



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Využití EKG holteru pro experimenty v
terénu**

**Use of ECG Holter for experiments in the
terrain**

Bakalářská práce

Studijní program:

Biomedicínská a klinická technika

Kladno 2017



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Martin Šaššák

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Martin Šaššák**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Využití EKG holteru pro experimenty v terénu**
Téma anglicky: Use of ECG Holter for experiments in the terrain


Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

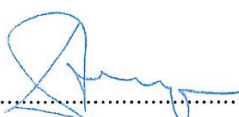
Navrhněte a realizujte experiment pro analýzu možností využití EKG holteru CardioPoint (BTL) v externích podmínkách. Zaznamenejte každou událost ve vztahu ke snímanému objektu a snímanému signálu EKG. Analyzujte vliv pohybových artefaktů na záznam EKG. Pro analýzu dat využijte prostředí MATLAB.

Seznam odborné literatury:

- [1] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [2] Hozman, J., Chaloupka, J., Maršálek, P., Praktika z biomedicínské a klinické techniky 3. Simulátory fyziologických funkcí a bezpečnost pacienta, ed. 1., Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT, 2008, ISBN 978-80-01-04031-7
- [3] Walter Boron, Emile L. Boulpaep, Textbook of Medical Physiology, ed. 2nd, Elsevier, 2009, ISBN 978-1-4160-3115-4

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.
Konzultant:


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Využití EKG holteru pro experimenty v terénu“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně dne 19.5.2017

.....

Martin Šaššák

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval

Ing. Petrovi Kudrnovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky při vypracování a také za vstřícnost při konzultacích. Dále bych rád poděkoval Ing. Marku Čermákovi z firmy BTL za ochotu a spolupráci při řešení problematiky ohledně Softwaru a samotného Holteru. Na závěr bych rád poděkoval Filipu Peřinkovi a Lukáši Vocetkovi za účastnění se experimentální části.

ABSTRAKT

Využití EKG holteru pro experimenty v terénu

Hlavním záměrem této bakalářské práce bylo navrhnout experimenty v terénu v nestandardních podmínkách. Cílem experimentů bylo zjistit, do jaké míry je schopný BTL-08 Holter měřit a obstát nestandardní podmínky jako je vysoká vlhkost a teplota či naopak teploty pod bodem mrazu. V souvislosti s měřením v chladných teplotách se nabízí i otázka, zdali by bylo možné využít přístroj pro experimenty v horách v lavinovém sněhu?

Další část práce se zabývala testováním EKG holteru při fyzické zátěži a analýzou vlivu pohybových artefaktů na záznam EKG. Výsledky měření byly zpracovány softwarem BTL Cardiopoint dodaným firmou BTL.

Poslední část práce se zaměřila na export dat do prostředí MATLAB.

Klíčová slova

EKG, Holterovské monitorování, EKG holter, experiment, externí podmínky

ABSTRACT

Use of ECG holter for experiments in the terrain

Main goal of this bachelor thesis is to design experiments in the terrain for ECG Holter monitor in non-standard conditions. The main purpose was to find out, how accurate and durable BTL-08 Holter monitor is in conditions such as high temperature and humidity or on the other hand temperatures simulating freezing weather in winter. Therefore we can consider if the device is suitable for collecting ECG data in winter experiments simulating human covering by avalanche snow

Keywords

ECG, ECG Holter, experiment, terrain, extreme conditions

Obsah

| | |
|---|-----------|
| Seznam symbolů a zkratk..... | 13 |
| 1 Úvod | 14 |
| 2 Teoretický základ..... | 15 |
| 2.1 Holterovská monitorace | 15 |
| 2.2 Svody EKG | 15 |
| 3 Přehled současného stavu..... | 18 |
| 3.1 EKG Holtery na Evropském trhu | 18 |
| 4 Cíle práce | 20 |
| 5 Použité přístroje a vybavení | 21 |
| 5.1 Popis zařízení BTL-08 Holteru | 21 |
| 5.2 Obslužný software BTL Cardiopoint | 23 |
| 5.3 EKG simulátor..... | 23 |
| 5.4 Kalibrační měřidlo – osciloskop | 24 |
| 5.5 Teploměr s vlhkoměrem..... | 24 |
| 6 Metody | 25 |
| 6.1 Experiment 1 – test s EKG simulátorem | 25 |
| 6.2 Experiment 2 - zátěžový test | 26 |
| 7 Výsledky..... | 30 |
| 7.1 Experiment 1 – test s EKG simulátorem | 30 |
| 7.2 Experiment 2 - zátěžový test | 34 |
| 8 Diskuse | 36 |
| 8.1 Experiment 1 – test s EKG simulátorem | 36 |
| 8.2 Experiment 2 - zátěžový test | 36 |
| 9 Závěr | 38 |
| Seznam použité literatury | 39 |
| Přílohy..... | 40 |
| Obsah přiloženého DVD..... | 40 |

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

| Symbol | Jednotka | Význam |
|-----------|----------|---------------------------|
| t | °C | Teplota |
| φ | % | Relativní vlhkost vzduchu |
| p | atm | Atmosférický tlak vzduchu |

Seznam zkratek

| Zkratka | Význam |
|---------------|---|
| EKG | Elektrokardiogram |
| Bpm | Beats per minute |
| HRV | Heart rate variability – Variabilita tepové frekvence |
| VES unif.. | Unifokální (monotropní) ventrikulární extrasystola |
| VES mult. | Multifokální (polytropní) ventrikulární extrasystola |
| Náhr. V. ryt. | Ventrikulární rytmus |
| Bigemin. | Bigeminie |
| R bez T | R na T fenomén (extrasystola) |
| V. on. dem. | Ventricular demand pacemaker |

1 Úvod

Elektrokardiografie (EKG) představuje jednu ze základních vyšetřovacích kardiologických metod. Většinou se jedná o neinvazivní vyšetření, které probíhá pomocí elektrod, umístěných na kůži pacienta. Úkolem elektrokardiografie je zachycení elektrické srdeční aktivity naměřené rozdílem napětí, která jsou projevem šíření akčních potenciálů v myokardu. Časový záznam EKG křivek se nazývá elektrokardiogram. Elektrická aktivita srdce vyvolává jeho mechanickou aktivitu, a proto se EKG používá k hodnocení činnosti srdce a diagnostikování případných srdečních chorob. Nicméně, některé patologie bývají nepravidelné, a tudíž v rámci vyšetření srdce je nelze snadno odhalit.

Pak je nutné nasadit dlouhodobou EKG monitoraci pomocí Holterova monitoru. Tato metoda se používá při vyšetření pacientů např. s podezřením na arytmií či krátkodobé stavy bezvědomí nebo točení hlavy bez jasné příčiny. Dalším cílem této metody je zachytit vynechávání či blokády srdce. Rovněž lze posoudit i známky nedokrvení srdečního svalu. [7,9,10]

EKG holter lze mimo diagnostiku srdečních onemocnění využít i pro výzkumné aplikace či testy fyzické zátěže, kdy je použit spolu s klasickým diagnostickým EKG. Při testování sportovců se zaměřuje např. na zkoumání variability tepové frekvence. Ta totiž není stálá a mění se v důsledku působení různých faktorů mimo jiné také při fyzické zátěži. Záměrem této metody je zefektivnění tréninku a regenerace sportovce. [7]

Motivace k řešení této práce vznikla v rámci výzkumných aktivit FBMI, kdy byly např. realizovány experimenty v lavinovém sněhu. Tím vznikla potřeba sledovat probandy v externím prostředí a měřit vitální funkce v nestandardních chladných podmínkách, kdy okolní teploty a vlhkost nesplňovaly technické parametry použitých přístrojů. Zde se tedy nabízí otázka, zda by bylo možné využít EKG holter pro měření vitálních funkcí v lavinovém sněhu. Proto je hlavním cílem práce navrhnout experimenty v terénu, které by ověřily správnou funkčnost zařízení v extrémních podmínkách. Dále analyzovat a porovnat výsledky z navržených experimentů a vyvodit závěr, jestli by byl BTL-08 Holter na takové experimenty vhodný. Další z cílů práce je analyzovat pohybové artefakty při fyzické zátěži.

2 Teoretický základ

2.1 Holterovská monitorace

Dlouhodobý EKG záznam bývá označován jako ambulantní monitorování EKG nebo také jako tzv. Holterovské měření pojmenované podle vynálezce této metody, kterým byl Norman Holter v roce 1949. Metoda snímá EKG z pacienta po dobu až 72 hodin pomocí samolepících snímacích elektrod. Standardně se používá bipolární zapojení pro svody I, II a III, popřípadě pro podrobnější záznam se aplikuje 12 svodové zapojení. [1,2]

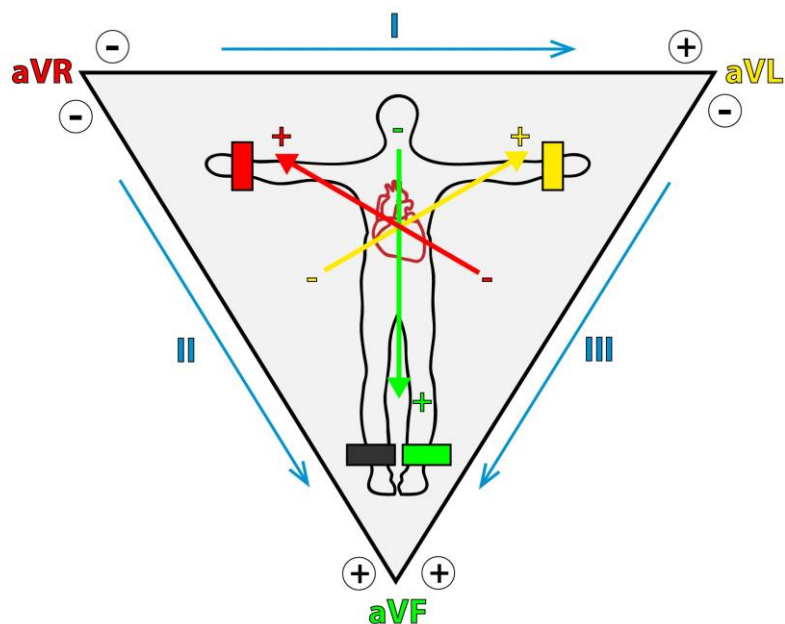
Při monitorování EKG holterovským záznamníkem nehrozí pacientovi téměř žádné zdravotní a bezpečnostní riziko, jelikož je zařízení napájeno většinou dvěma bateriemi typu AAA. Rovněž tak není přítomno zdravotní riziko pro pacienty s kardiostimulátorem. Při vyšetření by se však pacient neměl koupat ani sprchovat a pro osobní hygienu smí používat pouze vlhké žínky. [3,4]

Hlavní výhodou Holterovského systému při vyšetření je jeho kompaktnost. Zařízení je u pacienta umístěno kolem pasu či zavěšené na krku. Na druhou stranu disponuje jistými technickými omezeními, jako jsou kabely připojené na elektrody. Pokud má pacient 12 svodové zapojení, pocítí jisté omezení v pohybu. Dále je zde větší pravděpodobnost, že při menší zátěži či v nepřírozané poloze se kabely snadno odpojí.

2.2 Svody EKG

Bipolární svody

Bipolární svody měří rozdíly potenciálů mezi dvěma elektrodami. Končetinové svody jsou uspořádány do trojúhelníku se srdcem uprostřed. Svody mají danou polaritu a pokud se akční potenciál šíří směrem ke kladné elektrodě, tak se na EKG objeví kladná křivka. Končetinové svody jsou označeny římskými číslicemi (I, II, III) a barevně označeny, aby se předešlo chybnému záznamu EKG kvůli chybnému zapojení. Dle Evropské normy IEC je jednotlivým končetinám pevně přiřazena odpovídající barva elektrody (viz obrázek 2.1). [7,8]



Obr.2.1: Zapojení bipolárních končetinových svodů [13]

- Pravá ruka = červená
- Levá ruka = žlutá
- Levá noha = zelená
- Pravá noha = černá (uzemnění)

Unipolární svody

Unipolární svody zajišťují potenciály z jednoho místa (diferentní elektroda) vůči jinému místu (indiferentní elektroda). Tyto svody představují zbývajících 9 záznamů 12 svodového EKG. Diferentní elektroda (+) se umístí na povrchu těla (jedná se o tři místa na končetinách shodná se standardními svody a 6 hrudních elektrod).

Na negativní vstup (-) se přivede nulové napětí. Na povrchu těla však místo s trvale nulovým napětím neexistuje. Tři končetinové svody tvoří uzavřený kruh a podle Kirchhoffova zákona je součet všech proudů, které protékají takovým okruhem roven nule.

Wilson toho využil a spojil všechny tři končetinové svody do jednoho bodu a vytvořil tzv. centrální svorku. Ta odpovídá elektrickému středu srdce a má nulové napětí. Aby vyloučil vliv rozdílného kožního odporu, který může být zdrojem falešného signálu, zvětšil odpor elektrod. Při Wilsonově unipolárním zapojení se tedy srovnává napětí na končetinové elektrodě proti napětí na centrální svorce. Osa svodu, na které se napětí měří, směřuje ze středu srdce k příslušné končetině. Zapojením se získá bohužel jen 58 % hodnoty napětí ve srovnání s bipolárním zapojením. Wilsonovo unipolární zapojení modifikoval Goldberger. Ten odpojil od centrální svorky vždy končetinu

zapojenou současně na měřící elektrodu a z obou dalších končetin odpojil vložený odpor. Jeho centrální svorka již nemá nulové napětí a je posunuta z elektrického středu srdce mezi obě spojené končetiny. Unipolární svody takto vzniklé mají napěťový zisk 87 %. Proto se nazývají zesílené neboli augmentované. Nejdůležitějšími unipolární svody jsou hrudní svody. Jsou, jak již bylo řečeno, unipolární a napětí se na nich snímá proti Wilsonově centrální svorce. Kromě uvedených 12 konvenčních svodů běžně používaných se za některých situací užívají další zapojení v podobě 7 svodů. [7,8]

3 Přehled současného stavu

S cílem využít přístroj v pilotním měření v terénu jako např. v horách při simulaci zasypání v lavině se nám pro tuto práci naskytuje otázka, jestli by okolní teplota měla vliv jak na snímání dat, tak na samotný chod přístroje a výdrž baterií.

Jelikož v minulosti byly již experimenty ve sněhu prováděny s jinými přístroji, bude snahou této práce aplikovat BTL Holter do takových podmínek a prostředí. Právě v minulých měřeních se ukázalo, že přístroje selhávaly, protože byly umístěny např. ve stanu a poté skrze kabely propojeny s dobrovolníkem. Příkladem je monitor Datex Ohmeda, u kterého jsou podmínky pro provoz stanoveny pouze v pokojových a vyhřívaných místnostech, nikoli však v chladném terénu. Zde se nabízí řešení, že pokud by se použil BTL-08 Holter, byl by u probanda přímo na těle kolem pasu a teplotní výkyvy by se tím pádem velmi zmírnily. Výsledkem práce by mělo být nejen shrnutí spolehlivosti přístroje, ale také kvalita nasbíraných dat a vliv pohybových artefaktů. Dále aby bylo možné pokračovat v takových experimentech, případně je i rozšířit, je sledování aktivity srdce žádoucí.

3.1 EKG Holtery na Evropském trhu

Dosavadní nabídka holterů na trhu v rámci EU je rozmanitá. Jak je uvedeno v tabulce 1, vybral jsem několik příkladů holterů od známých výrobců. V současné době se výrobci především snaží zaměřit na kompaktnost zařízení a nízkou váhu, aby byl pacient minimálně omezen během jeho denní aktivity.

Hodnoty v tabulce splňují technické parametry holterů, které se řídí dle Normy ČSN EN 60601-2-47. Norma se zabývá zvláštními požadavky na bezpečnost a základní vlastnosti ambulantních elektrokardiografických systémů (holterovské systémy). Norma dále definuje ochranu krytím tzv. stupeň krytí IP. V tabulce 1 jsou některé holtery dle výrobce odolné vůči vodě, nicméně do jaké míry výrobci dále neuvádějí. Citovaná Norma totiž definuje, že IP kód musí být definován v případě, že máme zařízení vyšší než IP20

Jelikož holtery v návodu nemají definován stupeň krytí IP, vyplývá nám z toho, že nemáme žádné speciální požadavky na krytí a bude pravděpodobně IP20, maximálně IP 22.

Tabulka 1: Přehled modelů Holterů na trhu

| Výrobce | Model | Provozní teplota (°C) | Vlhkost (%) | Voděodolnost | Váha (g) | Svody |
|----------|-------------|-----------------------|-------------|--------------|----------|--------|
| Phillips | DigiTrak XT | 0 - 45 | 10 - 95 | Ano | 62,4 | 5 |
| Braemar | DL1200 | 0 - 45 | 10 - 95 | Ano | 112 | 5/7/12 |
| Schiller | FD12plus | 0 - 45 | 10 - 95 | Ano | 165 | 3/12 |
| Mortara | 12+ | 0 - 45 | 10 - 95 | ne | 125 | 12 |
| Mortara | 3+ | 0 - 45 | 10 - 95 | ne | 28 | 3 |
| BTL | 800 | 10 - 45 | 10 - 95 | ne | 138 | 3/7/12 |

Žádný z výrobců holterů však dále neuvádí technické parametry, které by mohly pomoci zařízení déle obstát v nestandardních podmínkách jako např. nízké teploty pod bodem mrazu, v extrémním terénu s vysokou vlhkostí apod. Dle manuálů není také jasné, zda je možné přístroj využít při fyzický náročnější aktivitě zátěži jako například pomůcka pro sportovce. Můžeme si také klást otázku, zda mohou EKG holtery najít uplatnění při extrémních zátěžových experimentech nebo například v rámci jiných věd jako je třeba kosmonautika, kde musí čelit jistému přetížení.

4 Cíle práce

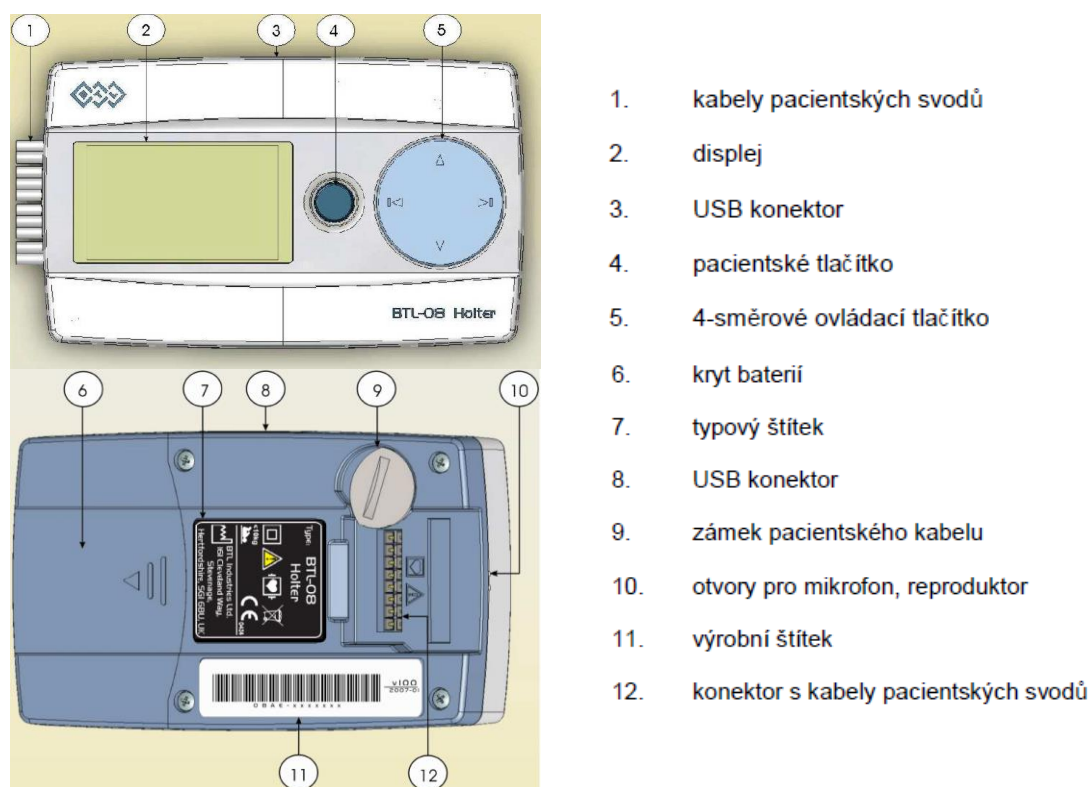
Cíle práce vychází z přehledu současného stavu a vymezuje zadání Bakalářské práce

- Analyzovat optimální podmínky pro následující experimenty
- Navrhnout a realizovat vhodné experimenty v nestandardních podmínkách a zaznamenat fyziologické a patofyziologické EKG pomocí EKG simulátoru
- Zjistit stabilitu provozu při externích experimentech a otestovat jejich vliv na samotné měření (chlad, vlhkost atd.) – simulátor
- Otestovat Holter BTL-08 při fyzické zátěži v rámci 5 km běžeckého závodu
- Otestovat Holter BTL-08 při Extrémním zatížení na probandovi
- Otestovat software BTL Cardiopoint
- Provést analýzu nahraných dat a zajistit export do prostředí MATLAB
- Analyzovat vliv exogenních artefaktů

5 Použité přístroje a vybavení

5.1 Popis zařízení BTL-08 Holteru

BTL-08 Holter se skládá z patientského záznamníku a patientských kabelů včetně samolepících elektrod. Tyto elektrody jsou zapojeny na pacientův hrudník a vedou do samotného holteru, který je připevněn v ochranném pouzdře kolem pasu pacienta. Výhodou zařízení je právě v jeho kompaktnosti, které nijak zásadně neomezuje pacienta během jeho denní aktivity. Holter je napájen dvěma tužkovými akumulátorovými 1,5 V bateriemi. Činnost zařízení není při monitorování nijak přerušena. Záznam je ukončen na konci měření vytažením baterií ze zadní části krytu. Zařízení disponuje i připojením k bluetooth a je kompatibilní s microUSB rozhraním. Informace jsou ukládány do paměťové karty typu SD. Přenos dat je možný třemi způsoby: cestou USB spojení s počítačem, bezdrátovým připojením či přednastavenou SD kartou. Další výhodou BTL-08 Holteru je vybavení mikrofonom pro záznam hlasu, kdykoliv je stlačeno patientské tlačítko. Tato možnost nahrazuje nutnost vyplňování patientského diáře v průběhu záznamu. [1,5,6]



Obr. 5.1: Schéma vrchního a zadního panelu přístroje [11]

V níže uvedené tabulce č.2 můžeme vidět hodnoty technických parametrů BTL-08 holteru, které budu v rámci experimentů překračovat. Jedná se především o provozní podmínky, jako jsou teplota a vlhkost.

Tabulka č.2: Technické parametry BTL-08 Holteru [11]

| | |
|---|--|
| Typ: | BTL-08 Holter |
| Displej: | grafický |
| rozlišení: | 128x64, úhlopříčka 5.2 cm/2" |
| Kryt: | materiál ABS a PC |
| Klávesnice: | mikrospínače |
| Max. hmotnost přístroje vč. baterií: | 138 g ± 10 % |
| Rozměry (d x š x v) v mm: | 102 x 62 x 24 mm |
| EKG záznam | |
| Počet svodů: | 3/7/12 (dle nastavení a umístění elektrod) |
| Počet elektrod: | 5/10 |
| Zaznamenávané svody: | 3 svody: mV1, mV3, mV5 7 svodů: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1 |
| | 12 svodů: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6 |
| Délka záznamu: | 200 - 900 MB @ 24h (záleží na signálu a počtu svodů) |
| Vzorkovací frekvence: | 2000 / 500 Hz (adaptivní) |
| Kontrola odpadlých svodů: | ano, jednotlivé svody |
| Detekce kardiostimulátoru: | ± 2 – 200 mV / 0.1 – 2 ms |
| Baterie: | |
| Typ: | alkalické, lithiové nebo NiMH |
| Velikost: | 2x AA (IEC LR-03) |
| Doporučená kapacita: | 2100 mAh |
| Nabíječka akumulátorů: | externí |
| Nabíjecí doba: | 5 hod. |
| Indikace vybití baterií: | zvukovým signálem a graficky na displeji přístroje |
| Vnitřní chemické zdroje energie: | |
| Lithiová baterie | typ CR1220, 3V, očekávaná životnost 5 let |
| USB | |
| Standard: | USB specifikace 2.0, full-speed |
| Konektor: | USB Mini-B |
| Rychlost přenosu: | 576 kbit/s |
| Paměťové médium | |
| | SD karta (Secure-Digital) |
| Podporovaná kapacita: | 256 MB - 2 GB |
| Provozní podmínky: | |
| teplota: | + 10 °C to + 45 °C |
| relativní vlhkost: | 10 % až 95 % bez kondenzace |
| atmosférický tlak: | 700 hPa až 1060 hPa |
| pracovní poloha: | libovolná |
| typ provozu: | trvalý |
| Přepavní a skladovací podmínky | |
| teplota: | - 10 °C až + 55 °C |
| relativní vlhkost: | 5 % až 85 % |
| atmosférický tlak: | 650 hPa až 1100 hPa |
| poloha: | libovolná |
| max. doba skladování: | 1 rok |
| další podmínky: | přeprava pouze v dodaném obalu |

5.2 Obslužný software BTL Cardiopoint

Součástí balení je také vyhodnocovací stanice na PC s archivačním a vyhodnocovacím softwarem BTL-08 MEW. Tento program zaznamená a uloží libovolný počet EKG záznamů až ze 12 svodů. Výhodou programu je jeho jednoduché a přehledné ovládání, které pomáhá k orientaci lékaře. Pro rychlou orientaci při hodnocení nabízí tabulku extrémních událostí, patientský deník a tabulky arytmií s časovým rozvojem v závislosti na činnosti pacienta. Dále vyniká širokou škálou funkcí vhodné pro specialisty. BTL-08 MEW umožňuje podrobnou analýzu, diagnostiku, a i samotný tisk EKG záznamu. Zvládne vizuální porovnání a rozměření dvou záznamů jednoho pacienta a porovnat vybrané dílčí QRS komplexy. Program dále umožňuje zpracovat nejen signál, ale i morfologii stahů do templátů a jejich podskupin. Vytváří tak strom templátů, čímž velmi usnadňuje diagnostiku arytmií. Samozřejmostí jsou i grafy a histogramy jednotlivých událostí či monitorovaných veličin. [5]

5.3 EKG simulátor

Srdeční aktivita byla nahrazena EKG simulátorem od společnosti LHL s.r.o (Ústí nad Labem, Česká republika), který je vyobrazen na obrázku 5.2. EKG simulátor je schopný simulovat mimo tepové frekvence i různé patofyziologie.



Obr.5.2: EKG simulátor

5.4 Kalibrační měřidlo – osciloskop

Před samotným měřením bylo třeba ověřit přesnost signálu generovaného simulátorem, a to pomocí kalibrovaného měřidla. Pro ověření jsem použil osciloskop typu Agilent Technologies (USA), model DSO6014A.



Obr.5.3: Referenční měřidlo - Osciloskop

5.5 Teploměr s vlhkoměrem

Teplotu a vlhkost jsem měřil digitálním teploměrem s vlhkoměrem typu NT-312 od společnosti Proskit, který můžeme vidět na obrázku 5.4. Výhodou je externí čidlo, kterým je možné měřit teplotu i vlhkost v extrémnějších podmínkách, aniž by byl jimi přístroj zásadně ovlivněn. Teploměr je schopný měřit teplotu v rozsahu -50°C až $+70^{\circ}\text{C}$. Zařízení měří s přesností $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ při měření teploty a $\pm 1\%$ při měření vlhkosti.



Obr.5.4: Digitální teploměr s vlhkoměrem a externím čidlem

6 Metody

Experimentální část této bakalářské práce vychází z výše uvedených cílů a přehledu současného stavu. Měření jsem rozdělil na dvě hlavní části tedy na experiment č.1 s EKG simulátorem a na experiment č.2 s fyzickou zátěží. Druhá metoda spočívala v testování plynulosti a spolehlivosti BTL-08 Holteru během fyzické zátěže na probandovi.

6.1 Experiment 1 – test s EKG simulátorem

První metodou bylo testování stability provozu v nestandardních podmínkách, které byly mimo psané technické parametry BTL-08 holteru. V rámci této části bylo třeba zaznamenat řadu měření, a to pro bipolární a 12 svodové zapojení. Jako externí podmínky jsem zvolil 4 hlavní simulace, a to za normální pokojové teploty, dále chladničku, mrazící box a na závěr prostory krytého bazénu, které simulovaly teplé a vlhké počasí. Hodnoty jsou orientačně zaznamenány do tabulky č.3. Okolní tlak se uvažuje jako 1 atmosféra (1atm)

Tabulka č.3: Naměřené teplotní a vlhkostní podmínky externích prostředí

| Vysoká teplota | | Standardní teplota | | Lednice | | Mrazící box | |
|----------------|----------|--------------------|----------|------------|----------|-------------|----------|
| t = 30,2 °C | φ = 60 % | t = 23 °C | φ = 44 % | t = 7,8 °C | φ = 68 % | t = -19 °C | φ = 10 % |

Pro ověření přesnosti BTL-08 Holteru bylo zapotřebí pomocí osciloskopu ověřit generované signály EKG simulátoru. Simulátor jsem ověřil vybráním 4 náhodně vybraných simulací po dobu 5 minut, kdy jsem náhodně zastavil signál na osciloskopu a proměřil R-R interval pomocí kurzorů.

Samotný průběh experimentu 1 se řídil podle jednoduchého protokolu v příloze v DVD. Před každým měřením v jednotlivých prostředích bylo zapotřebí zkontrolovat stav baterií, jestli jsou plně nabité. Po připojení BLT-08 Holteru k EKG simulátoru a spuštění měření proběhl záznam téměř všech simulací na EKG simulátoru mimo simulaci artefaktů a režimu „Mix“. Každá simulace měla dobu trvání 30 vteřin. Při přepínání režimů jsem pokaždé vypožil jeden kabel, aby byla v záznamu viditelná změna a zároveň aby se otestoval alarm. Na obrázku 6.1 můžeme vidět sestavený experimentální aparát před vložením do mrazícího boxu. Výsledky se promítly v softwaru a zjištěné hodnoty se porovnály s nastavenými. Cílem bylo zjistit, jestli tyto nestandardní podmínky mají vliv na samotné měření holteru. Výsledky se nahrály do vyhodnocovacího softwaru BTL Cardiopoint.

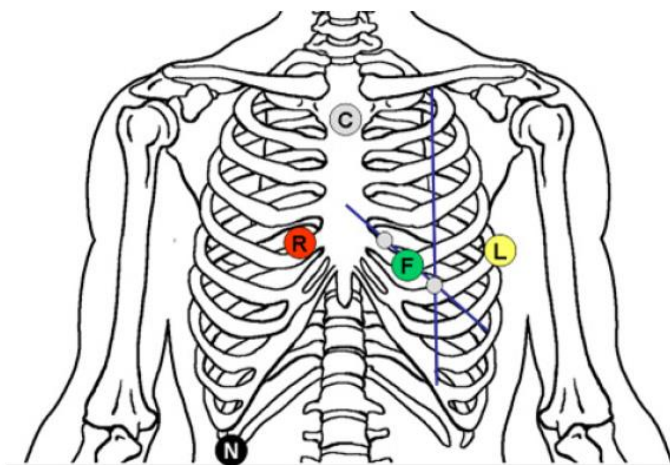


Obr.6.1: Testování EKG holteru v mrazícím boxu

6.2 Experiment 2 - zátěžový test

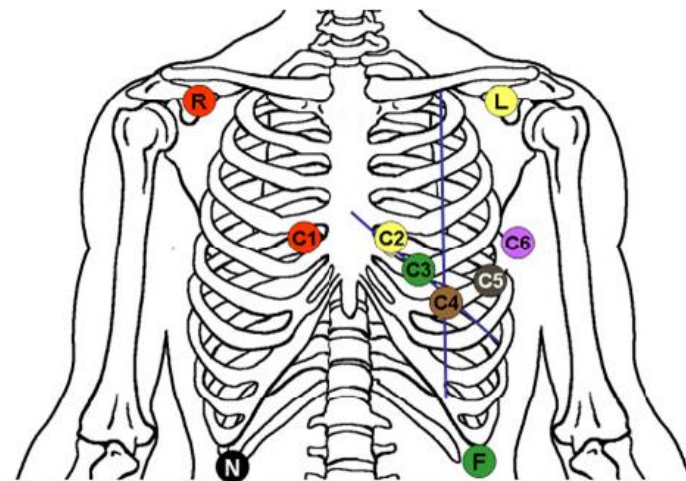
Druhá metoda spočívala v testování plynulosti a spolehlivosti BTL-08 Holteru během fyzické zátěže na probandovi.

Nejprve je pro ověření správnosti zapojení elektrody třeba dodržet několik doporučení. Pokožka na probandovi by měla být teplá a pacient by měl být uvolněný. Pro lepší přilnutí na kůži pacienta je dobré dané místo očistit od mastnoty a nečistot, popřípadě oholit od vlasů a chloupků. Pro bipolární zapojení jsem se řídil podle tohoto schématu na obr.4.3. Toto zapojení je vhodné pro všechny standardní Holterovské metody. Oproti zbylým zapojení zajišťuje větší amplitudy EKG křivky.



Obr.6.2: Schéma bipolárního zapojení elektrod [11]

Dalším typem zapojení je 12 svodové, někdy také označované jako Mason-Likar svodový systém. Je vhodný zejména pro zkoumání arytmií a ischemií. Během měření v této práci jsem se řídil dle schématu na obr.4.4



Obr.6.3: Schéma 12 svodového zapojení elektrod [11]

Fyzický zátěžový test – Běžeczký závod

Druhá část experimentální části obsahovala snímání EKG z reálného „pacienta“. Během měření byl dobrovolník vystaven různým fyzickým zátěžím.

Tato část experimentu měla otestovat BTL-08 Holter během fyzické zátěže v podobě 5 km běžeczkého závodu. Hlavním motivem experimentu bylo zaznamenat EKG aktivitu sportovce při 12 svodovém zapojení a analyzovat kvalitu nasbíraných dat.

Zároveň zde byl cíl otestovat činnost a reakci EKG holteru na otřesy během běhu. Tento běh měl charakter terénního neboli „trialového“ závodu, jehož trasa bývá zpravidla v kopcovitých a terénních pasážích lesního terénu. Proband byl tak vystaven jak dlouhému stoupání, tak i prudkému klesání, při kterých je zařízení vystaveno značným otřesům a nárazům. Aby se předešlo pnutí kabelů na elektrodách, byly kabely na upevněny páskou na těle běžce. Samotný BTL-08 holter byl přichycen kolem běžcova pasu v ochranném pouzdře (Obr.5.5), které bylo součástí příslušenství.



Obr.6.4: Zapojení BTL-08 holteru před závodem

Zátěžový test s přetížením – Adrenalinová atrakce

Další část zátěžových experimentů se konala na Matějské pouti. Na té se proband podrobil adrenalinové atrakci. Princip atrakce s názvem „Katapult Bungee“ spočíval na principu kmitavého pohybu způsobeného silou pružnosti elastického lana. Tyto lana se běžně používají při extrémních adrenalinových sportech jako je například Bungee Jumping. Ocelová koule s dvěma sedadly se pevně připevnila na startovací rampu a následně se pomocí pružin natáhla lana (viz. Obr.5.6). Jakmile bylo vše připraveno, vystřelovací mechanismus odjistil ocelovou kouli, která se následně vymrštila do vzduchu. Během vystřelení do výšky simulovala tato atrakce stav přetížení, který se dle organizátora rovnal 5G. Vystřelovací rychlost koule byla 95 km/h. Jakmile koule vystoupala do maximální výšky 45 m (obr.5.7), padala zpět dolů

volným pádem. Takto pomocí pružných elastických lan oscilovala koule až do svého ustálení. Přichycení BTL-08 holteru bylo řešeno obdobně jako v předešlém zátěžovém experimentu.

Během vyhodnocování dat byl kladen důraz na analýzu pohybových artefaktů. Na závěr bylo třeba najít řešení pro export dat do prostředí MATLAB, aby se s daty mohlo do budoucna případně pracovat.



Obr.6.5: Ocelová koule na startovací rampě



Obr.6.6: Ocelová koule v maximální výšce po vystřelení do vzduchu

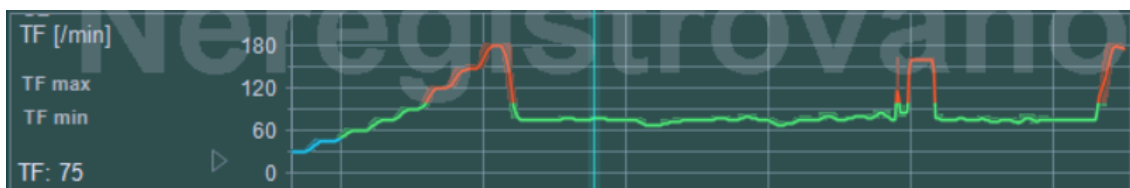
7 Výsledky

Po zaznamenání fyziologických hodnot EKG byla provedena analýza dat v softwaru BTL Cardiopoint a byl zajištěn export dat do prostředí MATLAB. Kompletní tabulky s výsledky jsou uloženy v příloze 1. Dále je v příloženém DVD k dispozici zdrojový kód z prostředí MATLAB pro export dat. Veškeré experimenty byly prováděny na základě protokolu příložený taktéž v DVD.

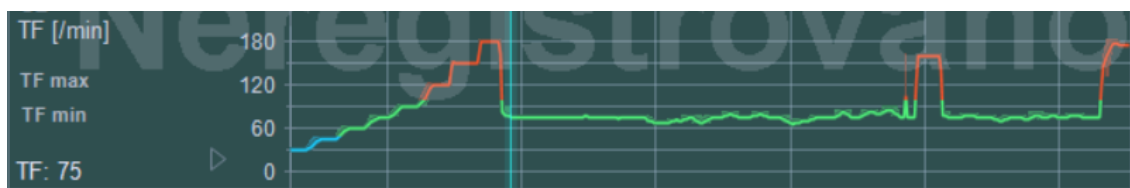
7.1 Experiment 1 – test s EKG simulátorem

Při analýze výsledků z EKG simulátoru jsem se zaměřil na vliv externího prostředí na tepovou frekvenci a časové průběhy intervalů R-R. Dále jsem analyzoval jsem samotnou detekci patologií v bipolárním a 12 svodovém zapojení.

Měření ukázaly, že mezi parametry není signifikantní rozdíl. Odchytky v tepové frekvenci jsou vyobrazeny v tabulce 6, která je k nahlédnutí v příloze 1.



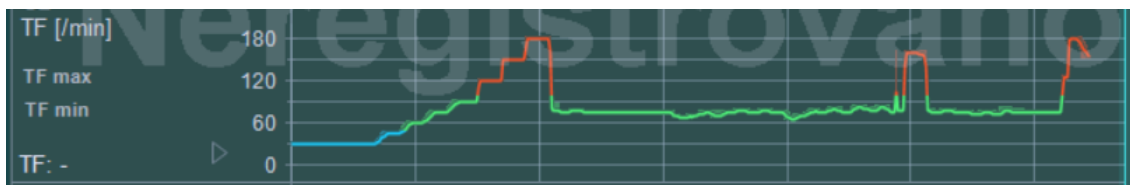
Obr.7.1: Graf HRV z prostředí Bazénu



Obr.7.2: Graf HRV z prostředí se standardní pokojovou teplotou

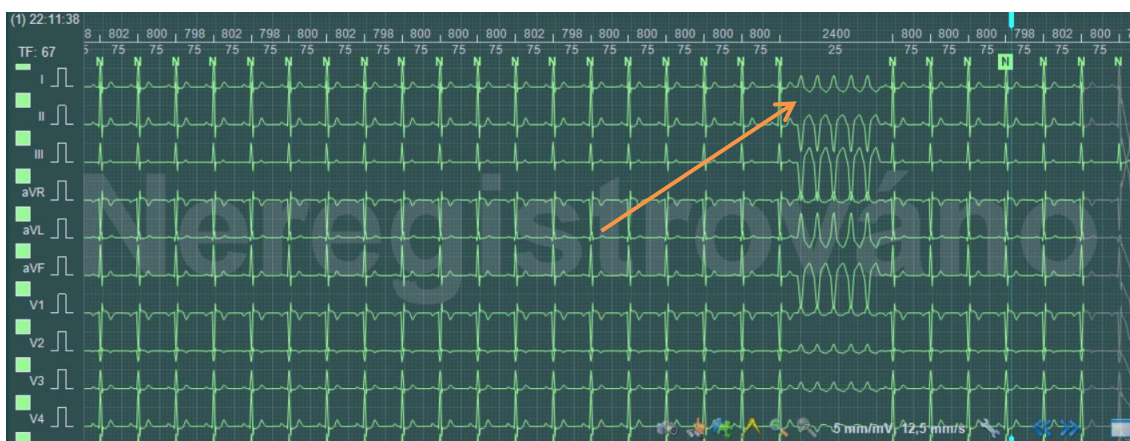


Obr.7.3: Graf HRV v prostředí lednice

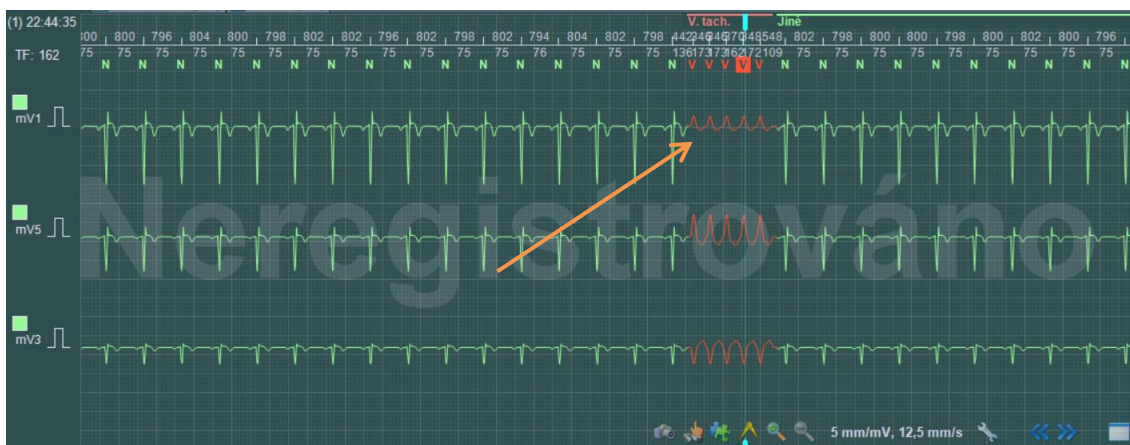


Obr.7.4: Graf HRV z prostředí Mrazícího box

Dále bylo zjištěno, že u některých patologií záleží na typu zapojení, jestli máme 12 svodové zapojení nebo bipolární. Bipolární zapojení umí na rozdíl od 12 svodů detekovat komorové extrasystoly a „VES mult“, naopak nedokáže zaznamenat „Náhr. V ryt“. Na obrázku 7.5 a 7.6 můžeme pozorovat simulaci komorových extrasystol neboli tzv. tripletu. Jedná se o nesetrvale komorové tachykardie. V našem případě můžeme pozorovat 3 extrasystoly jdoucí v řadě za sebou. Tato detekce proběhla identicky u všech 4 simulací (Bazén, Pokoj, Lednice, Mrazící box) stejně, kdy u bipolárního zapojení označil software tyto stahy červeně. Zelený průběh je softwarem při 12 svodovém zapojení označován jako normální stah.



Obr.7.5: 12 Svodové EKG, Simulace komorových extrasystol



Obr.7.6: Detekované extrasystoly v bipolárním zapojení

Podstatnou výchytku v detekci mají simulace Bigeminie, „R na T“ a „V. on dem“. V tabulce 4 jsou zaznamenány hlavní odchylky v detekci měření. Kompletní srovnání detekcí u ostatních režimů je v tabulce 7 níže v příloze 1.

Tabulka č.4: Výchytky v detekci patologií

| Patologie | Vysoká teplota | | Standardní teplota | | Lednice | | Mrazící box | |
|-----------|----------------|---------|--------------------|---------|---------|---------|-------------|---------|
| | 12.svod | bipolar | 12.svod | bipolar | 12.svod | bipolar | 12.svod | bipolar |
| Bigemin | Ano | Ne | Ano | Ano | Ano | Ano | Ano | Ano |
| R Bez T | Ano | Ne | Ano | Ne | Ano | Ano | Ano | Ne |
| V on dem | Ano | Ano | Ano | Ano | Ano | Ne | Ano | Ne |

Dalším krokem bylo ověření přesnosti měření R-R intervalů u 4 náhodných simulací, které byly ověřeny kalibračním měřidlem (osciloskopem). Hodnoty s relativními odchylkami jsou vyobrazeny v procentech v tabulce 5.

Tabulka č.5: Relativní odchylky u 4 náhodných simulací

| | Bazén | Pokoj | Lednice | Mrazák |
|----------|--------|--------|---------|--------|
| 60/min | 0,18 % | 0,14 % | 0,21 % | 0,46 % |
| 180/min | 0,42 % | 0,36 % | 0,48 % | 0,36 % |
| Bigemin | 0,49 % | 0,63 % | 0,91 % | 0,39 % |
| V.Tachy. | 0,79 % | 0,76 % | 1,25 % | 0,69 % |

Dále byla v programu BTL Cardiopoint testována aplikace filtru pro odstínění 50 Hz šumu ze sítě. Na obrázku 7.7 vidíme simulovaný signál interference před aplikací filtru. Na obrázku 7.8. už můžeme vidět záznam, který je dobře odfiltrován po aplikaci filtru. Tato funkce se dá jednoduše nastavit v pokročilém nastavení, kde je mimo jiné možné nastavit i 60 Hz filtr.



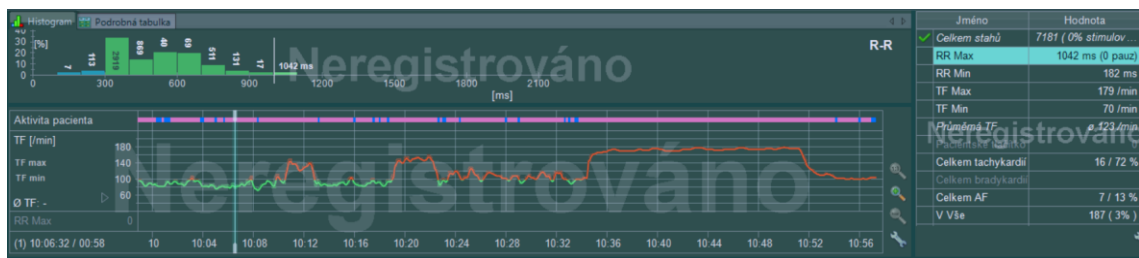
Obr.7.7: Simulace zašuměného signálu



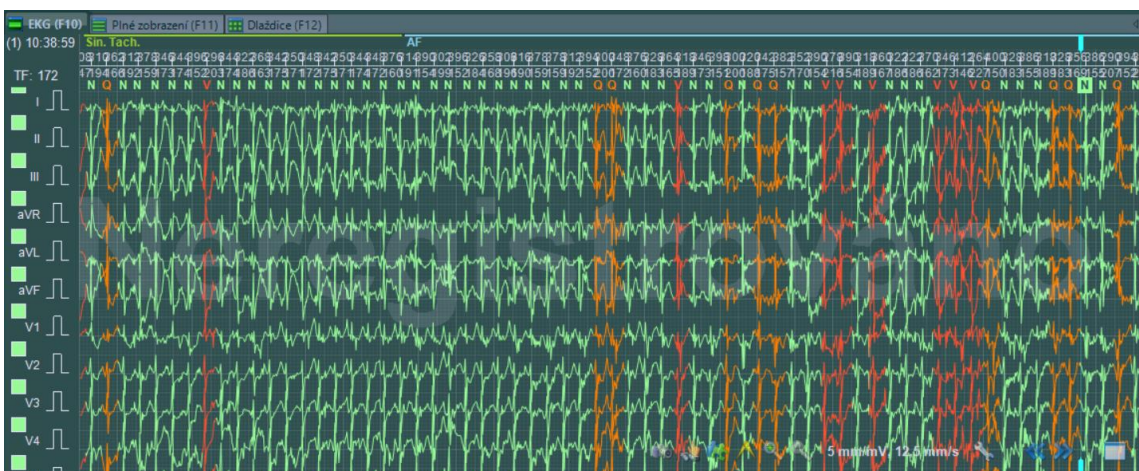
Obr.7.8: Odfiltrovaný signál po aplikaci 50 Hz filtru

7.2 Experiment 2 - zátěžový test

Výsledky naměřeného EKG z probanda jsou vyobrazeny na obrázku 7.9, kde můžeme sledovat vývoj tepové frekvence během závodu. Výsledky jsou dále prezentovány ve formě histogramu, který nám udává velikost R-R úseků. Vpravo se nám nabízí tabulka shrnutí maximálních a minimálních hodnot těchto časových intervalů spolu s údaji o tepové frekvenci. Na obrázku 7.10. je vyobrazen část samotného EKG při nejvyšší zátěži na všech kanálech.

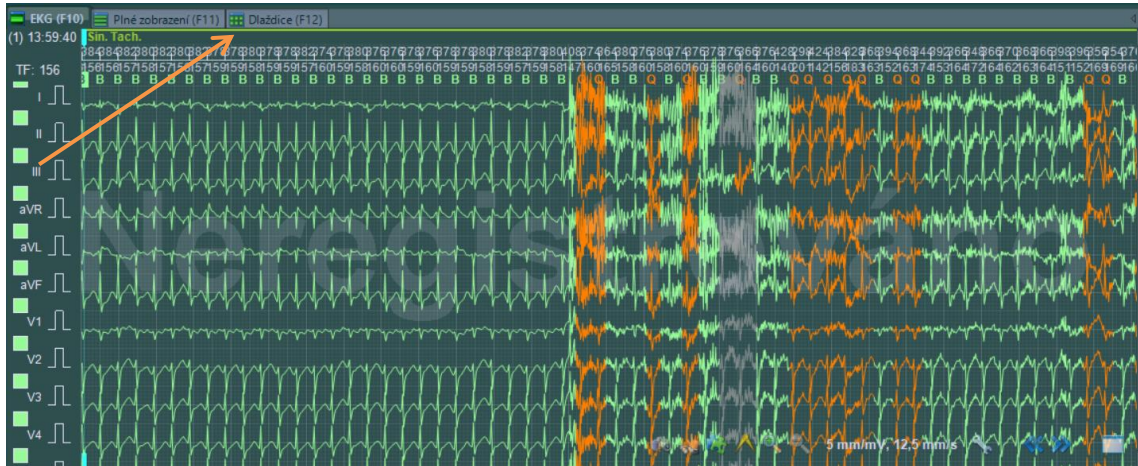


Obr.7.9: Souhrn záznamu probanda po běžeckém závodě



Obr.7.10: Ukázka EKG záznamu probanda při běžeckém závodě

Dále byla provedena analýza EKG při extrémní zátěži na adrenalinové atrakci. V obrázku 7.11 můžeme vidět šokový moment, ve kterém byl proband při této atrakci vystřelen do vzduchu. Na obrázku 7.12. lze pozorovat zvýšený tep, označený softwarem jako tachykardií spolu s podezřele vyhodnoceným stahem.



Obr.7.11: EKG probanda těsně po spuštění adrenalinové atrakce



Obr.7.12: Podezřelý stah možné patologie vyhodnocený BTL Cardiopoint před absolvováním adrenalinové atrakce

8 Diskuse

Hlavním výsledkem práce bylo, že BTL-08 Holter obstál z hlediska funkčnosti i přes nesplnění technických parametrů udávané výrobcem v návodu. Zřízení z hlediska funkčnosti nemělo během experimentů technický problém z hlediska plynulosti měření ani napájení.

8.1 Experiment 1 – test s EKG simulátorem

Vzhledem k výsledkům si mohu dovolit tvrdit, že BTL-08 je schopný relativně přesně měřit i v nestandardních podmínkách. Odchytky měření byly počítány u 4 náhodně vybraných simulací, které jsem ověřil pomocí osciloskopu. Následně jsem porovnal naměřené hodnoty a porovnal je s referenčními hodnotami. Na základě výpočtů relativních odchylek, které se pohybují v řádech desetin procent mohu konstatovat, že BTL-08 je schopný zpracovat a správně změřit signály generované EKG simulátorem v odpovídající kvalitě. Potvrdila se relativní přesnost měření, která v rámci normy ČSN EN 60601-2-47 splňuje 5 % odchylku. BTL-08 Holter je dále schopný přesně měřit tepovou frekvenci, která je generována EKG simulátorem.

Dále byl v rámci provedeného testu s EKG simulátorem ověřena funkce filtrace signálů pomocí aplikovaného 50 Hz filtru, který dokázal téměř zcela odfiltrovat zašuměný signál generovaný EKG simulátorem.

8.2 Experiment 2 - zátěžový test

Během takové náročné fyzické zátěže je proband do jisté míry omezen v pohybu, jelikož je zatížen zařízením a kabely s elektrodami, které má přilepené na pokožce. Můžeme pozorovat očekávaný výsledek, že záznam má značné pohybové artefakty a pohybující se isolinie. Důvodů šumu EKG může být hned několik. Jistě zde má vliv mimo jiné i elektrická svalová aktivita čili elektromyografický šum způsobený kontrakcí svaloviny. Dále se občas v obrazu EKG objeví rytmus, který zcela odpovídá normálnímu sinusovému rytmu, jež je však mírně nepravidelný. Označujeme ho jako sinusová arytmie. Nejčastěji se jedná o normální fenomén odlišné srdeční frekvence, která provází dechový nádech a výdech [12]. Další příčinou je samotný pohyb elektrody na pokožce. Její pohyb změny impedance mezi elektrodou a pokožkou, díky čemuž dochází ke změnám potenciálu. Důležitá je také fixace kabelů, aby byl minimalizován pohyb izoelektrické linie záznamu. U takové fyzické zátěže tomu však nejde zcela předejít. Závěrem je zde i síťový šum o frekvenci 50 Hz. BTL Cardiopoint je však schopný tento šum eliminovat pomocí filtru, jak jsme mohli vidět v experimentu 1.

V záznamu však můžeme identifikovat vrcholy QRS komplexu spolu s výpočtem časového intervalu R-R. Jako použitelný výsledek z měření můžeme mimo jiné rozhodně považovat měření tepové frekvence. BTL Cardiopoint je schopný spočítat průměrnou tepovou frekvenci libovolných úseků, které si mohu navolit a také celkovou průměrnou tepovou frekvenci záznamu. Dále mi automaticky vyhodnotí maximální a minimální tepovou frekvenci. To může sportovci pomoci při analýze svého výkonu při zátěži.

Na druhou stranu na trhu existuje mnoho sport testerů, které touto funkcí také disponují a z hlediska kompatibility jsou mnohem vhodnější na takový typ měření. Další nevýhodou z hlediska praktičnosti je použití samolepících elektrod. Během takového extrémního zatížení se očekává vzhledem k výkonu také nadměrné pocení závodníka. To se také potvrdilo tím, že v polovině závodu došlo k odlepení elektrody pod levou klíční kostí a v levé dolní části žeber (F a N).

Dále výsledky z adrenalinové atrakce ukazují, že EKG holter je vhodný i takový typ experimentu. Dokáže určit chování srdce během stresových situací. Proband byl před atrakcí značně nervózní a ze záznamu můžeme pozorovat, že i v době klidu měla jeho srdeční činnost sklon k tachykardii. Tu také BTL Cardiopoint zeleně označil, jak je patrné na obrázku 7.11. Samozřejmě je nutné uvažovat fyzickou kondici a věk probanda. V záznamu pacienta systém dále analyzoval možnou patologii, která je vyobrazená na obrázku 7.12. Na základě výsledků můžeme tedy usoudit, že BTL-08 Holter by mohl být součástí zátěžových experimentů, při kterých je pacient vystaven stresovým situacím a na základě výsledků by se mohl

9 Závěr

V rámci své bakalářské práce jsem se věnoval návrhem experimentů v externích podmínkách pro otestování BTL-08 Holteru. Po analýze optimálních podmínek pro experimenty jsem navrhnul a realizoval vhodné testy v nestandardních podmínkách a zjistil stabilitu provozu BTL-08 Holteru.

Nejprve jsem volil metodu, při které jsem pomocí EKG simulátoru testoval vliv externích podmínek na chod měření. Simulace proběhly ve čtyřech prostředích simulující chlad, mráz či vlhké a teplé počasí. V rámci experimentu BTL-08 Holter obstál měřit relativně přesně i přes to, že nebyly splněny provozní teplotní podmínky udávané v technických parametrech zařízení. Přesnost byla ověřena pomocí kalibračního měřidla a spočítané odchylky. Dále nebyly během záznamu pozorovány problémy s napájením bateriemi.

V druhém experimentu jsem otestoval BTL-08 Holter v rámci fyzické zátěže na reálném probandovi. V první části podstoupil proband fyzické zátěži v podobě trialového běžeckého závodu na 5 km. Výsledkem měření se potvrdila jistá technická omezení jako je omezený pohyb zapříčiněný kabely a potvrdila se tím i nevhodnost zařízení na takovou zátěž, jelikož záznam obsahoval mnoho pohybových artefaktů. Dále se zde potvrdila nepřilnavost elektrod v souvislosti s nadměrným pocením závodníka. Experiment naopak potvrdil odolnost BTL-08 Holteru vůči otřesům a schopnost přesně měřit tepovou frekvenci.

V další části byl proband podroben extrémní zátěži na adrenalinové atrakci, kde podstoupil přetížení 5G. Nasbíraná data byla následně analyzována v softwaru BTL Cardiopoint. Závěrem jsem zajistil export dat do prostředí MATLAB pomocí navrženého kódu. Tyto data se uložila v podobě číselných hodnot, se kterými se dá v budoucnu dále pracovat.

Hlavním zjištěním práce bylo, že BTL-08 Holter je schopný obstát podmínky mimo technické parametry udávané v návodu. Je tedy zcela možné, že by mohl být součástí podobných zátěžových experimentů, jako jsou např. pilotní měření v lavinovém sněhu.

Seznam použité literatury

- [1] Ambulantní monitorování srdečního rytmu - EKG holter. Centrum srdce [online]. [cit. 2017-04-18]. Dostupné z: <http://www.centrumsrdce.cz/co-ocekavat-kdyz/ekg-holter.html>.
- [2] ADAMEC, Jan a Richard ADAMEC. *EKG podle Holtera: elektrokardiografická interpretace*. Praha: Galén, 2003. ISBN 8072621831.
- [3] Holterovo ambulantní monitorování EKG. *Anamneza* [online]. [cit. 2017-04-18]. Dostupné z: <http://www.anamneza.cz/vysetreni/Holterovo-ambulantni-monitorovani-EKG-Holter-EKG-ambulantni-monitorovani-EKG-Holterovo-monitorovani-541>.
- [4] Elektrokardiografie: Holter EKG. Cerebrovaskulární ambulance [online]. [cit. 2017-04-18]. Dostupné z: <http://www.cmp-brno.cz/Elektrokardiografie-EKG.html>.
- [5] ELBL, Lubomír. Holterova moniotrace EKG. *MEDICAL TRIBUNE* [online]. 2009, **2009**(14) [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/13832>
- [6] BTL-08 HOLTER H600: produkty:kardiologie:holter EKG. BTL [online]. [cit. 2017-04-18]. Dostupné z: <http://www.btl.cz/produkty-kardiologie-holter-ekg-btl-08-holter-zaznamnik-3-7-12ch>
- [7] KAISER, Tomáš. *Hodnocení záznamů holterovského EKG u pacientů se srdeční amyloidózou*. Fakulta elektrotechnická, katedra kybernetiky, 2015. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Ing. Michal Huptych, Ph.D.
- [8] HAMAN, Petr. Přehled svodů užívaných v EKG. *Základy EKG* [online]. Plzeň [cit. 2017-04-18]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/svody.htm>
- [9] Vyšetření: EKG holter. *KARDIO INTERNA s.r.o.* [online]. Dostupné z: <http://www.kardio-litovel.cz/vysetreni.html>
- [10] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. Atlas fyziologie člověka. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0630-X.
- [11] BTL CARDIOPOINT-HOLTER: Uživatelská příručka. 2012
- [12] THALER, Malcolm S. *EKG a jeho klinické využití*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [13] Srdce: Elektrokardiogram (EKG). *Funkce buněk a lidského těla: Multimediální skripta* [online]. [cit. 2017-05-15]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>

Přílohy

- A. DVD nosič
- B. Příloha 1: Kompletní výsledky naměřených hodnot z Experimentu 1

Obsah přiloženého DVD

Zadání.pdf – naskenované zadání bakalářské práce

Abstrakt_cz.pdf – abstrakt v českém jazyce

Abstract_en.pdf – abstrakt v anglickém jazyce

Klíčová slova_Keywords.pdf – klíčová slova v českém a anglickém jazyce

Přílohy (složka)

- Protokol měření
- readMadara_simple.m (MATLAB script)

Příloha 1 – Tabulky výsledků experimentu 1

Tabulka č.6: Naměřené odchylky průměrné tepové frekvence

| | Vysoká teplota | | Standardní teplota | | Lednice | | Mrazák | |
|------------------|----------------|-----------|--------------------|-----------|------------|-----------|------------|-----------|
| | t = 30,2 °C | φ = 60 % | t = 23 °C | φ = 44 % | t = 7,8 °C | φ = 68 % | t = -19 °C | φ = 10 % |
| Zapojení: | 12i svod | bipolární | 12i svod | bipolární | 12i svod | bipolární | 12i svod | bipolární |
| Nastaveno | | | | | | | | |
| 30/min | 30 | 30 | 30 | 30 | 30 | 30 | 30 | 30 |
| 45/min | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 | 45 |
| 60/min | 60 | 60 | 60 | 60 | 60 | 60 | 60 | 60 |
| 75/min | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| 90/min | 90 | 90 | 90 | 90 | 90 | 90 | 90 | 90 |
| 120/min | 120 | 120 | 120 | 120 | 120 | 120 | 120 | 120 |
| 150/min | 150 | 146 | 150 | 150 | 150 | 150 | 150 | 148 |
| 180/min | 180 | 180 | 180 | 180 | 180 | 180 | 180 | 180 |
| SVES | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| S.Arryt. | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| A.Flut. | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| A.Fibr. | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| AV-BI. I | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| AV-BI. II | 68 | 67 | 68 | 68 | 68 | 75 | 67 | 67 |
| Asystolie | 75 | 73 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 73 |
| A-V stim. | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| VES unif. | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 70 | 75 | 75 |
| VES mult. | 73 | 75 | 73 | 75 | 73 | 75 | 72 | 75 |
| Náhr. V ryt. | 70 | 69 | 70 | 70 | 70 | 77 | 69 | 70 |
| Bigemin | 75 | 76 | 76 | 76 | 76 | 74 | 76 | 76 |
| R bez T | 80 | 75 | 80 | 75 | 80 | 74 | 80 | 75 |
| Kuplet | 77 | 77 | 77 | 80 | 78 | 77 | 77 | 77 |
| Salvy | 70 | 81 | 70 | 81 | 70 | 81 | 71 | 82 |
| V.Tachy. | 160 | 160 | 160 | 160 | 160 | 160 | 160 | 160 |
| ST elev. | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| ST depr. | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| V. on dem. | 72 | 73 | 73 | 73 | 74 | 75 | 73 | 75 |
| Disf. Stim. | 75 | 74 | 74 | 76 | 77 | 74 | 73 | 79 |
| Interf. | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 | 75 |
| Vent. Fibr. | 134 | 166 | 135 | 175 | 135 | 167 | 135 | 169 |

Tabulka č.7: Detekce patologií

| | Vysoká teplota | | Standardní teplota | | Lednice | | Mrázák | |
|------------------|----------------|-----------|--------------------|-----------|------------|-----------|------------|-----------|
| | t = 30,2 °C | φ = 60 % | t = 23 °C | φ = 44 % | t = 7,8 °C | φ = 68 % | t = -19 °C | φ = 10 % |
| Zapojení: | 12i svod | bipolární | 12i svod | bipolární | 12i svod | bipolární | 12i svod | bipolární |
| Nastaveno | | | | | | | | |
| 30/min | Ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| 45/min | Ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| 60/min | Ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| 75/min | Ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| 90/min | Ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| 120/min | Ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| 150/min | Ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| 180/min | Ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| SVES | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne |
| S.Arryt. | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| A.Flut. | ne | ano | ne | ne | ne | ne | ne | ne |
| A.Fibr. | ne | ano | ne | ne | ne | ne | ne | ano |
| AV-BI. I | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne |
| AV-BI. II | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne |
| Asystolie | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne |
| A-V stim. | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne |
| VES unif. | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| VES mult. | ne | ano | ne | ano | ne | ano | ne | ano |
| Náhr. V ryt. | ano | ne | ano | ne | ano | ne | ano | ne |
| Bigemin | ano | ne | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| R bez T | ano | ne | ano | ne | ano | ano | ano | ne |
| Kuplet | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| Salvy | ne | ano | ne | ano | ne | ano | ne | ano |
| V.Tachy. | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| ST elev. | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne |
| ST depr. | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne |
| V. on dem. | ano | ano | ano | ano | ano | ne | ano | ne |
| Disf. Stim. | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |
| Interf. | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne | ne |
| Vent. Fibr. | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano | ano |

ano



ne



Odchylka

