje.php>
- [29] Improving ECG Portability and Accuracy. In: Hearst Electronic Products [online]. 24.3.2010 [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: http://www.electronicproducts.com/Semiconductors/Applications/Improving_ECG_Portability_and_Accuracy.aspx
- [30] BAYER HEALTHCARE,PROMEDICA PRAHA GROUP,a.s. Glukometr CONTOUR TS: Návod k obsluze. Praha. Dostupné z: www.glukobayer.cz.
- [31] OVERSEAS MEDICAL SYSTEM,s.r.o. ZOLL Defibrilátor řady M: Návod k obsluze. Ostrava, 2001.
- [32] Hemoglobin. In: BaileyBio [online]. 19.3.2008 [cit. 2013-06-01]. Dostupné z: <http://www.baileybio.com/plogger/?level=picture&id=490>
- [33] Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-06-03].
- [34] Glukometry. In: [online]. [cit. 2013-06-04]. Dostupné z: www.stafila.cz/files/files/9ba82a146288bb914f5081a06b7bacb5.ppt

Přílohy

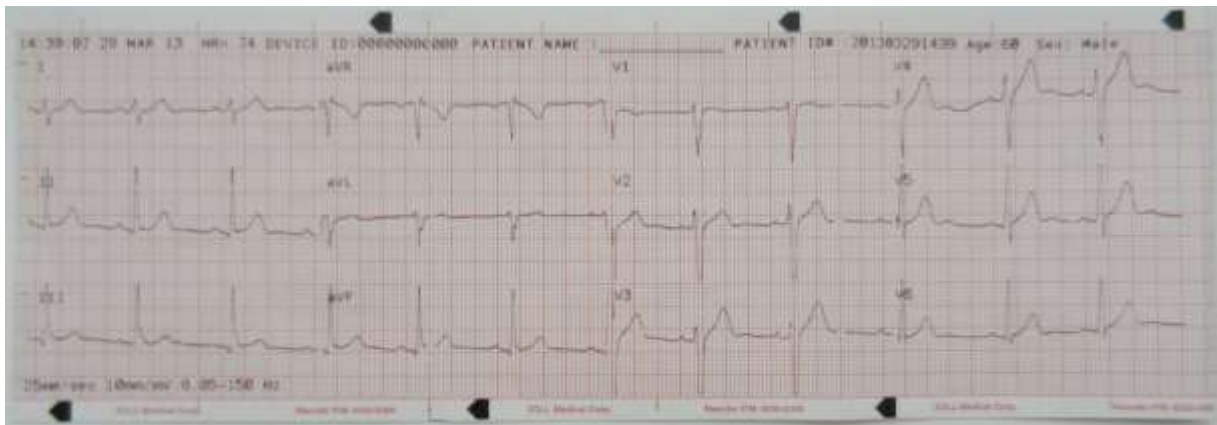
Příloha A - Fotografie interiéru vozidla ZZS



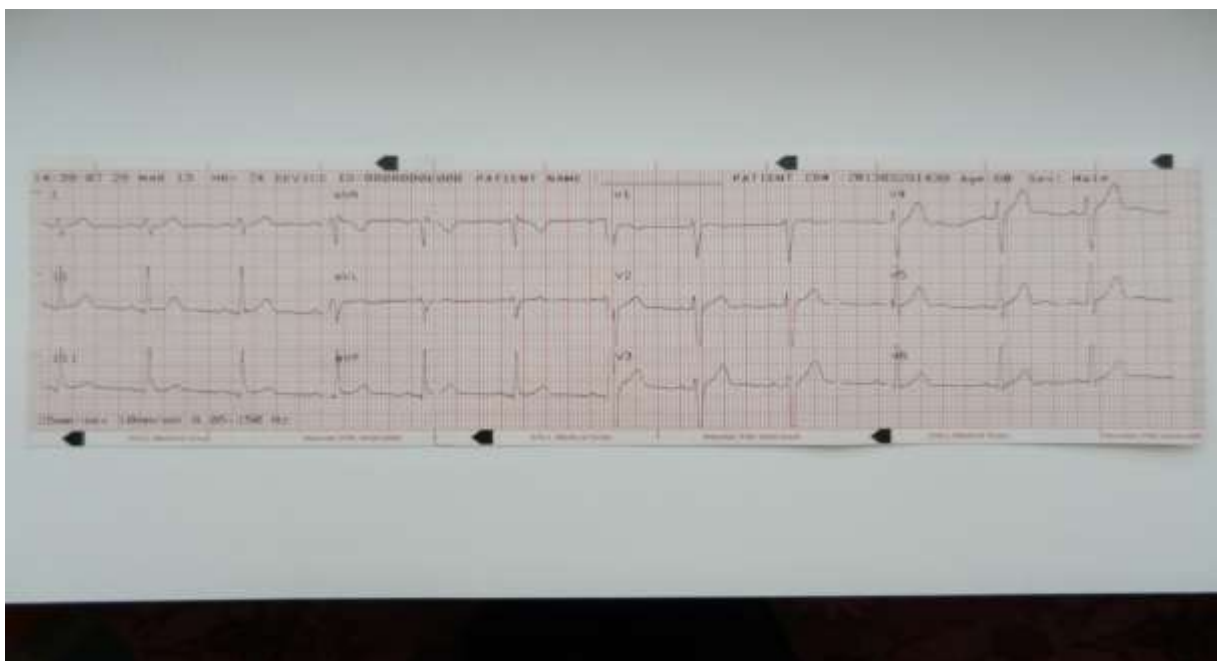
Příloha B - Celý záznam elektrokardiogramu testované osoby (ženy)



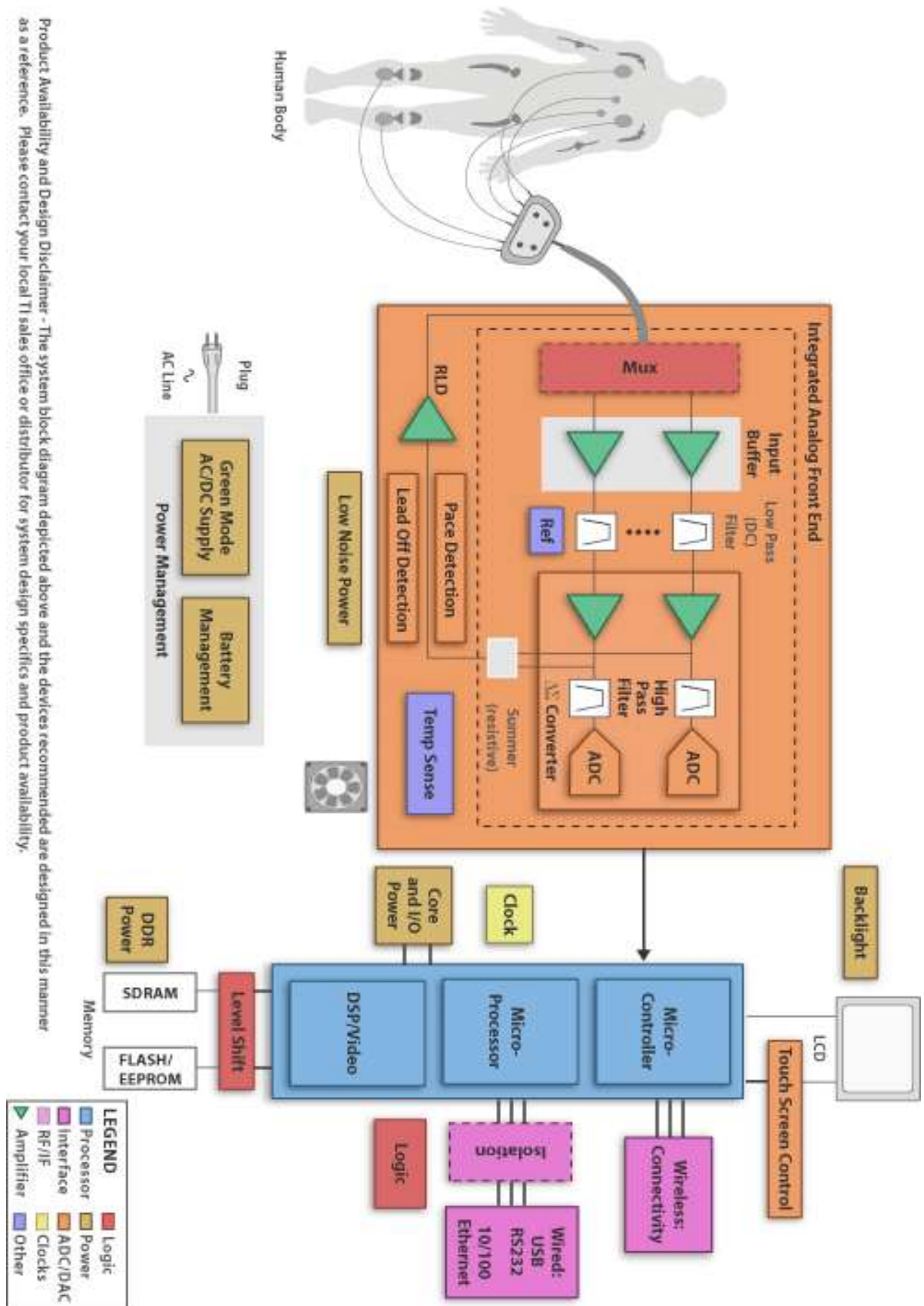
Příloha C - Celý záznam elektrokardiogramu testované osoby(muž- 23let)



Příloha D - Celý záznam elektrokardiogramu testované osoby(muž-60let)



Příloha E - Obecné blokové schéma elektrokardiografu



Příloha F - Slovníček anglických pojmů k příloze E

Slovníček anglických pojmů			
pojem v angličtině	překlad do češtiny	pojem v angličtině	překlad do češtiny
Human Body	lidské tělo	Pace Detection	detekce tempa
Integrated Analog Front End	integrovaný Analog přední části	Lead off Detection	odvaděč detekce
Mux	počítačový systém	ADC	A/D převodník
Input Buffer	vstupní vyrovnávací paměť	Clock	hodiny
Low Pass Filter	filtr dolní propusti	I/O power	vstupní/výstupní výkon
High Pass Filter	filtr horní propusti	Backlight	podsvícení
Amplifier	zesilovač	Touch screen control	ovládání přes dotykovou obrazovku
Processor	procesor	Connectivity	připojení
Interface	rozhraní	Isolation	izolace
Microcontroller	mikrokontrolér	Low noise power	nízký příkon
Converter	konvertor	Microprocessor	mikroprocesor
DSP/Video	digital signal procesor/video	Power Management	správa napájení
Battery Management	bateriové řízení		