



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

SYSTÉM MĚŘENÍ TEPOVÉ FREKVENCE S BEZDRÁTOVÝM PŘENOSEM DAT

HEART RATE MEASUREMENT SYSTEM WITH WIRELESS DATA TRANSMISSION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jakub Valenta

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. David Michalík

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Automatizační a měřicí technika**

Ústav automatizace a měřicí techniky

Student: Jakub Valenta

ID: 211172

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Systém měření tepové frekvence s bezdrátovým přenosem dat

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1. Proveďte rešerši v oblasti měření tepové frekvence, seznámte se s různými metodami měření
2. Vyberte vhodné řídicí zařízení a hardwarové komponenty pro realizaci zadání
3. Navrhněte měřicí systém pro měření tepové frekvence s ukládáním dat na paměťovou kartu a posíláním skrze Wi-Fi modulu do externí databáze.
4. Sestrojte měřicí systém pro měření tepové frekvence
5. Ověřte funkčnost měřicího systému a vizualizujte naměřená data

DOPORUČENÁ LITERATURA:

HAMPTON, John R a Kamil SEDLÁČEK. EKG stručně, jasně, přehledně. 2., rozš. vyd. Praha: Grada, 2005, 149 s. : il. ; 17 cm. ISBN 80-247-0960-0.

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 24.5.2021

Vedoucí práce: Ing. David Michalík

doc. Ing. Václav Jirsík, CSc.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá návrhem a zhotovením zařízení, jenž bude použito pro měření tepové frekvence řidiče automobilu. Pro měření srdeční aktivity je využit elektrokardiograf. Naměřená data jsou odesílány bezdrátově na lokální server do připravené databáze. Správnou funkci zařízení demonstruje provedený experiment v druhé části práce.

KLÍČOVÁ SLOVA

Srdce, EKG, tepová frekvence, měřič tepu, NodeMCU, integrovaný obvod AD8232, Wi-Fi, MySQL, databáze

ABSTRACT

The presented Bachelor's thesis covers the topics of designing and manufacturing a device used for measurement of a car driver's pulse frequency. An electrocardiogram is used to measure cardiac activity. The measured data is sent wirelessly to a local server where it's stored in a prepared database. Correct function of the device is demonstrated through an experiment performed in the second part of the work.

KEYWORDS

Heart, ECG, pulse, heart rate monitor, NodeMCU, integrated circuit AD8232, Wi-Fi, MySQL, database

VALENTA, Jakub. *Systém měření tepové frekvence s bezdrátovým přenosem*. Brno, 2021, 70 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav automatizace a měřicí techniky. Vedoucí práce: Ing. David Michalík

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Systém měření tepové frekvence s bezdrátovým přenosem“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu Bakalářské práce panu Ing. Davidu Michalíkovi za odborné vedení, ochotu při konzultacích, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	9
1 Teoretická část studentské práce	10
1.1 Srdce	10
1.1.1 Anatomie srdce	10
1.1.2 Převodní systém srdce	11
1.1.3 Srdeční cyklus	13
1.1.4 Srdeční Poruchy	14
1.2 Metody měření Srdeční aktivity	15
1.2.1 Fonokariografie	15
1.2.2 Pletysmografie	17
1.2.3 Elektrokardiografie	19
1.3 Výběr způsobu měření tepové frekvence	22
1.4 Zpracování a vyhodnocování signálu EKG	23
1.4.1 Popis mikropočítače NodeMCU V3	23
1.4.2 Popis mikropočítače Arduino Uno	25
1.4.3 Výběr hardwarových prostředků	27
1.4.4 Úprava měřeného EKG signálu pomocí AD8232 modulu	28
1.4.5 Přídavná zařízení	29
1.5 Nástroje bezdrátového přenosu dat	30
1.5.1 Wifi komunikace	30
1.5.2 Definice databáze	32
1.5.3 XAMPP	34
1.5.4 PHP	35
2 Sestavení a ověření funkčnosti zařízení	36
2.1 Popis zařízení	36
2.2 Zapojení zařízení	36
2.3 Ověření funkčnosti zapojení	37
2.4 Popis programu pro výpočet tepové frekvence	38
2.5 Struktura databáze	39
2.6 Odesílání dat do databáze	40
2.7 Průběh měření	42
2.8 Ověření funkce zařízení	44
2.8.1 Výsledné zařízení	46
Závěr	47

Literatura	48
Seznam symbolů, veličin a zkratk	52
A Přílohy	54
A.1 Fotografie výsledného zařízení	54
A.2 Grafy	56
A.3 Programy	58
A.3.1 Program NodeMCU	58
A.3.2 Skript zápis tabulka přehled tep	68
A.3.3 Skript zápis tabulka přehled EKG	68
A.3.4 Skript vložení hodnot do tabulky pro měření tepu	69
A.3.5 Skript vložení hodnot do tabulky pro měření EKG	69
A.3.6 Skript vytvoření tabulky pro měření EKG	69
A.3.7 Skript vytvoření tabulky pro měření tepu	70

Seznam obrázků

1.1	Srdeční vrstvy	10
1.2	Stavba srdce	11
1.3	Převodní system srdce	13
1.4	Vztah mezi EKG signálem, srdečními ozvami a průběhu tlaku krve . .	17
1.5	Reflexní (vlevo) a průsvitový (vpravo) fotoelektrický snímač plety- smografu	18
1.6	Einthovenovy bipolární svody	20
1.7	Spektrum EKG signálu	21
1.8	Křivka EKG signálu	22
1.9	NodeMCU V3	25
1.10	Zapojení AD8232	29
1.11	ESP8266 v módu stanice	31
2.1	Připojení elektrod EKG na tělo řidiče	36
2.2	Schéma zapojení zařízení pro měření tepové frekvence	37
2.3	EKG snímané u pacienta v klidu	38
2.4	EKG snímané po fyzické zátěži	38
2.5	EKG při nevhodném přiložení elektrod	38
2.6	EKG snímané při pohybech které by mohl vykonávat řidič při řízení .	38
2.7	Příklad rozdělení databáze v phpMyAdmin	40
2.8	Struktura tabulky přehledů	41
2.9	Inicializace zařízení	43
2.10	Výběr módu zařízení	43
2.11	Nastavení ID pro měření	44
2.12	Potvrzení zadaných hodnot	44
2.13	Zařízení měří tepovou frekvenci	45
2.14	Fotografie výsledného zařízení	46
A.1	Průběh tepové frekvence z databáze a SD karty	56
A.2	Průběh EKG křivky z databáze a SD karty	57

Úvod

Srdce je jedním z nejdůležitějších svalů, které lidské tělo obsahuje. Tento sval zajišťuje pravidelným stlačením a uvolněním oběh životně důležité krve. Nesprávná funkce srdce nebo přerušování jeho činnosti vede k vážným zdravotním problémům. Z tohoto důvodu se lidé snaží již dlouhou dobu měřit srdeční aktivitu a diagnostikovat případné abnormality v srdečním cyklu.

Možností měření a analýzy srdečního cyklu je mnoho, od ručního měření, kdy se snažíme "nahmatat tep", až po nejmodernější automatické měření pomocí elektrokardiografu, který nám dokáže zobrazit přesný průběh srdečního cyklu.

Důležitou veličinou, kterou často měříme, je tepová frekvence. Je to počet cyklů, kterými srdce projde za minutu. Tato hodnota se mění v závislosti na fyzické aktivitě. Při velkém vytížení organismu se tepová frekvence zvětšuje, naopak při odpočinku je zase nižší. Běžné hodnoty tepové frekvence jsou v rozmezí asi 50 - 200 tepů za minutu. Tyto hodnoty se mění s věkem. Využití této veličiny můžeme vidět v lékařství nebo sportu.

Bakalářská práce se zabývá výběrem vhodné metody měření tepové frekvence řidiče při řízení automobilu a návrhem zařízení, které bude měřit tepovou frekvenci a následně ji ukládat do databáze.

V první části práce je provedena rešerše o srdci a vzniku vzruchů, jenž budou následně měřeny. Bude přiblíženo několik základních metod měření srdeční aktivity a tepové frekvence. Z těchto metod bude vybrána ta nejvhodnější pro účely této práce. Následuje výběr vhodného mikropočítače na zpracování srdečního signálu a popis databázového systému a bezdrátový přenos.

Nakonec bude navrženo a sestrojeno zařízení na měření tepové frekvence a ověřena jeho funkčnost.

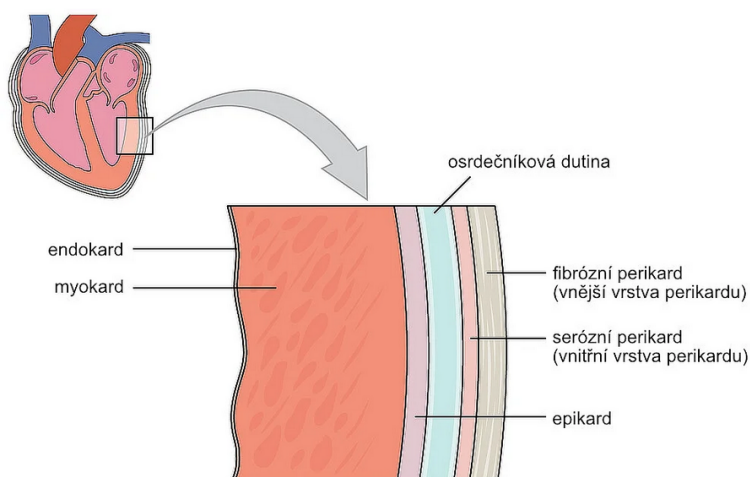
1 Teoretická část studentské práce

V této kapitole se budeme zabývat popisem metod, které je možné využít pro měření srdeční aktivity. Ze získaného signálu poté následně bude vypočtena tepová frekvence. Metod měření existuje mnoho, a proto se budeme zabývat jen těmi nejznámějšími. Jako první je provedena rešerše o srdci a vzniku vzruchů, které budou následně měřeny.

1.1 Srdce

Abychom byli schopní měřit tepovou frekvenci, je nutné znát fyziologii srdce a pojmy spojené se srdeční aktivitou. Z hlediska této práce se zaměříme na elektrickou činnost srdce a jeho poruchy, které mohou ovlivnit měření.

1.1.1 Anatomie srdce



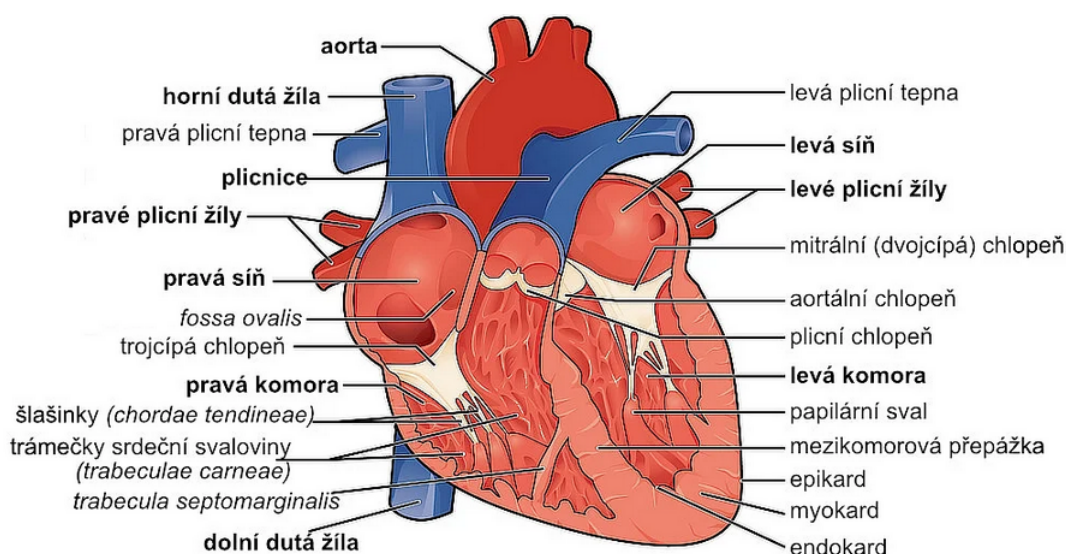
Obr. 1.1: srdeční vrstvy [2]

Srdce je svalový orgán, který pohání krev do všech částí těla, a umožňuje tak výměnu látek v tkáních a výživu. Srdce se skládá z celkem čtyř dutin, dvou síňí a dvou komor, které pracují jako kontinuální pumpa. Srdeční aktivita je do značné míry nezávislá na centrálním nervovém systému, nicméně jeho činnost může být stimulována autonomním nervovým systémem. [1]

Z hlediska anatomie je srdce nachází mezi plícemi za hrudní kostí, je zapouzdřeno do vazivové tkáně, tzv. perikardu. Perikard můžeme rozlišit na vnější vrstvu (fibrózní perikard) a vnitřní vrstvu (serózní perikard). Pod perikardem se nachází vrstva epikard. Tato vrstva leží přímo na srdci. Mezi perikardem a epikardem je tzv. osrdečnicková dutina. Tato dutina je vyplněná tekutinou, která umožňuje pohyb srdce uvnitř perikardu s minimálním třením. Dále se v srdci nalézají koronární tepny, jež jsou uloženy v tukové

vsrtvě pod epikardem. Nakonec následuje myokard, což je tkáň srdečního svalu a nejvnitřnější vrstva srdce, tzv. endokard. [2]

Srdce se skládá ze čtyř částí, které se kontinuálně stahují a uvolňují: jsou to levá síň, levá komora, pravá síň a pravá komora. Srdce můžeme také rozdělit na dvě poloviny, každá z těchto polovin je pak schopná plnit funkci jako nezávislá pumpa. V pravé části srdce vstupuje odkysličená krev dutou žílou, následně pokračuje skrze plicnice a odtud vstupuje do plic. V levé části srdce tentokrát okysličená krev vstupuje plicní žílou z plic a pokračuje skrze aortu, odkud je pumpována do tělního oběhu. Pokud není člověk vystaven zvýšené fyzické zátěži a srdce je tedy v klidu, vhánilo srdce do tělního oběhu asi 5 litrů krve za minutu, za účelem zásobení kyslíkem a živinami. Při zvýšené zátěži je nutné, aby byl objem asi 4-5x větší. [2]



Obr. 1.2: Stavba srdce [2]

1.1.2 Převodní systém srdce

Buňky v srdečním svaly, tzv kardiomyocyty, můžeme podle jejich funkce rozdělit do dvou skupin.

Buňky, jenž jsou schopné autonomně vytvářet vzruchy, a také tyto vzruchy rychle rozvádět po celém srdci, jsou souborně označovány jako převodní systém srdeční, neboli PSS. Tyto buňky vytvářením vzruchů dávají informaci buňkám pracovního myokardu, aby se kontrahovaly. Jde tedy o buňky specializované na elektrickou aktivitu. [3]

Druhou skupinou jsou buňky, jejichž primární funkcí je kontrakce. Takové buňky jsou označovány jako pracovní myokard. Tyto buňky jsou odpovědné za vlastní

stah neboli kontrakci srdečního svalu. Buňky mají možnost tvorby vzruchů jen za patologických podmínek. [3]

Vlastnosti PSS

PSS má tři základní vlastnosti, jsou to:

Autonomie (nezávislost) Srdce není přímo vázáno na centrální nervovou soustavu a je do značné míry autonomní. Signály pro kontrakci srdce vznikají přímo v srdci nezávisle na nervovém systému a humorálních mechanismech. Parasympatický a sympatický nervový systém může poze ovlivňovat frekvenci stahů, ale nikdy stahy samotné. Obecně platí že:

- sympatikus srdeční frekvenci zvyšuje, zvětšuje sílu srdeční kontrakce, urychluje síňokomorový převod a zvyšuje vrušivost myokardu. [4] [3]
- parasympatikus srdeční frekvenci snižuje, snižuje sílu srdeční kontrakce, zpomaluje síňokomorový převod a snižuje vzrušivost myokardu [4] [3]

Automacie (samočinnost) Srdce je schopné samočinně vytvářet pravidelně se opakující podněty k vlastní kontrakci. [3]

Rytmicita neboli pravidelnost. Vytvářené signály pro kontrakci se v srdci vytváří pravidelně s určitou frekvencí. [3]

Struktura PSS

SA uzel

SA (sinoatriální uzel) uzel se nachází pod epikardem ve stěně pravé předsíň. Za fyziologických podmínek je SA uzel místo, ve kterém vzniká vzruch o kontrakci, někdy označován jako udavatel rytmu nebo primární pacemaker. [3] [4]

Internodální síňové spoje

Vzruch vniklý v SA uzlu se následně šíří na pracovní myokard síní. Vzruch se cestou tzv. preferenčních drah dosatává do AV uzlu. Využitím preferenční dráhy se vlna depolarizace šíří rychleji než pracovním myokardem síní. [3] [4]

AV uzel

Atriventikulární uzel se nachází pod endokardem v pravé předsíni. Hlavní význam AV uzlu je ve velmi pomalém vedení vzruchu. V případě, pokud je poškozen SA uzel, a nemůže být zdrojem vzruchu, přebírá AV uzel roli udavatele rytmu (někdy se označuje za sekundární pacemaker). Srdeční frekvence v takovém případě také klesá. [3] [4]

Hisův svazek

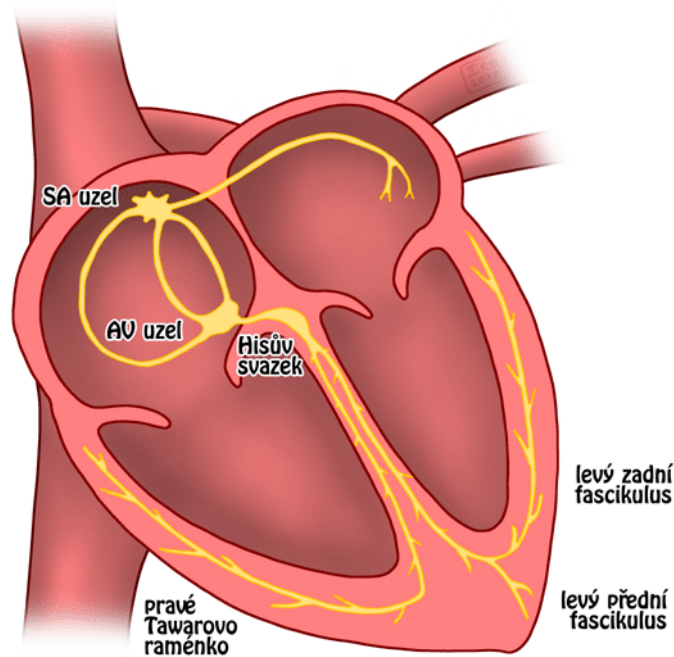
O to, aby nedošlo k okamžité kontrakci celého myokardu se stará vazivový skelet mezi myokardem síní a komor. Ten vzruch z síní do komor nepropustí. Vzruch se musí šířit přes Hisův svazek, jenž navazuje na AV uzel. Svazek dále prostupuje do mezikomorvého septa a dále se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Horní část Hisova svazku a AV uzel se označují jako AV junkce. [3] [4]

Tawarova raménka

Hisův svazek se v interventikulárním septu dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. [3] [4]

Purkyňova vlákna

Purkyňovými vlánky se označuje větvení Tawarových ramének, která následně rozvádí vzruch na pracovní myokard komor. [3] [4]



Obr. 1.3: Převodní systém srdce [3]

1.1.3 Srdeční cyklus

Srdeční revolucí se popisuje jeden celý srdeční cyklus, v němž se pravidelně střídá systola (stah myokardu) a diastola (uvolnění myokardu). Každá fáze je charakteristická změnou tlaku a objemu v komorách. [5]

Plnicí fáze

Zahrnuje systolu síní a pozdní diastolu komor, kdy se komory plní krví. V plnicí fázi nastávají celkem tři fáze. [5] [4]

Fáze rychlého plnění, ve které je největší vzrůst objemu. Změna proběhne ihned po otevření cípatých chlopní. Tlak v této fázi klesá nejen v komorách, ale i v předsíních, jež se téměř vyprázdní. [5] [4]

Fáze pomalého plnění komor. V této fázi se krev, která se vrací žilami systémového i plicního oběhu, teče přes síně otevřenými chlopněmi přímo do komor. Důsledkem čehož mírně vzroste tlak v komorách, předsíních i velkých žilách. [5] [4]

Systola síní způsobí malý vzestup tlaku v komorách tzv. konečný diastolický tlak komor. Za normální klidové funkce srdce se systola síní podílí jen málo na plnění komor. Při zvýšené aktivitě se ale zkracuje diastola síní více než systola a komory se nestíhají během plnicí fáze naplnit pouze svou relaxací. V takových případech hraje systola významnou roli. [5] [4]

Fáze izovolumické kontrakce

Dochází ke kontrakci myokardu. Vlivem kontrakce komorového myokardu se zvyšuje intraventrikulární tlak. Jde o první část systoly komor. V důsledku zvýšení tlaku se uzavírají cípaté chlopně, což vyhodnocujeme na fonokardiogramu jako systolicou ozvu. Doba trvání fáze 60 ms. Začátek komorové kontrakce se na záznamu EKG projevuje jako vrchol kmitu R. Jak se vlna depolarizace šíří na komorové septum a dále na volné stěny komor, můžeme tento jev pozorovat na EKG průběhu jako QRS komplex. [5] [4]

Ejekční fáze

Nastává, když tlak v komoře přesáhne diastolický tlak, ve velkých tepnách (aortě a plicnici). Otvírají se poloměščitě chlopně a krev proudí do tepen. Objem komor na minimální hodnotě. Při dosažení nižšího tlaku v komorách než v tepnách se uzavírají seminulární chlopně. Ejekční fáze trvá asi 200 ms. [5] [4]

Fáze izovolumické relaxace

Nastane po dosažení vrcholu komorového stahu. Po uzavření semilunárních chlopní tlak v komorách začíná prudce klesat bez změny objemu komor. Pokud tlak v komorách klesne pod tlak v síních, cípaté chlopně se otevírají a nastává další plnicí fáze. Tato fáze trvá asi 50 ms. [5] [4]

1.1.4 Srdeční Poruchy

Srdeční poruchou nebo v našem případě aritmíí se myslí porucha srdečního rytmu, někdy také značována jako dysrytmie. Jedná se o poruchu převodního systému, jenž

řídí kontrakce srdce. Arytmií se označuje porucha tvorby vzruchu i její vedení. Pokud například vzniká vzruch v jiném místě než v SA uzlu nebo pokud srdce vykazuje nefyziologické frekvence. Arytmií se nemusí myslet jen nepravidelnost rytmu, může se též jednat o změnu rychlosti srdeční aktivity mimo běžnou hranici. Diagnostika arytmií se běžně provádí elektrokardiogramem. Některé typy arytmií mají vliv na tepovou frekvenci a právě ty budou popsány dále. [6] [7]

Bradykardie

Velikost tepové frekvence je dána místem, kde se srdce spontánně depolarizuje nejčastěji. Standardně je tímto místem právě SA uzel a s ním souvisí přirozená tepová frekvence kolem 70 tepů za minutu. Při selhání SA uzlu jeho činnost převezme buď AV uzel, nebo určité ložisko v síňovém myokardu. U obou těchto lokalit se jedná o tzv. náhradní rytmus a tento rytmus je pomalejší než rytmus SA uzlu (asi 50 tepů za minutu). [7]

Tachykardie

Tachykardií chápeme zrychlení srdeční frekvence nad fyziologickou mez. Za tachykardii se považuje hodnota tepové frekvence vyšší než 90 - 100 tepů za minutu. Nejčastější fyziologickou příčinou tachykardie bývá zvýšená tělesná aktivita nebo stres. [7]

Extrasystola

Extrasystola je předčasný stah, či předčasná depolarizace, jenž vzniká předčasně mimo SA uzel. Při vzniku takového vzruchu se depolarizuje srdeční myokard dříve, než kdyby depolarizační vlnu vyvolal právě SA uzel. Vzruch, který je následně vyvolán z SA uzlu, se v takovém případě neuplatní, jelikož přichází v době, kdy se srdce nachází v následující fázi srdečního cyklu po depolarizaci předčasným vzruchem. Vzhled extrasystol na EKG je stejný jako u náhradního rytmu. Hlavní rozdíl extrasystoly je v tom, že přichází předčasně, zatímco náhradní rytmus opožděně. [7]

1.2 Metody měření Srdeční aktivity

V následující kapitole budou přiblíženy nejčastější metody měření aktivity srdce.

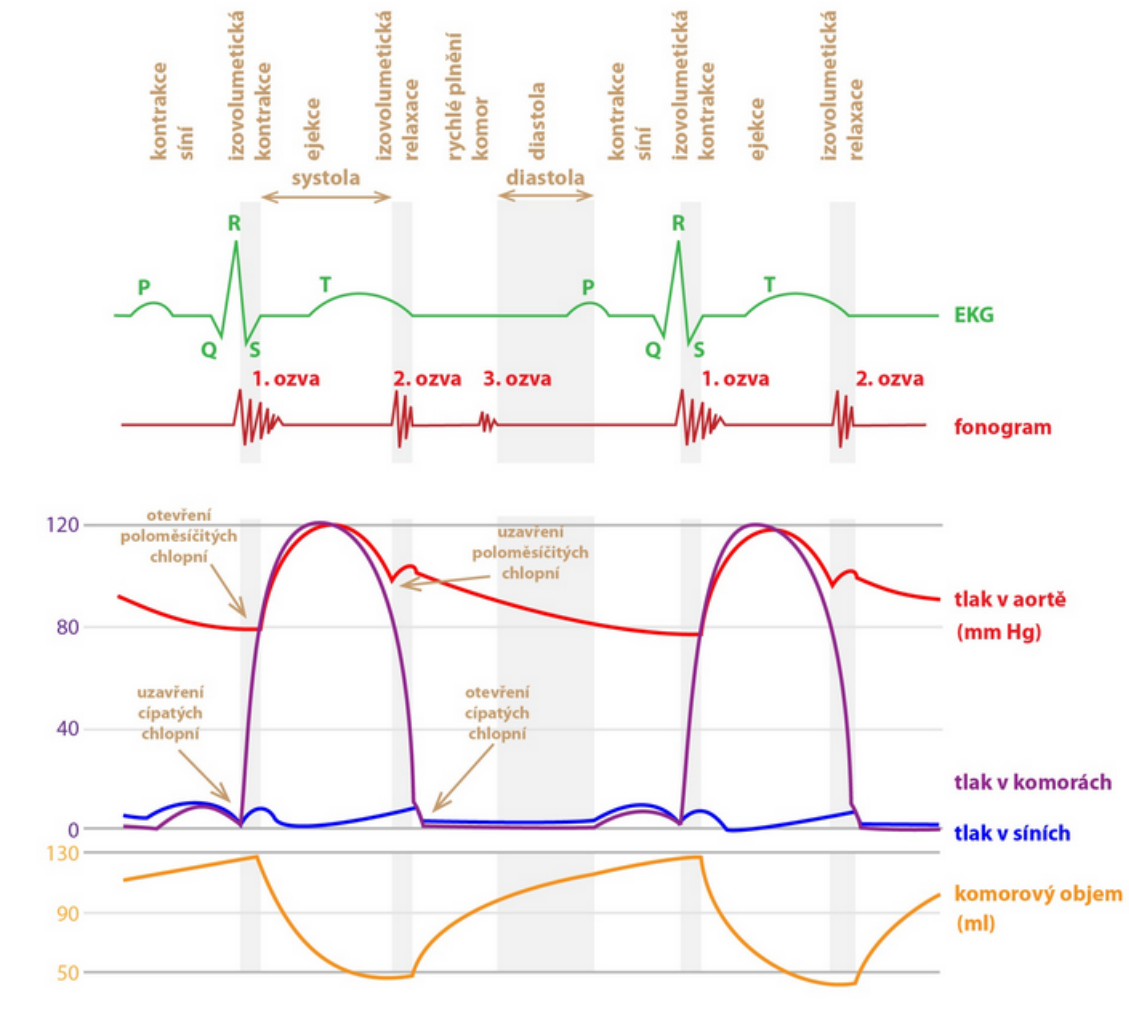
1.2.1 Fonokariografie

Při srdeční aktivitě vzniká řada specifických zvuků, způsobených změnou rychlosti nebo charakteru proudění krve. Stejně jako u signálu z EKG má i tento zvukový

signál posloupnost. U fonokardiografu se jednotlivým segmentům říká ozvy. [8]

- **První ozva - systolická** je delší a hlubší. Začátek této ozvy odpovídá vrcholu vlny R EKG. Normální trvání je 100 ms až 170 ms. Činnost srdce vyvolává kmitání o frekvenci 25 až 45 Hz. [8]
- **Druhá ozva - diastolická** je vyšší a jasnější. Trvá od 100 ms až po 140 ms. Může předcházet vlnu T nebo s ní kolidovat. Vyvolané vibrace jsou kolem 50 Hz. [8]
- **Třetí ozva - protodiastotická** hluboká a nepřízvučná. Následuje 100 ms až 200 ms po druhé ozvě a trvání je kolem 100 ms. Jde o svalovou ozvu vznikající rozkmitáním svaloviny srdeční komory během rychlého zaplnění komory. Přítomnost této ozvy u dospělého jedince je znakem vady srdce nebo protodiastotického svalu[8]
- **Síťová ozva - presystotická** taktéž nepřízvučná. Je opět znakem nedostatečnosti tzv. presystotický sval. [8]

Princip fonokardiografu spočívá v měření zvuku srdeční aktivity pomocí mikrofonu umístěného na hrudníku pacienta. Získaný signál se nadále částečně zpracuje. Fonokardiograf zpravidla nemá vlastní zobrazovací systém, ale bývá zakomponovaný jako část elektrokardiografu. Dle [8] užitečný signál, odpovídající otevírání případně uzavírání chlopní a proudění krve, leží v nižších částech kmitočtového spektra signálu, zatímco šelesty vzniklé při nesprávném fungování srdce odpovídají vyšším kmitočtům. Jak je vidět z obrázku 1.4, fonokardiografický signál můžeme porovnat například se signálem Z elektrokardiografu. [8]



Obr. 1.4: Vztah mezi EKG signálem, srdečními ozvami a průběhu tlaku [9]

1.2.2 Pletysmografie

Objem částí lidského těla se mění spolu s hodnotou krevního tlaku. Děje se to kvůli pružnosti krevního řečiště a tkáně kolem něj. Lze tedy z těchto změn určit okamžiky prokrvení řečiště, toho můžeme využít pro měření tepové frekvence. Přístroje, které jsou schopné zaznamenat tyto změny, se nazývají pletysmografy. Rozdělujeme je podle principu snímání. Dělíme je na kapacitní a fotoelektronické. [8]

Kapacitní pletysmografy

Můžeme je rozdělit do dvou skupin podle principu snímání. První skupinou jsou pletysmografy využívající kondenzátory s pružným dielektrikem. Další skupinou jsou přístroje, které využívají část těla jako jednu z desek kondenzátoru. [8]

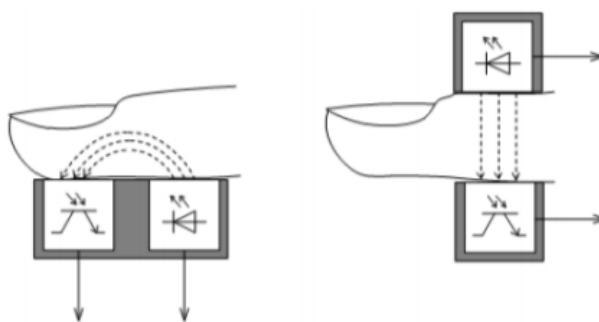
V prvním případě jsou změny kapacity převáděny na změny napětí a dále zpracovávány. Snímač se nejčastěji připevní na prst, na kterém musí být pevně nasazen. Tudíž se vnitřní průměr kondenzátoru zároveň rovná průměru prstu. Nevýhodou tohoto snímače je, že pokud na dielektrikum působíme nějakou silou, tak dielektrikum opět působí silou na prst, a tím brání změně objemu tkáně, který měříme. Kapacitní snímače ve tvaru rotačního kondenzátoru můžeme použít pouze pro měření končetin. [8]

Kapacitní snímače, které využívají povrchu těla jako jednu z desek kondenzátoru, mohou být provedeny, buď jako rovinné, nebo rotační. Podle [1] rovinný kapacitní snímač nelze cejchovat absolutně, ale můžeme jej využít pro měření relativních změn objemu tkáně. [8]

U kapacitních snímačů tvaru rotačního tělesa můžeme změnu kapacity převést na změnu objemu tkáně uvnitř snímače. Díky tomu můžeme rotační snímače cejchovat absolutně. [8]

Fotoelektrický pletysmograf

Fotoelektrický pletysmograf může pracovat buď se snímačem reflexním, nebo průsvitovým. Při změně tlaku krve se mění objem kapilár a to způsobuje změnu absorpce a odrazu světla. Tato metoda se dá tedy použít pro detekci změn objemu tkáně a zároveň ji můžeme použít pro vyhodnocení tepové frekvence. Největší nevýhodou této metody je její citlivost na pohyb. Pro potlačení efektu zabarvení krve, který je způsobený nasycením krve kyslíkem, je vhodné použít zdroj světla pracující v infračervené oblasti. Kvůli tomu je jako detektor nutné použít prvky s dostatečnou citlivostí v infračervené oblasti. Můžeme na to využít jak fotoodpory, tak fototranzistory. Fotoelektrické snímače jsou použitelné pro relativní měření. Rozložení fotoelektrického pletysmografického snímače můžeme vidět na obrázku 1.5. [8]



Obr. 1.5: Reflexní (vlevo) a průsvitový (vpravo) fotoelektrický snímač pletysmografu

[10]

1.2.3 Elektrokardiografie

Činnost srdce je provázána vznikem elektrických signálů. Právě tyto signály snímáme pomocí elektrod připojené na tělo pacienta a následně zpracujeme a zobrazíme elektrokardiografem (zkráceně EKG). Při změně mechanické činnosti srdce se projeví tato změna i v elektrickém signálu. Tímto způsobem můžeme identifikovat abnormality v srdečním cyklu. [8]

Snímání elektrické aktivity srdce lze provádět několika způsoby. Nejčastěji se jedná o snímání z povrchu těla pomocí elektrod, dále existují elektrody pro snímání v jícnu nebo nitrosrdčně pomocí speciálních katetrů. [11]

EKG snímáme z povrchu těla pacienta vhodným umístěním elektrod na břicho a hrudníku. Ke snížení přechodového odporu mezi tělem a elektrodou se kůže odmašťuje a potírá speciálním gelem (solné roztoky). V této práci budeme používat samolepící elektrody, jejichž součástí je již vodivý gel. [11]

V současné době se pro připojení pacienta k EKG používají nejčastěji dvanácti svodové elektrody, které jsou založené na principu měření rozdílu napětí mezi různými místy (na končetinách a na hrudníku).

Elektrody můžeme dělit na:

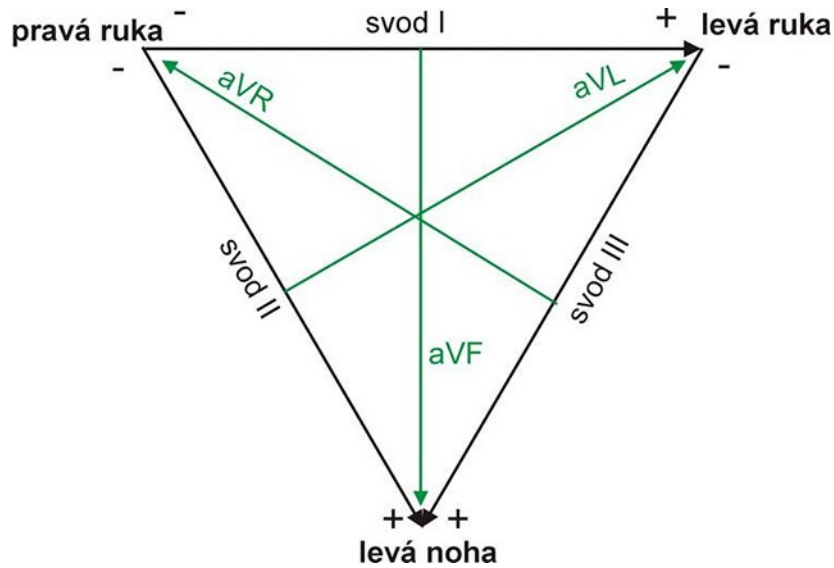
- **Standardní končetinové svody** bipolární.
- **Unipolární končetinové svody** měření napětí z elektrod končetin vůči uměle vytvořené zemi.
- **Unipolární hrudní svody** měření napětí na různých místech na hrudi vůči umělé zemi.
- **Bipolární hrudní svody** vhodné například pro měření při fyzické aktivitě.

V této práci budeme při realizaci používat plovoucí elektrody. Z důvodu zvýšených hygienických požadavků budou použité elektrody také jednorázové. Pro získání zjednodušeného průběhu EKG signálu stačí měřit pouze jeden svod. Přiložením elektrod do Einthova trojúhelníku, na obrázku 1.6, můžeme získat tři průběhy EKG signálu. Tento signál nemá sice dostatečnou diagnostickou hodnotu, ale pro detekci QRS komplexu a měření tepové frekvence je dostatečný. [7] [8] [11]

Plovoucí elektrody

Použití plovoucích elektrod představuje způsob omezení výskytu pohybových artefaktů. Plovoucí elektroda je vždy tvořena diskem s vrstvou gelu, která se pohybuje s elektrodou. Tím je minimalizována možnost výskytu chyby při pohybu elektrody. Elektrolyt se aplikuje do kovového pouzdra, které obklopuje kovový disk, nebo je (u elektrod s jednorázovým použitím) výrobcem napuštěn do pěnové podložky, přichycené ke kovovému disku elektrody. Elektrody jsou vyráběny z Ag/AgCl . K povrchu

těla jsou fixovány pomocí oboustranných lepicích kroužků, nebo jsou vybaveny samolepicí vrstvou. [11]

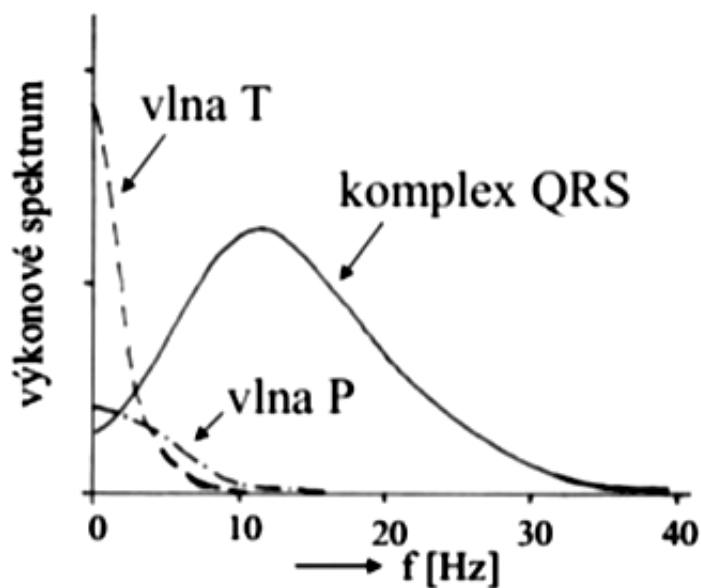


Obr. 1.6: Einthovenovy bipolární svody [13]

Konstrukce EKG

Většina současných moderních elektrokardiogramů používá 12svodové zapojení elektrod. Je požadováno, aby záznamy ze všech dvanácti svodů bylo možné současně zobrazit, či vytisknout. Podoba elektrokardiografického záznamu je standardizována. Základní citlivost je 10 mm/mV. [8]

Stejnoseměrnou složku vstupního signálu elektrokardiogram nepřenáší. Pro diagnostické účely se využívá dolní mezní frekvence 0,05 Hz, pro monitorování postačuje 0,5 Hz. Horní mezní frekvence, která se volí 100 Hz leží v pásmu výskytů artefaktů způsobených svalovou aktivitou. Pro dostatečnou kvalitu měřeného EKG signálu je nutné, aby pacient zůstal po celou dobu vyšetření naprosto v klidu. Pokud to není možné zajistit, například při monitorování tepu během sportování nebo při zátěžových testech, volí se horní mezní kmitočet 30 – 50 Hz. Důvod ke zvolení těchto hodnot pásmové propusti můžeme vidět na obrázku 1.7, na kterém je výkonové spektrum EKG signálu. Na obrázku vidíme, že většina výkonu EKG signálu se nachází v kmitočtech do 40 Hz. Při měření tepové frekvence je nejčastěji potřeba spávně určit komplex QRS, který má největší výkon na frekvencích okolo 7 Hz až 20 Hz. Dále se musí z signálu odfiltrovat síťové rušení při 50 Hz. [11] [8]



Obr. 1.7: Spektrum EKG signálu [12]

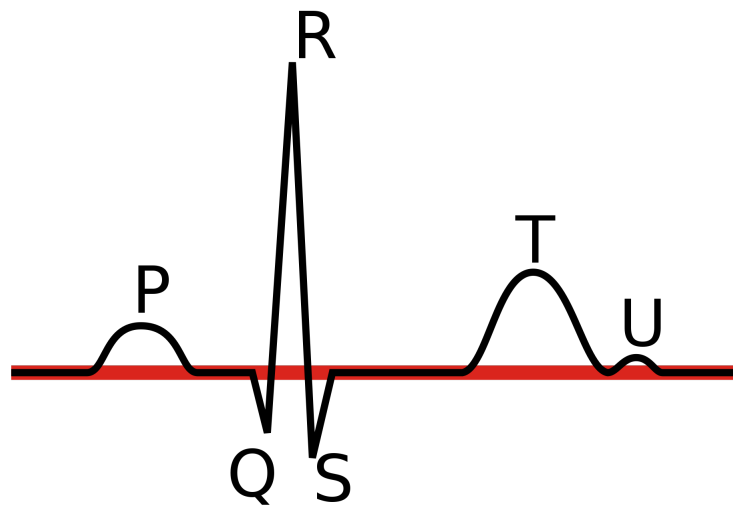
Popis částí EKG signálu

Pro správné vyhodnocení EKG signálu je nutné znát jeho vlastnosti a parametry. [11] [8]

- **P vlna** je pozitivní výchylka a je projevem depolarizace síní. Může mít širokou škálu tvarů, od ostřejší špičky až po plochý tvar. Amplituda dosahuje od 0 po 0,3 mV.
- **P - R interval** začíná s depolarizací síní a ustává s depolarizací komor. Standardně interval trvá od 120 ms do 200 ms. Doba trvání této části signálu závisí na stáří měřené osoby a také se na ní odráží tepová frekvence.
- **Q vlna** je negativní výchylka komplexu QRS. Standardní amplituda vlny Q dosahuje až čtvrtiny výchylky vlny R. Nejedná se o standardní výchylku, takže může i v signálu chybět. Normální doba trvání nepřesahuje 30 ms.
- **R vlna** je pozitivní výchylka vyskytující se hned po vlně Q. R vlna je výraznější vlna v signálu EKG. Velikost výchylky silně závisí na místě snímání. Může dosahovat až několik mV. Průměrná doba trvání je do 100 ms.
- **S vlna** je druhá negativní výchylka v komplexu QRS následující po vlně R. Vlna S není standardní výchylka. Dosahuje amplitudy až 0.8 mV a doby trvání do 50 ms.
- **QRS komplex** krátká, ale výrazná část signálu EKG. Vzniká v důsledku depolarizace komor. Celková doba trvání bývá od 50 ms až po 100 ms.
- **Q - T interval** je měřen od začátku QRS komplexu až po konec T intervalu. Na délku intervalu má vliv několik faktorů, jako např. stáří nebo pohlaví pa-

cienta, tepová frekvence, také může být ovlivněna léky. Průměrná délka je 300 ms až 420 ms.

- **T vlna** je většinou pozitivní výchylka. Indikuje stav srdeční svaloviny. Dosahuje amplitudy kolem 0.8 mV a trvá od 100 ms až po 250 ms.
- **U vlna** je malá pozitivní vlna, někdy zaznamenána po vlně T. Její tvar a výskyt je závislý na celé řadě faktorů.
- **R - R interval** Je to doba, která se měří mezi dvěma po sobě jdoucími vlnami R. Tato doba se také nejčastěji měří při určování tepové frekvence. Normální rytmus je pravidelný o frekvenci 60-90 tepů/min, kdy délka intervalu R-R nekolísá o více než 10 procent.



Obr. 1.8: Křivka EKG signálu [13]

1.3 Výběr způsobu měření tepové frekvence

V předešlé sekci byly popsány některé z metod, vhodných na určení tepové frekvence. Vzhledem k způsobu použití navrhovaného systému jsem zvolil metodu měření pomocí EKG. Tuto metodu jsem volil především kvůli bezpečnosti, ale i pohodlí řidiče při řízení automobilu. Například při využití pletysmografie by musel řidič mít k prstu přidělaný pletysmograf, který by dozajista překážel, nemluvě o tahání vodičů připojené k snímači na prstu.

Další možností by mohlo být vsazení senzorů do volatu. V tomto případě by snímače musely být po celém obvodu volantu, jinak bychom dostávali přerušované informace a celé měření by bylo zatíženo chybou. Při použití EKG, elektrody, které bude mít řidič připevněné na hrudi a břicho, nebudou překážet při běžných pohybech, které bude řidič vykonávat za jízdy. Signál z elektrod poté bude veden vodiči

do přídatného zařízení na zpracování signálu, o jehož návrhu se budeme bavit v následující kapitole.

1.4 Zpracování a vyhodnocování signálu EKG

V této kapitole se budu zabývat výběrem a popisem vhodných hardwarových prostředků pro následné zpracování EKG signálu. Samotný výpočet a pozdější ukládání a přeposílání na externí úložiště bude realizováno pomocí mikropočítače.

Zpracování naměřeného EKG signálu se dá realizovat mnoha prostředky. Z hlediska odesílání naměřených dat bezdrátově do databáze je nutné využít mikropočítač. Úloha nebude výpočetně náročná, a nebude tedy potřeba velkých výpočetních výkonů nebo velkých úložišť dat přímo v mikropočítači. Ke čtení analogové hodnoty EKG signálu ale bude potřeba, aby mikropočítač disponoval analogově digitálním převodníkem s dostatečným rozlišením a dostatečně krátkou periodou vzorkování. Bude také požadováno, aby byl mikropočítač schopen používat Wi-fi, která se bude používat pro bezdrátový přenos dat do databáze.

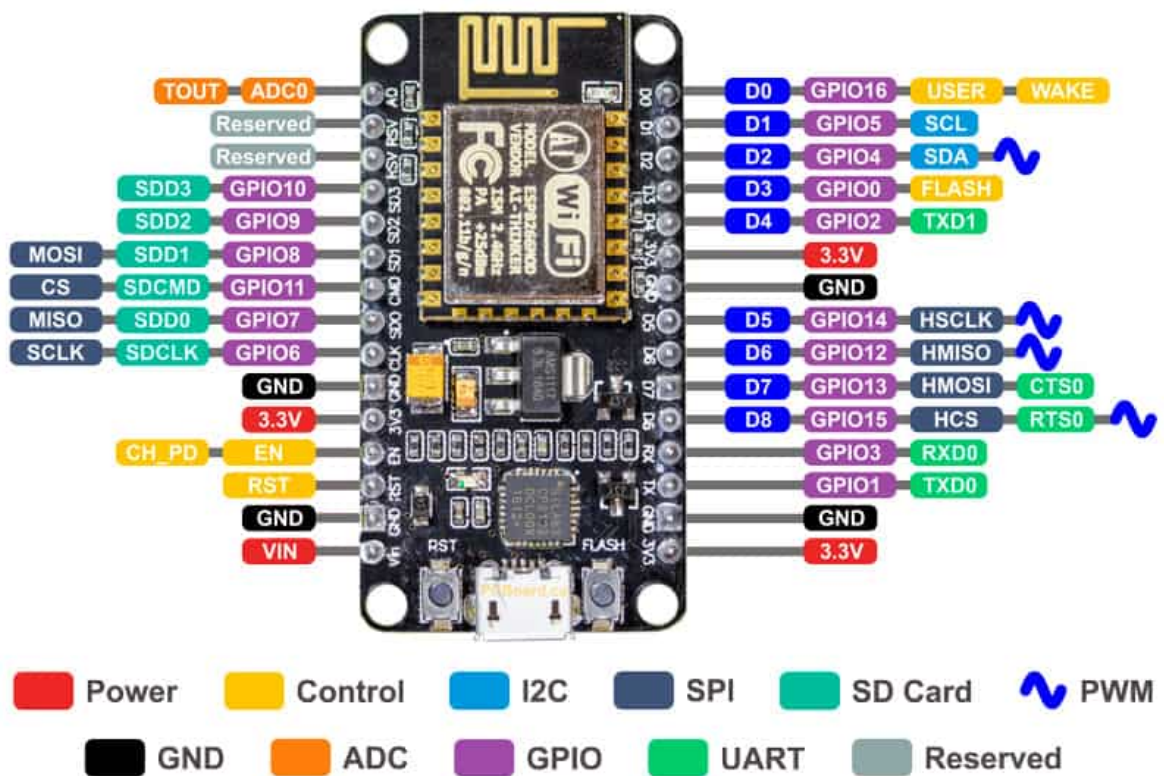
Těmto požadavkům vyhovují například mikropočítače Arduino Uno wifi, Raspberry pi zero w nebo NodeMCU V3. Jednotlivé mikropočítače budou probrány podrobněji v následující sekci.

1.4.1 Popis mikropočítače NodeMCU V3

NodeMCU je open-souce vývojová deska, jejíž hlavní využití je při tvorbě amatérských IoT (internet věcí) aplikacích. Mikrokontrolér je postaven na čipu ESP8266, navrženém a vyrobeném společností Espressif Systems. Čip obsahuje klíčové prvky počítače jako jsou CPU, RAM a síťové připojení. Mikroprocesor podporuje RTOS a pracuje s 80 MHz hodinovými impulzy. Deska obsahuje 128 KB RAM a 4 MB paměti Flash pro ukládání dat a programu. NodeMCU může být napájeno buď z Micro USB konektoru nebo pomocí pinu externího napájení (VIN). Mikrokontrolér podporuje komunikace přes rozhraní UART, SPI a I2C. Pro komunikaci a vstupně výstupní funkce je deska posázena celkem 30ti piny. [15]

- **Napájecí piny**, zejména VIN, který může sloužit jako vstup pro externí napájení vývojové desky. Pro napájení je vhodné použít napětí od 4,5 až 10 V. Dále se na desce nacházejí tři 3,3 V piny, které jsou výstupem ze zabudovaného napěťového regulátoru. Tyto piny mohou být použity pro napájení externích zařízení. Mikrokontrolér také obsahuje 4 zemnicí piny GND. [16] [17]
- **I2C piny** mohou být použity pro komunikaci se senzory a perifériemi využívající také rozhraní I2C. Podporováno je jak možnost I2C Master, tak i Slave. [17]

- **GPIO piny.** NodeMCU obsahuje 17 digitálních vstupně výstupních pinů. Některým z těchto pinů jsou přiřazené funkce, například I2C, UART, PWM, LED. Každý z povolených GPIO může být nastaven vnitřně jako pull-up, pull-down nebo do vysoké impedance. V případě nastavení jako vstupních pinů, mohou být též nastaveny pro přijímání hrany nebo úrovně. [17]
- **Analogový kanál.** Vývojová deska obsahuje jeden vstupní analogový pin. O převod analogové hodnoty se stará vestavěný 10ti bitový AD převodník s postupnou aproximací. [17]
- **UART.** Mikrokontrolér je vybavený dvěma rohraními UART (UART0 a UART1), které poskytují asynchronní komunikaci (RS232 a RS485). Je možné dosáhnout rychlosti až 4.5 MB za sekundu. UART0 (TXD0, RXD0, RST0 a CTS0 piny) může být použitý pro komunikaci, zatímco UART1 (TXD1 pin) je schopný data poze odesílat. [17]
- **SPI.** NodeMCU obsahuje 2 SPI (SPI a HSPI) v slave a master módu. SPI také podporuje čtyři časovací módy pro formát SPI přenosu a až 64 bytovou frontu FIFO. [17]
- **SDIO piny** (Secure Digital Input/Output interface) mohou být využity pro přímé rohraní s SD kartou. Deska podporuje 4 bitový 25 MHz SDIO v1.1 i 4 bitový 50 MHz SDIO v2.0. [17]
- **PWM** (pulzně šířková modulace). Deska obsahuje 4 kanály pro PWM. Ta může být využita například pro řízení motorů nebo LED. Frekvenční rozsah PWM může být nastaven od 100 Hz do 1 KHz. [17]



Obr. 1.9: NodeMCU V3 [17]

Pro snadnější programování a nahrávání kódu, je na desce vestavěný USB to Serial čip. Programování je poté možné realizovat přes rozhraní USB. K samotnému programování je možné využít prostředí Arduino IDE, které je kompatibilní pro vývojové desky NodeMCU. Nicméně pro první spuštění a nahrání prvního kódu je nutné udělat určité úpravy a nahrát do desky nejnovější firmware. [16]

Hlavní výhodou NodeMCU a mikroprocesoru ESP8266 je integrovaná síťová komunikace přes Wi-fi. Integrovaná je také Wi-fi anténa. Mikroprocesor se stal oblíbeným i pro skutečnost, že dokáže zvládnout HTTPS protokol. Mikrokontrolér může poté sloužit jako síťový klient, server nebo jako soft access point. Pro podporu síťových funkcí existují knihovny vytvořené nebo upravené speciálně pro ESP8266. Vývojová deska NodeMCU je tedy vhodná pro aplikace využívající bezdrátovou síťovou komunikaci. [19]

1.4.2 Popis mikropočítače Arduino Uno

Arduino Uno je vybaveno 8bitovým mikroprocesorem ATmega 328P. Deska kromě čipu obsahuje také například krystalový oscilátor, sériovou komunikaci nebo regulátor napětí. Mikropočítač disponuje čtrnácti digitálními vstupně výstupními piny,

ze kterých se šest dá použít jako výstup pulzně šířkové modulace (PWM). Digitální piny mohou být programově nastaveny jako vstupní nebo výstupní. Každý z těchto pinů pracuje na hodnotě 5 V a může přijmout nebo poskytnout maximálně 40 mA. Piny jsou též vybaveny vnitřními 20-50 k Ω pull-up rezistory, které jsou připojené k zemi. Některé z pinů na desce mají speciální použití, například: [20]

- **Sériové piny 0(Rx) a 1(Tx)** jsou piny, které jsou používány pro přijímání a odesílání sériové TTL [20]
- **Vnější přerušení, piny 2 a 3** mohou být nastaveny na spouštění přerušení při hodnotě LOW, při náběžné či sestupné hraně nebo při změně hodnoty. [20]
- **Piny pulzně šířkové modulace 3, 5, 6, 9 a 11** poskytují osmibitový pulzně šířkově modulovaný výstup při použití funkce *analogWrite()* [20]
- **Piny SPI komunikace 10(SS), 11(MOSI), 12(MISO), 12(SCK)**, tyto piny se používají pro komunikaci SPI, která je typu Master-Slave. Často se využívá pro komunikaci mikroprocesorů a přídatných zařízení, jako je A/D převodník, EEPROM nebo třeba displeje. [20]
- **Ovládání zabudovaná LED, pin 13.** Tento pin je možné využít pro řízení vestavěné LED. Když je na pinu hodnota HIGH LED, je sepnutá, naopak pokud pin je nastavený na LOW, dioda je rozpojená,[20]

Vývojová deska obsahuje také šest analogových vstupních pinů, které fungují v rozmezí 0 až 5 V. Každý z těchto pinů poskytuje rozlišení 10 bitů, což je 1024 různých hodnot. Pokud analogové piny pracují s maximálně 5 V, tak rozlišitelnost analogového vstupu je 4,88 mV. Analogové piny 4 a 5 také můžeme použít pro komunikaci typu I2C (jedná se o dvou vodičovou komunikační linku, jeden vodič slouží pro přenos dat (SDA v našem případě pin 4), a druhý je pro přenos hodinového signálu (SCL pin 5). Pro připojení k počítači a programování desky je možné využít USB připojení. [20]

Programovací rozhraní Arduino IDE

Arduino IDE(integrated development environment) je cross-platform aplikace vytvořená v programovacím jazyce Java. Skládá se z textového editoru doplněného o funkce jako jsou vkládání a kopírování textu, hledání a nahrazování výrazů, automatické odsazování, zvýrazňování textu a doplňování závorek. Výhodou je také přeložení a nahrání kódu do vývojové desky pomocí jediného tlačítka. Součástí IDE je též textová konzole pro vypisování chyb a hlášek při kompilaci programu. [21] [22]

Arduino IDE podporuje programování v jazyce C a C++. IDE využívá softwareové knihovny buď přímo od Arduina nebo firem vyrábějící moduly k mikropočítačům. Tyto knihovny poskytují mnoho běžných vstupně výstupních procedur. [21] [22]

1.4.3 Výběr hardwarových prostředků

Další možnosti pro výběr vhodného zpracování by mohly být mikropočítače Raspberry Pi. Tento výrobce mikropočítačů vznikl ve Velké Británii, kde se snažili přiblížit řízení různých zařízení studentům. V porovnání s Arduinem jsou mikropočítače Raspberry Pi složitější a výkonnější, ale větší. Základní mikropočítač je Raspberry Pi Zero. Tento mikropočítač má například 1 GHz jednojádrový procesor, 512 Mb paměti RAM a výstup pomocí HDMI. Naopak Arduino Uno s mikroprocesorem ATmega328 má maximální frekvenci 16 MHz, 32 Kb paměti SRAM. Porovnání těchto třech vybraných mikropočítačů můžete vidět v tabulce 1.1. Jsou zde vypsané informace, které nás zajímají z hlediska aplikace měření tepové frekvence. [20] [23]

Jedním z hlavních požadavků je dostatečně krátká perioda vzorkování analogového vstupu. Arduino má vzorkovací periodu 100 μ s. Nejkratší dobu trvání má vlna R, která trvá 100 ms, takže z hlediska vzorkovacího teoremu nám Arduino vyhovuje. Raspberry pi nemá vestavěný analogově digitální převodník a bylo by tedy nutné použít takzvaný shield, jedná se o nastavbu, která se připojí na mikropočítač a poskytuje tak dodatečné funkce. NodeMCU V3 má jeden analogový vstup napojený na 10ti bitový analogově digitální převodník. [20]

Dalším požadavkem je, aby mikropočítač obsahoval rozhraní pro komunikaci pomocí Wi-fi. Tento požadavek NodeMCU splňuje, jelikož byl přímo navržen pro IoT aplikace. Raspberry Pi Zero je možné zakoupit v modelu Zero w, které má v sobě vestavěné Wi-fi i Bluetooth. Arduino Uno nemá vestavěnou možnost bezdrátové komunikace, musel by se opět použít odpovídající rozšiřující shield.

Další požadavky, podle kterých bychom mohli vybírat mikropočítač, je spotřeba. Jelikož je požadavek na bezpečnost zařízení na měření srdečního tepu, není vhodné napájet zařízení z rozvodné sítě. Proto bude nutné, aby součástí zařízení byla i baterie. V tabulce jsou vypsané hodnoty průměrné spotřeby mikropočítačů. Informace o spotřebě jsou udávány za klidového režimu zařízení, například u Raspberry zero se uvádí spotřeba 120 mA, pokud je vypnutá komunikace HDMI a jsou vypnuté vestavěné LED. Využívání periférií mikropočítače nebo bezdrátová komunikace může podstatně zvýšit spotřebu. Jelikož budou zařízení často odesílat data bezdrátově, může se spotřeba vyšplhat klidně až na dvojnásobek. [23], [24], [25]

Z udaných parametrů je zřejmé, že použití Raspberry pi by bylo zbytečné. Raspberry má velký výkon, který pro měření tepové frekvence a bezdrátové odesílání zůstane nevyužitý. Dále nedisponuje ADC, a bylo by tedy nutné přidávat další zařízení, čímž se zvětší už tak špatná spotřeba a velikost samotného zařízení.

Arduino Uno vyhovuje z hlediska výkonu i spotřeby. Obsahuje i ADC, ale opět by bylo nutné použít nastavbu pro bezdrátovou komunikaci. Vzrostla by tak spotřeba a rozměry zařízení.

Mikropočítače	Arduino Uno	Raspebrry pi zero	NodeMCU V3
CPU	16 MHz	1 GHz	80 MHz
RAM	32 KB	512 MB	64 KB
VIN	5 - 12 V	5 V (USB)	4,5 - 12 V
Spotřeba	50 mA	120 mA	40 mA
Pracovní napětí	5 V	3,3 V	3,3 V
Vestavěný ADC	ano	ne	ano
Rozlišení ADC	10 bit	12 bit	10 bit
Vzorkování	10 KHz	100 KHz	> 500 Hz
Konektivita	SPI, UART, I2C	I2C, MicroSDHC	SPI, UART, I2C, SDIO
Rozměry zařízení	69 x 53 mm	30 x 65 mm	58 x 32 mm
Vestavěný Wifi	ne	ano	ano

Tab. 1.1: Tabulka přehledu vlastností mikropočítačů.

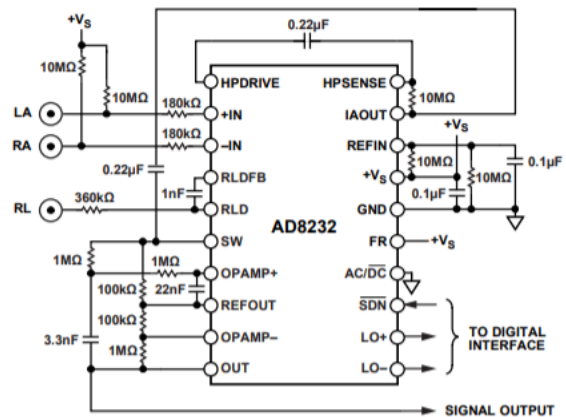
Pro měření tepové frekvence bude nejvhodnější využít mikropočítač NodeMCU. Mikropočítač má vestavěný analogově digitální převodník i bezdrátovou komunikaci. Rozměry zařízení jsou nejpřívětivější a není potřeba rozšiřujících zařízení.

1.4.4 Úprava měřeného EKG signálu pomocí AD8232 modulu

Z popisu EKG víme, že rozdílové napětí snímané elektrodami, je v řádech mV, přesněji komplex QRS dosahuje až 2 mV. Pokud bychom chtěli tento signál připojit přímo na vstup mikroprocesoru, museli bychom signál zesílit, jelikož rozlišitelnost Arduina je 4,88 mV. Již zmíněný EKG signál obsahuje také šum a rušení. Z těchto důvodů je nutná úprava signálu před jeho připojením do mikroprocesoru. Pro tuto úpravu můžeme použít například integrovaný obvod AD8232 vyráběný firmou Analog Devices. [26]

Integrovaný obvod AD8232 je navržený právě pro úpravu nízkoúrovňových signálů jako je právě EKG signál. Na vstup obvodu se připojí měřený signál z elektrod, ten je následně zesílen a filtrován horní propustí druhého řádu a dolní propustí třetího řádu, kvůli odstranění pohybových artefaktů a přebytečného šumu. Pro nastavení filtrů jsou vyvedené vývody z integrovaného obvodu, na které je možné pomocí připojení pasivních součástek nastavit parametry filtrace. Obvod je navržený na měření biosignálů pomocí tří elektrod, z nichž dvě jsou vedené do rozdílového zesilovače a jedna je použita pro uzemění pacienta a zlepšení CMRR (common mode rejection ratio). [26]

Tento integrovaný obvod byl použit v modulu *AD8232 heart rate sensor*, který je kompatibilní pro použití Arduina. Schéma zapojení modulu je na obrázku 1.10 Modul využívá tři elektrody, jejichž pomocí se snímá EKG signál. Ten je následně zesílen a filtrován horní propustí nastavenou na 7 Hz a dále dolní propustí nastavenou na 24 Hz. Takto nastavená filtrace je podle [26] (str. 27) nejlepší pro snímání srdeční aktivity při pohybu pacienta, což je vzhledem k našemu způsobu použití více než vhodné. [26]



Obr. 1.10: Zapojení AD8232 [26]

1.4.5 Přídavná zařízení

K realizaci zařízení a ke správné komunikaci mezi obsluhou a zařízením je potřebné přidat moduly, které toto spojení uskuteční. Jako vstupní informace nám budou sloužit tlačítka. Pro prvotní nastavení bude nutné vypisovat informace ze zařízení. To nám bude zajišťovat displej. V poslední řadě byl také požadavek na kontrolu bezdrátového přenosu dat. Zařízení bude tedy také vybaveno pamětovou kartou, na kterou se budou ukládat hodnoty tepové frekvence, které se následně budou odesílat do externí databáze.

Displej

Na trhu je široká nabídka displejů. Pro zobrazování informací z mikropočítače existuje i mnoho hotových modulů. Displeje mohou být například LCD nebo OLED, mohou být barevné nebo jen dvoubarevné, mají i různé barvy podsvětlení. Pro účely vytvářeného zařízení bude stačit zobrazovat málo informací, a proto jsem vybral I2C LCD displej. Tento displej zobrazuje pouze text nebo ASCII znaky. Má 2 řádky a 16 sloupců, celkově tedy může zobrazit 32 znaků. Každý znak se kládá z matice bodů, přesněji 5 x 8 pixelů. V případě potřeb je možné definovat vlastní znak pro zobrazení na displeji. Pro komunikaci mezi zařízením a displejem slouží 16 pinů. Pro zjednodušení a zlepšení konektivity je displej vybaven I2C adaptérem. Komunikace tedy probíhá přes rozhraní I2C a zapotřebí je připojit 4 propojovací vodiče, dva jsou pro napájení a další dva slouží pro přenos informací. Displej je napájen stejnosměrným napětím o 5 voltech. V případě nutnosti je možné tento displej také napájet například

3,3 V, ale jas odrazí se to na podsvícení displeje. Odesílání informací se uskutečňuje přes piny SDA a SCL, kde SDA jsou sériová data a SCL je sériový hodinový impuls. Vývojová deska NodeMCU má možnost komunikace přes rozhraní I2C, takže displej je kompatibilní. Na displeji je také možnost nastavená jasu potenciometrem. [27]

SD karta

Pro připojení a ukládání dat na SD kartu pro mikropočítače z rodiny Arduina je opět několik modulů. SD karta se připojuje na rozhraní SPI komunikace. Jelikož jsou moduly původně určené pro použití na mikropočítačích Arduina, které pracuje s 5 V logikou, obsahují moduly regulátory napětí na 3,3 V, na kterých zase pracují SD karty. NodeMCU ale pracuje s 3,3 V vnitřní logikou, je tedy možné připojit SD kartu přímo na mikropočítač. Pro možnost snadného vyjmutí a vsunutí SD karty je nutné opatřit patici pro SD kartu. Proto využijeme MikroSD kartu a jako patice poslouží adaptér na SD kartu. Tento adaptér pak jednoduše připájíme na požadované piny. Pro správné ukládání hodnot je nutné MikroSD kartu nejdříve naformátovat na FAT32. [28]

1.5 Nástroje bezdrátového přenosu dat

V této kapitole se zaměřím na výběr vhodného způsobu bezdrátového odesílání dat do databáze. Přiblížím prostředky pro založení a fungování databáze a zvolíme si nejhodnější databázový systém.

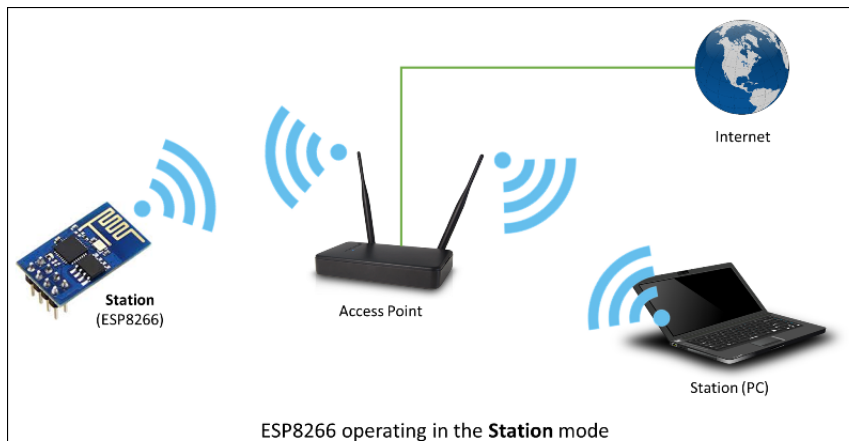
1.5.1 Wifi komunikace

V oblasti bezdrátových lokálních sítí existuje mnoho standardů. Jedním z nejrozšířenějších je IEEE 802.11. Wi-fi je standardizovaný způsob komunikace bezdrátových zařízení. Wi-fi je souhrnné označení pro standard IEEE 802.11 popisující protokoly bezdrátové komunikace. Ovšem i v rámci tohoto standardu existují různá řešení, která se liší oblastí použití, cenovou dostupností, datovou propustností a dosahem. V roce 1997 zveřejnila IEEE standard bezdrátové sítě Wireless LAN (WLAN) označený jako IEEE 802.11. Standard ustanovil bezdrátovou síť pracující v kmitočtovém pásmu 2,4 GHz a podporoval přenosové rychlosti od 1 do 2 Mb/s. Současné bezdrátové sítě jsou založené na principech tohoto standardu, avšak v mnohém jej doplňují nebo rozšiřují. [29]

Zařízení, která se připojují k Wi-fi síti, se nazývají stanice. Připojení do bezdrátové lokální sítě (WLAN) umožňuje přístupový bod (access point). Přístupový bod je obvykle součástí routeru pro umožnění přístupu z wifi sítě na internet. Každý

přístupový bod je rozpoznán podle SSID (Service Set Identifier), které spouží jako jméno sítě pro připojení stanice k Wi-fi. [19]

Mikropočítač NodeMCU může pracovat jako stanice, a připojit se tedy k již existující Wi-fi síti. Též může mikropočítač sloužit jako Soft access point, a založit tak svou vlastní Wi-fi síť, do které je možné připojit další stanice. V této práci bude zařízení pracovat v módu stanice. Zařízení NodeMCU využívá standardy IEEE 802.11 b,g,n. Jelikož v dnešní době existuje mnoho standardů, budu se zabývat pouze těmi, které využívá zařízení obsažené v této práci [17] [19]



Obr. 1.11: ESP8266 v módu stanice [19]

Standardy IEEE 802.11

Prvním z podporovaných standardů je IEEE 802.11 b. Tento standart je jedním z prvních používaných. Standard definuje celkem čtrnáct kanálů v pásmu 2 400 až 2 497 MHz. Ve většině zemí Evropy může být WLAN provozována v pásmu 2 400 až 2 483,5 MHz. Toto pásmo je rozděleno na třináct kanálů. Standard byl schopný pracovat při rychlosti až 11 Mb/s, přestože běžně dosahoval nejvýše poloviny udávané nejvyšší rychlosti. [29]

Dalším standardem je IEEE 802.11 g, který se na trhu objevil v letech 2002 a 2003. Standard je postavený na kombinaci předešlých 802.11 b a 802.11 a. Výhodou je možnost přenášet až 54 Mb/s ve stejném frekvenčním pásmu a to 2,4 GHz. Zachovává také kompatibilitu z staršího 802.11 b a přebírá pokročilejší kódovací a modulační techniky od 802.11 a. [29]

Posledním nejnovějším standardem, který podporuje NodeMCU, je IEEE 802.11 n. Standard byl vyvinutý kvůli zvýšeným nárokům na přenosové rychlosti a kapacitu přenosu. Standard je schopný dosáhnout maximální rychlosti 600 Mb/s v kmitočtových pásmech 2,4 a 5 GHz. [30]

1.5.2 Definice databáze

Databází se myslí organizovaný soubor strukturovaných informací, jenž jsou uloženy v elektronické podobě v počítačovém systému. O řízení databáze se stará systém pro správu databáze (DBMS – database management system). Ten se společně s daty a přidruženými aplikacemi často označuje jako databázový systém, neboli zkráceně databáze. [31]

Dnešní databáze jsou modelovány jako sada tabulek v nichž jsou data uložena do řádků a sloupců, což umožňuje efektivní práci s databází. Vhodnou strukturou databáze je zajištěn snadný přístup k datům, jejich správa, aktualizace, úpravy, či řízení přístupu a organizace. Většina relačních databází využívá, k vytváření dotazů a plnění databáze, dotazovací jazyk SQL. [31]

Základní dělení databází

Existuje mnoho různých typů databází. Jaká je nejvhodnější databáze pro konkrétní organizaci závisí na tom, jakým způsobem se zamýšlí data používat.

Na trhu je velké množství nejrůznějších typů databázových systémů. Výběr nejvhodnějšího systému záleží na způsobu využívání dat. [31]

Základní typy databází jsou :

- **Relační databáze** Jednotlivé záznamy jsou uspořádány do sady tabulek, které se následně skládají z řádků a sloupců. Relační databáze dle [31] "poskytuje nejefektivnější a nejflexibilnější způsob přístupu ke strukturovaným informacím". Relační databáze jsou, od 80. let, jedny z nejrozšířenějších typů databází. [31]
- **Objektově orientované databáze.** Podobně jako v objektově orientovaném programování jsou i informace v objektové databáze reprezentovány ve formě objektů. [31]
- **Distribuované databáze.** Databáze se většinou nachází na více místech a je složená z více souborů. Může být na jednom fyzickém úložišti nebo být distribuována v různých sítích. [31]
- **Datové sklady.** Neboli centrálním úložištěm dat, se označuje typ databáze, jež je využíván speciálně pro rychlé zadávání dotazů nebo analýzu uložených dat. [31]
- **Databáze NoSQL** Neboli nerelační databáze získala popularitu při zvýšeném zájmu o webové aplikace. Databáze umožňuje, na rozdíl od relačních databází, ukládat strukturovaná i nestrukturovaná data. [31]

SQL

Jazyk SQL je používán většinou relačních databází. Je to programovací jazyk, který se používá pro vytváření dotazů, manipulaci s daty, řízení přístupu a definování dat databází. SQL vyvinula společnost IBM ve spolupráci se společností Oracle v 70. letech. Je určen hlavně uživatelům ale často jej využívají i tvůrci aplikací. Je možné tento jazyk využívat v kterémkoli prostředí. SQL je standardizovaný jazyk.[31] [32]

Jazyk SQL může také definovat data a strukturu tabulky. Jeho použitím je možné naplnit sloupce tabulky daty nebo definovat vztahy mezi položkami. Umožňuje též řídit přístup k datům, tím se myslí udělování nebo odebrání oprávnění přístupu na více úrovních. Tím je možné ochránit data před náhodným nebo úmyslným zničením, neautorizovaným prohlížením, či manipulaci s nimi. [32]

SQL je neprocedurální, s množinovým přístupem k datům. Jazyk je snadno pochopitelný a srozumitelný, především protože chápe data v podobě tabulek. Databáze na kterou se dívá uživatel je soustava provázaných tabulek, které obsahují data. Každá z těchto tabulek obsahuje množinu dat, v níž jsou data uspořádána do sloupců (položek) a řádků (záznamů). K jednotlivým hodnotám se poté uživatel odkazuje stejně jako na prvky v matici. [32]

SQL ale nelze brát jako plnohodnotný programovací jazyk. To je způsobeno především absencí řídicí programové konstrukce a dalších požadovaných prvků, jenž by měl obsahovat každý programovací jazyk. Dle [32], SQL "nepředstavuje samotný databázový systém, ale různě integrovanou součást systému řízení bazí dat." [32]

V jazyce SQL musí být předem nastavený datový typ, který se očekává pro daný sloupec tabulky. Kromě datového typu je také nutné pro určité datové typy zadat i maximální šířku sloupce, či velikost hodnoty obsaženou ve sloupci. Je možné také nastavit počet desetinných míst. [32]

Přehled základních datových typů jazyka SQL:

- **SMALLINT** Celá čísla o maximální délce 6 znaků včetně znaménka. Maximální možné hodnoty jsou od -32,768 do 32,767. Velikost datového typu jsou 2 byte. [32]
- **INTEGER** Celá čísla o maximální délce 6 znaků včetně znaménka. Maximální možné hodnoty jsou od -2,147,483,648 až do 2,147,483,647. Velikost datového typu jsou 4 byty. [32]
- **FLOAT** Číslo s pohyblivou řádovou čárkou. Maximální možné hodnoty jsou od $2.22 \cdot 10^{-308}$ až k $1.79 \cdot 10^{+308}$. Velikost datového typu jsou 4 byte. [32]
- **CHAR** N znaků dlouhý řetězec symbolů. Povolený interval pro n je od 1 do 32767. Bez nastavení parametru n je implicitně roven 1. Velikost datového typu je n znaků. [32]
- **TIMESTAMP** SQL také umožňuje vkládat do dabaluky časové značky. Da-

tum ve formátu rok, měsíc, den, hodina, minuta, vteřina a zlomek vteřiny (na 6 míst): yyyy/mm/dd hh-mm-ss.ffffff. Velikost je n znaků. [32]

Oracle DB

Databáze Oracle je systém správy relačních databází vyvinutou společností Oracle Corporation. Systém je postaven jako relační databáze, ve které mohou uživatelé přímo přistupovat k datům buď formou front-end aplikace nebo prostřednictvím jazyka SQL. Databáze je často využívána globálními podniky, které spravují a zpracovávají data. Oracle disponuje vlastní síťovou součástí, která umožňuje komunikaci napříč sítěmi. Systém funguje na většině hlavních platform jako jsou Windows, UNIX, Linux a Mac OS. Oracle DB je placený systém a dle požadavků a rozpočtu je možné zakoupit různé verze. [35]

MySQL

MySQL je relační databázový systém s otevřeným zdrojovým kódem založený na SQL. Byl navržen a optimalizován pro webové aplikace a může běžet na libovolné platformě. Dnes se běžně využívá v kombinacích s Linuxem, PHP a Apache. Databázový systém MySQL byl vyvinut švédskou společností MySQL AB. Nyní ho vlastní Sun Microsystems, dceřiná společnost firmy Oracle Corporation. V dnešní době patří MySQL k nejrozšířenějšímu databázovému systému, je to především z důvodu otevřeného zdrojového kódu, vysokého výkonu a rychlosti a podpory u všech hlavních platform. [33] [34]

Nevýhody MySQL se vážou na již zmíněné výhody. MySQL je rychlý a jednoduchý, ale nepodporuje složitější programátorské konstrukce a nemá dostatečný výkon při náročných aplikacích. [33] [34]

Pro snadnou správu databáze je možné využít open source nástroj PhpMyAdmin, který umožňuje kompletní správu systému přes webové rozhraní. [33] [34]

Pro potřeby této Bakalářské práce postačuje databázový systém MySQL. Tento systém jsem vybral na základě rychlosti, malé velikosti databáze a zdarma licencování. Pro tvorbu databáze bude využit MySQL.

1.5.3 XAMPP

Xampp je aplikace, který v sobě kombinuje základní nástroje pro tvorbu a testování webových serverů. Její součástí jsou například webový server Apache, databázový systém MariaDB (verze MySQL dříve než byla koupená společností Oracle), skriptovací a programovací jazyky jako PHP a Perl. Aplikace je schopná pracovat na

různých platformách jako je Windows, Linux a macOS. Pro práci s databázemi (vytváření, vkládání, kontrolování, mazání) Xampp poskytuje nástroj phpMyAdmin. Tento nástroj bude použit pro kontrolu funkce databáze v této práci. [36]

1.5.4 PHP

Pro vytvoření a vkládání dat do databáze budou sloužit skripty. Pro tvorbu skriptů je možné využít programovací jazyk PHP. PHP je objektově orientovaný skriptovací jazyk s otevřeným zdrojovým kódem. Standartně se programy napsané v jazyce PHP vykonávají na straně serveru. PHP se nejčastěji využívá pro vývoj webu nebo webových aplikací. Jazyk PHP také nativně podporuje databázové programy jako MySQL, SQLite, ODBC atd. Jazyk podporuje také většinu lokálních serverů. [37]

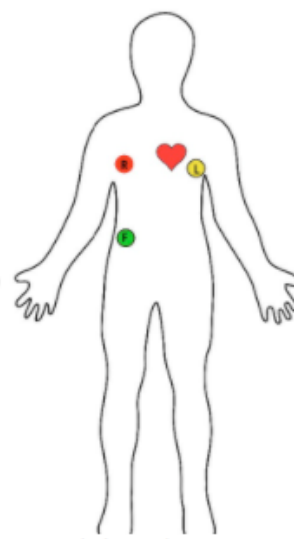
2 Sestavení a ověření funkčnosti zařízení

V této kapitole popíšeme sestavení a funkčnost zařízení na měření srdečního tepu metodou využívající EKG signál.

2.1 Popis zařízení

Jak již bylo zmíněno v předešlých kapitolách, EKG signál bude měřen plovoucími elektrodami. Jelikož nepotřebujeme diagnostické EKG, ale budeme pouze sledovat výskyt QRS komplexu, vystačíme si se třemi elektrodami. Tyto elektrody se kvůli pohodlí řidiče umístí dle obrázku 2.1. Zapojení je dle Einthovena trojúhelníku na obrázku 1.6. Signál, který budeme dále zpracovávat, se získá odečtením elektrody levé od pravé [8]. Třetí elektroda je uzemňovací a bude se připojovat na břicho řidiče.

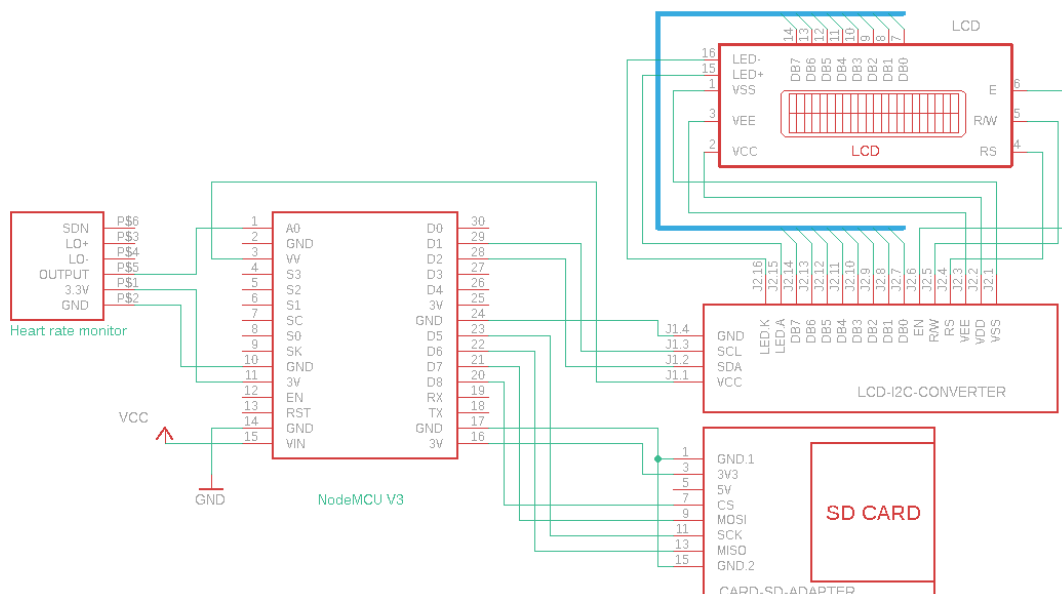
Dále projde signál předzpracováním, které vykoná modul s integrovaným obvodem AD8232, jenž měřený signál zesílí a odfiltruje z něj rušení. Výstup z modulu poté přivedeme na vstupy mikropočítače NodeMCU pro konečné zpracování a vypočítání tepové frekvence. Následně se tato hodnota bude bezdrátově odesílat do databáze.



Obr. 2.1: Připojení elektrod EKG na tělo řidiče [38]

2.2 Zapojení zařízení

Na obrázku 2.14 vidíme zapojení mikropočítače NodeMCU a všech přídatných zařízení (modulu pro měření tepové frekvence, SD karty a LCD displeje). Napájení modulu je realizováno připojením napětí 3.3 V na stejnojmenný pin a zapojení země na pin GND. Modul poskytuje analogový výstup, je tedy nutné pin Output připojit na analogový pin mikropočítače. NodeMCU má k dispozici pouze jediný analogový pin a to A0. Ke sběrnici SPI připojíme SD kartu pro ukládání naměřených hodnot. Displej se připojí k rozhraní I2C a napájí se ze vstupních pinů 5 volty. Pro konfiguraci zařízení byly přidány ještě dva mikrospínače, jejichž aktivní úroveň je 0 a jsou připojeny k digitálním pinům D3 a D4. Mikropočítač je napájen stejnosměrným napětím o velikosti 5 voltů, které je připojeno na pin VIN a GND.



Obr. 2.2: Schéma zapojení zařízení pro měření tepové frekvence

2.3 Ověření funkčnosti zapojení

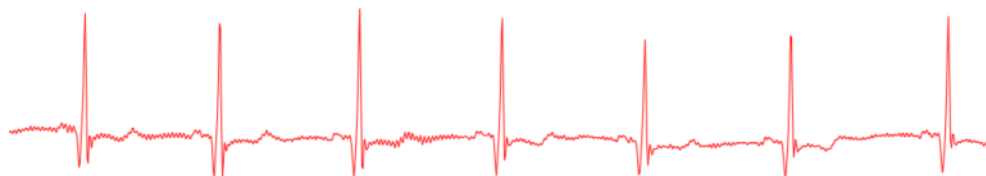
Nyní použijeme kód z [38], abychom ověřili, zda umístění elektrod a zapojení zařízení funguje.

Z obrázku 2.3 vidíme, že zapojení je funkční. Můžeme přesně rozpoznat QRS komplexy a jiné části EKG signálu.

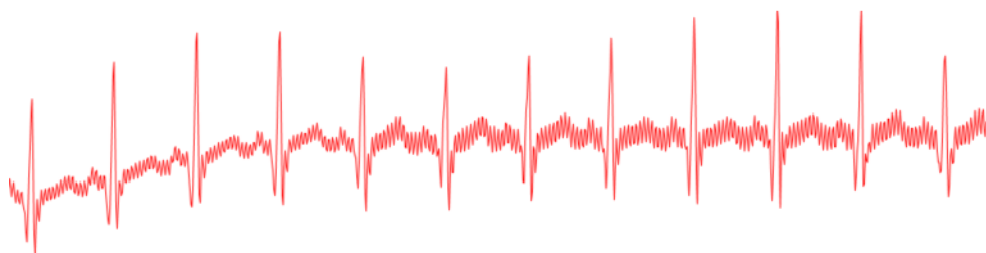
V dalším průběhu 2.4 můžeme vidět, jak se EKG signál mění při zvýšení tepové frekvence v důsledku fyzické zátěže. Stále můžeme bezpečně rozeznat QRS komplex, a vyhodnotit tak tepovou frekvenci. V signálu je ale také spousta rušení způsobená zrychleným dýcháním a chvěním svalů.

Na průběhu 2.5 vidíme EKG signál snímaný při přiložení elektrod na nevhodná místa. Elektrody při tomto průběhu byly přiloženy příliš blízko u sebe. Odečtení tepové frekvence u tohoto průběhu by bylo obtížnější, neboť by musela být použita jiná metoda detekce QRS komplexu, než jakou popisují níže. Je tedy nutné při budoucích měřeních umístit elektrody na správné místo, jinak hrozí získání nepřesných nebo žádných dat.

Na snímku 2.6 můžeme vidět signál EKG, kdy měřený subjekt vykonával pohyby podobné jako při řízení automobilu. Signál se nemění nijak výjimečně, tudíž by neměl být problém získat správné hodnoty tepové frekvence.



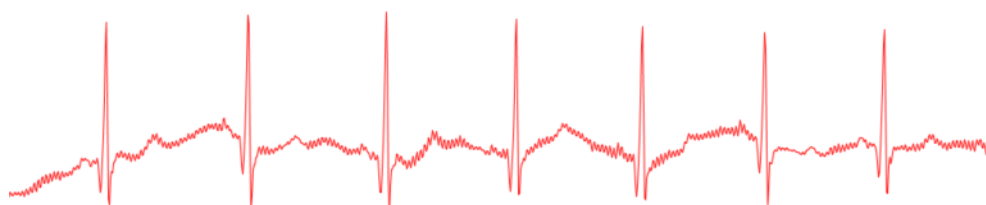
Obr. 2.3: EKG snímané u pacienta v klidu



Obr. 2.4: EKG snímané po fyzické zátěži



Obr. 2.5: EKG při nevhodném přiložení elektrod



Obr. 2.6: EKG snímané při pohybech které by mohl vykonávat řidič při řízení

2.4 Popis programu pro výpočet tepové frekvence

Pro získání tepové frekvence byl napsán kód. Na začátku se nainicializují potřebné proměnné a také se nastaví hodnota prahu. Práh je hodnota, nad kterou když se dostane měřený signál a objeví se špička, bere se tato špička jako vrchol QRS komplexu. Nevýhodou tohoto způsobu pevného prahování je, že při rušení nebo příliš malých hodnotách EKG signálu, se nemusí špičky QRS komplexu dostat nad hod-

notu prahu a program tedy propásne cyklus EKG signálu. Tato nevýhoda se dá řešit několika způsoby. Nejjednodušší z nich je umocnění signálu, tím dojde ke zvýraznění QRS komplexu, a tudíž i jeho snadnější detekci.

Kód se ocitá ve smyčce, která kontroluje, zda příchozí signál překročil zvolený práh. Pokud byla překročena hodnota prahu a jestli je hodnota signálu v minulém cyklu větší než nynější hodnota, znamená to detekci špičky QRS komplexu a zapíná se časovač.

V další části programu se čeká, až signál spadne opět pod hodnotu prahu, aby nebyl klesající signál QRS komplexu vyhodnocen chybně jako špička. Jakmile hodnota měřeného signálu klesne pod práh, kód se dostává do další části.

Nakonec se opět ve smyčce testuje výskyt špičky nad prahem. Jakmile je špička detekována, tak se vypíná časovač a zjistí se doba mezi oběma QRS komplexy. Tato doba se následně dle vztahu

$$\text{tepová frekvence} = (60/\text{perioda})$$

přepočte na počet tepů za minutu. Tato hodnota je následně průměrována s dalšími hodnotami tepové frekvence. Výsledné hodnoty tepové frekvence se zatím vypisují do grafu nebo na sériový monitor zabudovaný v Arduino IDE.

2.5 Struktura databáze

Pro práci s databází (vytvoření, editaci, čtení a mazání) je využíván nástroj phpMyAdmin. Software je napsaný v PHP za účelem spravovat databázové servery MySQL nebo MariaDB.

Skrze tento nástroj je vytvořena databáze, do které budou ukládána naměřená data. V databázi se budou nacházet dvě hlavní tabulky, ve kterých se nacházejí informace o záznamech měření. Tabulky se jmenují `prehled_ekg` a `prehled_tep` (názvy tabulek jde změnit upravením PHP skriptů). Pro ukládání EKG signálu a tepu jsou samostatné tabulky. V těchto tabulkách se nacházejí ID nastavené na zařízení pro měření tepové frekvence, dále datum a čas měření a celkový počet měření. Pro jednotlivá měření se dynamicky vytváří tabulky, do kterých jsou zapsány hodnoty. Při nastavení ID na zařízení je vytvořena nová tabulka s názvem tohoto měření. Pokud tedy na zařízení bylo nastaveno `IDuzivatele 1` a `IDmereni 2` a mód je záznam tepové frekvence, vytvoří se tabulka `tep_tab1_2` a do tabulky `prehled_tep` je vložen nový záznam ve formě: pořadí měření, ID uživatele, ID měření a časová značka. Časová značka je generována a vkládána automaticky a obsahuje datum a čas, kdy databáze obdrží požadavek na vytvoření nového záznamu.

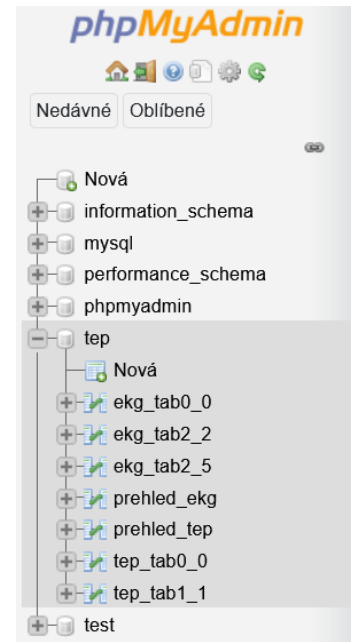
Tabulky prehled se skládají z položek:

- ID - Obsahuje pořadí měření, může podávat také informaci o celkovém počtu provedených měření. Hodnota je automaticky generována databází. Datový typ je smallint.
- ID uzivatele - Položka obsahuje první identifikátor měření, může sloužit jako identifikátor subjektu na kterém je prováděno měření nebo sérii podmínek při měření, jako jsou teplota, vlhkost vzduchu, trať, na které je prováděno měření. Hodnotu je nutné nastavit na zařízení a následně se odesílá do databáze. Datový typ je int.
- ID mereni - Druhý identifikátor měření. Tato hodnota může informovat o opakování měření za stejných podmínek jako udává ID uzivatele. Hodnotu je nutné nastavit na zařízení a následně se odesílá do databáze. Datový typ je int.
- TimeStamp - Časová značka měření. Hodnota je automaticky generována databází. Datový typ je timestamp a výchozí hodnota je `current_timestamp()`.

Při nastavení stejných hodnot ID bude pokračovat záznam v minulých již vytvořených tabulkách. Toto je možné využít při přerušení a znovu zahájení měření.

Tabulky pro záznam měření se skládají z následujících položek:


- ID - Obsahuje pořadí měřeného záznamu. Hodnota je automaticky generována databází. Datový typ je int.
- ekg/tep - Položka obsahuje naměřená data. Hodnotu dat zasílá zařízení a datový typ je int.
- Time - V této položce je obsažen čas naměření požadovaných dat v zařízení od začátku měření v milisekundách. Slouží pro přesné určení časového okamžiku naměření dat. Pro tuto položku není možné využít funkce časové značky, jelikož časová značka neobsahuje hodnotu milisekundy. Hodnota je posílána ze zařízení. Datovým typem je int.



Obr. 2.7: Příklad rozdělení databáze v phpMyAdmin

2.6 Odesílání dat do databáze

K příjímání dat je vytvořený lokální server pomocí programu XAMPP. Program je volně šiřitelný. Aplikace je nainstalovaná na stanici, do níž chceme, aby byly přijímány data. Veškerá bezdrátová komunikace bude probíhat v lokální síti. Při

#	Název	Typ	Porovnávání	Vlastnosti	Nulový	Výchozí	Komentáře	Další
<input type="checkbox"/> 1	ID 	smallint(5)			Ne	Žádná		AUTO_INCREMENT
<input type="checkbox"/> 2	IDuzivatele	int(11)			Ne	Žádná		
<input type="checkbox"/> 3	IDmereni	int(11)			Ne	Žádná		
<input type="checkbox"/> 4	Timestamp	timestamp			Ne	current_timestamp()		

Obr. 2.8: Struktura tabulky přehledů

operování zařízení v nové síti je nutné v programu nastavit SSID a heslo k wifi síti. Zároveň je nutné přepsat lokální IP adresu stanice, na které běží server s databází. V poslední řadě se upraví port serveru Apache (server využívající program xampp), na který budeme data odesílat (většinou se jedná o port 80).

Zařízení se nejdříve připojí k wifi síti a inicializuje SD kartu, pokud je dostupná. O stavu, ve kterém se nachází zařízení, informuje displej. Při inicializaci displej informuje o připojení k síti a poté o inicializaci SD karty. Pokud zařízení zůstane delší dobu v tomto stavu inicializace, je nutné zkontrolovat správné nastavení údajů o Wi-fi síti nebo připojení SD karty.

Následně se čeká na výběr módu, ve kterém bude zařízení pracovat. Zařízení může pracovat buď v módu, ve kterém vypočítává tepovou frekvenci pomocí kódu popsaného výše nebo zaznamenává celý průběh EKG signálu pro pozdější zpracování. Oba módy mají vlastní tabulky v databázi a zaznamenávají se zvlášť. Výběr módu a celková obsluha zařízení se provádí dvěma tlačítky. V případě výběru módu jedno tlačítko slouží jako přepínač mezi módy a druhým tlačítkem potvrzujeme výběr módu. Jako zpětná vazba o výměru módu slouží displej, který vypisuje právě zvolený mód.

Po výběru módu zařízení vyžaduje zadání ID uživatele a ID měření. Tímto můžeme odlišit jednotlivá měření, nebo pokud si přejeme spojit měření s již existujícím záznamem, můžeme jednoduše navolit ID již změřeného záznamu a pokračovat v záznamu. Pro nastavení opět slouží tlačítka. Stisknutím prvního tlačítka se zvětší vybrané ID o 1. Druhým tlačítkem se provádí potvrzení ID. Číslo ID je opět vypsáno na displeji.

Po nastaveních všech potřebných hodnot je zařízení připraveno k zahájení komunikace. Na displej se vypíše nastavené parametry měření pro kontrolu. Obsluha poté může pokračovat stisknutím prvního tlačítka, čímž se zahájí komunikace a odesílání dat nebo stisknout druhé tlačítko, a tím zařízení resetovat. Po resetu začíná proces inicializování a znovu jsou vyžadovány nastavení parametrů měření.

Po prvotním nastavení měření, zařízení zahájí komunikaci se serverem a zažádá

o vytvoření nové tabulky podle zvoleného módu a ID měření. Žádost je ve formě URL adresy. Pro zahájení komunikace je nutné předat server, na který se požadavek podává a také port. Zbytek URL adresy je cesta ke skriptu vytvořeného pro tvorbu tabulky v databázi. Tento, a ostatní skripty (A.3.2 až A.3.7) se nachází v adresáři programu Xampp. Pro tvorbu skriptu byl použit skriptovací jazyk PHP. Přidávají se také parametry, kterými jsou ID, pro vytvoření záznamu o odpovídajícím ID a mód, ve kterém bude zařízení pracovat.

Po vytvoření tabulky se program dostává do nekonečné smyčky, ve které se podle vybraného módu zpracovává signál z EKG monitoru.

Po naměření hodnot program zavolá odpovídající funkci pro odesílání dat. Odesílání je velmi podobné jako vytvoření nové tabulky. Opět je pomocí URL zavolán skript, který tentokrát místo vytvoření tabulky nahraje hodnotu do tabulky. Jako parametr tentokrát odesíláme ID měření, časovou značku a získanou hodnotu (u výpočtu tepové frekvence odesíláme hodnotu tepu a při výpisu EKG je odesílána aktuální hodnota EKG signálu).

Pro porovnání a vyhodnocení kvality bezdrátového přenosu jsou naměřená data též ukládána na SD kartu. Data se ukládají do textového souboru na SD kartu, soubor je pojmenován podobně jako tabulky podle nastavených ID. Soubor pro zápis se otevírá ve stejné části kódu jako se zakládá nová tabulka. Při odesílání dat do databáze se následně data uloží do souboru na SD kartě. Karta musí zůstat celou dobu měření připojená k zařízení. Při vyjmutí SD karty bez programového uzavření souboru dojde k poškození souboru a ztátě dat. Soubor se v programu uzavírá při pozastavení měření (pauza).

V průběhu měření je možné stisknutím prvního tlačítka pozastavit vykonávání programu. Program nejprve uzavře soubor na SD kartě a následně čeká na opětovné stisknutí prvního tlačítka, aby mohl opět pokračovat v činnosti. Na displeji v tomto stavu svítí nápis PAUZA. Při opětovném stisknutí prvního tlačítka dochází k otevření souboru na SD kartě pro zápis a program pokračuje v měření.

Při stisknutí druhého tlačítka během měření je zařízení restartováno a kód začíná znovu od začátku.

Při výpadku komunikace nebo při chybě k připojení na server zařízení provede restart samostatně. V tomto případě uloží veškeré nastavení měření (mód a ID) do EEPROM a nastane restart. Při následné inicializaci není nutné znovu zadávat parametry měření, zařízení je vyčte z EEPROM a pokračuje v měření.

2.7 Průběh měření

Před začátkem měření je vhodné nejprve umístit elektrody na tělo měřeného subjektu. Místa, na které se přiloží elektrody jsou zobrazené na obrázku 2.1, nebo je

možné upravit jejich pozici experimentálně opakovaným měřením. Elektrody musí být připojené do zařízení, stejně tak musí být připojena SD karta. Přístroj se zapne připojením zdroje energie. Tímto zdrojem může být jakýkoli zdroj, která poskytuje 5 V. Zdroj se připojí na USB rozhraní. Po připojení energie se zařízení zapíná a začíná inicializace.



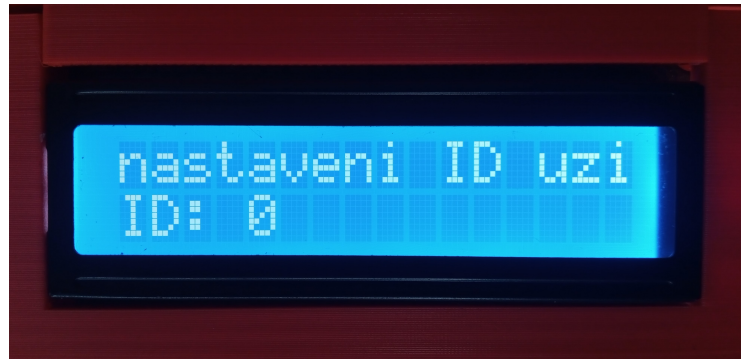
Obr. 2.9: Inicializace zařízení

V této části zařízení se snaží připojit na síť jejíž jméno a heslo je zadáno v kódu A.3.1. Pokud síť nebyla nalezena nebo bylo například špatně zadáno heslo, zařízení se bude stále opakovat snahu o připojení. Dále se inicializuje SD karta a přechází se na výběr módu v jakém bude zařízení pracovat.

Stiskem tlačítek se volí jestli si přejeme měřit tepovou frekvenci (TEP) nebo požadujeme výpis EKG signálu (EKG). Zvolený mód tvrdíme druhým tlačítkem a pokračuje se na výběr ID. Na displeji se zobrazí výpis a aktuálně navená hodnota ID. Jedním tlačítkem zvyšujeme hodnotu ID a druhým potvrdíme naši volbu. Stejně se vybírá i druhé ID.



Obr. 2.10: Výběr módu zařízení



Obr. 2.11: Nastavení ID pro měření

Po nastavení všech hodnot se na displeji vypíše potvrzovací obrazovka a můžeme si vybrat jestli započneme měření, nebo bylo něco nastaveno chybně a zařízení re-setujeme. Při cyklu měření a odesílání se na displeji vypíše hláška o odesílání dat



Obr. 2.12: Potvrzení zadaných hodnot

do databáze. V tomto cyklu můžeme stiskem tlačítka odesílání pozastavit. Na displeji je vypsána hláška PAUZA a zařízení čeká na opětovné spuštění měření. Pro korektní zápis na SD kartu je nutné na konci měření stisknout tlačítko pro pauzu. V cyklu pauza totiž z důvodu rychlosti zařízení dochází k zavírání souborů na SD kartě. Pokud by bylo zařízení vypnuto bez řádného ukončení souboru, mohlo by dojít ke ztrátě dat. Během měření je možné také zařízení restartovat stisknutím druhého tlačítka. Tím se vyvolá restart zařízení, které se opět vrátí do stavu inicializace.

2.8 Ověření funkce zařízení

Pro ověření funkčnosti svého návrhu jsem provedl měření. Měřený subjekt měl elektrody připevněné na hrudi dle obrázku 2.1. Subjekt v průběhu experimentu seděl na židli a vykonával pohyby podobné pohybům, jenž by vykonával řidič při řízení



Obr. 2.13: Zařízení měří tepovou frekvenci

automobilu (točit volantem, řadit, rozhlížet se). Měření bylo provedeno jak pro výpis hodnot tepové frekvence, tak i pro přímý výpis EKG signálu. V následně zpracovaných grafech A.1 a A.2 můžete vidět průběh experimentu. Hodnoty na ose x jsou vyneseny v sekundách z důvodu přehlednosti, nicméně v databázi i na SD kartě jsou informace o času uloženy v milisekundách pro větší přesnost.

V grafu A.1 je znázorněn průběh tepové frekvence. Graf obsahuje dvě křivky, první jsou hodnoty získané z databáze a druhá jsou data uložená na SD kartu. Můžeme vidět, že oba průběhy jsou téměř totožné. Subjekt ze začátku experimentu byl v klidu a vykonával pohyby podobné jako při řízení automobilu. V době označené v grafu jako 125,6 s subjekt začal vykonávat fyzickou aktivitu. Můžeme tedy vidět, že hodnoty tepové frekvence se od této doby začínají zvyšovat. Při nárůstu hodnot si můžeme všimnout výkyvů v naměřených datech. To může být způsobené například posunutím elektrod nebo jejich nedostatečným přitlakem při vykonávání fyzické aktivity. V čase 200 s se subjekt vrátil do klidového stavu a opět pokračoval v činnosti jako na začátku experimentu a v tomto stavu zůstal do konce měření. Hodnoty tepové frekvence se pomalu vracely na úroveň před začátkem fyzické aktivity. Z výsledného průběhu můžeme usoudit, že zařízení reaguje na změnu tepové frekvence a získané hodnoty jsou v očekávaných mezích.

V následujícím grafu A.2 můžeme pozorovat průběh EKG signálu. Graf se opět skládá ze dvou křivek kterými jsou křivka EKG signálu získaná z databáze a průběh z SD karty. I v tomto případě můžeme obě křivky prohlásit za totožné. Pro přehlednost je zobrazena pouze část změřeného signálu. Na průběhu můžeme jednoznačně vidět jednotlivé složky EKG signálu. Při následném zpracování bude nejdůležitější správně určit vlnu R. Z grafu je patrné, že pouze v jediném případě nebyla vlna R detekována. Vliv na to má zejména rychlost přenosu dat do databáze. Ze zbytku signálu je možné při následném zpracování určit hodnoty tepové frekvence. Pokud by bylo nutné zpracovat signál EKG více, než je to možné v mikropočítači, nebo by obsluha chtěla

přímo vynést hodnoty EKG signálu je možné využít zařízení v módu pro ukládání EKG signálu.

Experiment dokázal, že zařízení reaguje na změnu tepové frekvence, dostatečně rychle zasílá data do databáze při měření EKG signálu a nedochází ke ztrátě nebo změně hodnoty dat během bezdrátového přenosu. Naměřené hodnoty jsou v očekávaných mezích tak, jak je uvedeno v teoretické části práce.

2.8.1 Výsledné zařízení

Pro pohodlné používání zařízení jsem navrhl obal. Tento obal byl navržen a později vytištěn na 3D tiskárně. Fotografie výsledného zařízení je možné vidět v příloze A.1. Z obalu jsou vyvedeny konektory pro připojení EKG elektrod, mikroSD karta a mikro USB pro napájení zařízení. Pokud by byla potřeba je možné pomocí tohoto USB portu také do zařízení náhrát nový program. Informace o stavu v jakém se zařízení nachází jsou vypsány na displej. Obsluha zadává parametry měření přes dva mikrospínače jež jsou umístěny na levém boku zařízení.



Obr. 2.14: Fotografie výsledného zařízení

Závěr

Cílem Bakalářské práce bylo sestavit zařízení schopné měřit hodnoty tepové frekvence řidiče při řízení automobilu a odesílat naměřená data bezdrátově do databáze.

Z uvedených metod měření tepové frekvence je nejvhodnější měření pomocí EKG. Tento způsob měření byl vybrán, protože elektrody přidělané na hrudi řidiče jej neomezují v pohybu. EKG signál je také jednoduchý na zpracování a je tedy vhodný pro jeho zpracování využít mikropočítač.

Pro zpracování hodnot EKG signálu je nejlepší volbou mikropočítač NodeMCU. Jeho hlavní výhodou je přímo integrovaná možnost bezdrátové komunikace pomocí Wi-fi a zabudovaný analogový pin. Ostatní mikropočítače by bylo též možné použít, ale bylo by nutné k nim připojit rozšiřující karty a tím by vzrostla spotřeba a také by se zvětšila velikost výsledného zařízení. K mikropočítači byly připojeny periferie, jako jsou například displej pro zobrazení aktuálního stavu zařízení nebo tlačítka pro ovládání. Pro lokální ukládání naměřených hodnot byla využita SD karta.

EKG signál byl měřen pomocí tří plovoucích elektrod připojených na hrudi řidiče. Kvůli malé amplitudě a přítomnosti rušení musel být signál upraven pomocí modulu s integrovaným obvodem AD8232.

Pro ukládání dat byla využita databáze MySQL kvůli své rychlosti a dostupnosti zdarma. Komunikace mezi zařízením a databází probíhá bezdrátově pomocí Wi-fi připojení na lokální síť. Hodnoty do databáze jsou odesílány formou URL adresy. Skripty napsané v jazyce PHP poté hodnoty obsažené v URL adrese nahrají do příslušné tabulky v databázi.

Zařízení primárně pracuje v módu pro ukládání hodnot tepové frekvence, pokud by to vyžadovala situace, je možné zařízení využívat v módu, kdy odesílá celý měřený EKG signál. Z tohoto signálu je možné následně získat tepovou frekvenci složitějším algoritmem, než jaký je možný implementovat do mikropočítače.

Pro ověření funkčnosti zařízení bylo provedeno měření, jehož výsledky můžeme vidět v grafech A.2 a A.1. Zkonstruované zařízení reaguje na změny tepové frekvence a výsledné hodnoty korespondují s očekávaným vývojem tepové frekvence při prováděných aktivitách.

Literatura

- [1] Příspěvatelé WikiSkript, *Srdce* [online], , c2020, Datum poslední revize 22. 03. 2020, 08:49 UTC, [citováno 20. 03. 2021] <<https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Srdce&oldid=436019>>
- [2] Národní zdravotnický informační portál [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR a Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR, 2021 [cit. 20. 03. 2021]. Dostupné z: <https://www.nzp.cz>. ISSN 2695-0340.
- [3] Příspěvatelé WikiSkript, *Převodní systém srdeční* [online], , c2018, Datum poslední revize 21. 11. 2018, 22:11 UTC, [citováno 20. 03. 2021] <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=P%C5%99evodn%C3%AD_syst%C3%A9m_srde%C4%8Dn%C3%AD&oldid=416862>
- [4] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [5] Příspěvatelé WikiSkript, *Srdeční revoluce* [online], , c2018, Datum poslední revize 29. 10. 2018, 22:15 UTC, [citováno 18. 05. 2021] <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Srde%C4%8Dn%C3%AD_revoluce&oldid=414643>
- [6] Příspěvatelé WikiSkript, *Arytmie (pediatrie)* [online], , c2020, Datum poslední revize 16. 11. 2020, 20:40 UTC, [citováno 18. 05. 2021] <[https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Arytmie_\(pediatrie\)&oldid=443406](https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Arytmie_(pediatrie)&oldid=443406)>
- [7] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně. Vyd. 2., rozš.* Praha: Grada, 2005, c1996. ISBN 80-247-0960-0. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:6cde09e0-0a27-11e3-beb8-005056827e51>
- [8] CHMELARĚ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 80-85867-63-X. Kapitoly 6. 7. a 9.
- [9] IVÁK Peter, Patrik MAĎA a Josef FONTANA. *Srdce*. Funkce buněk a lidského těla [online]. 2020 [cit. 2021-5-5]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [10] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7. Kapitola 7.1

- [11] AUGUSTYNEK, Martin, Ondřej ADAMEC a Marek PENHAKER. *Přístrojová zdravotnická technika I. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2010.* ISBN 978-80-248-2364-5. Kapitoly 2 a 5.
- [12] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií Vysoké učení technické v Brně, 2012*
- [13] *Teorie EKG. Učebnice-EKG.* [online]. [cit. 28.9.2020]. Dostupné z URL: <http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=36&Itemid=117>
- [14] Příspěvatelé WikiSkript, *Elektrokardiografie* [online], , c2020, Datum poslední revize 23. 11. 2020, 20:14 UTC, [citováno 18. 05. 2021] <<https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Elektrokardiografie&oldid=443708>>
- [15] AQEEL. Adnan, *Introduction to NodeMCU V3.* The engineering projects[online]. [cit. 08.03.2021]. Dostupné z URL: <<https://www.theengineeringprojects.com/2018/10/introduction-to-nodemcu-v3.html>>
- [16] *NodeMCU ESP8266. Components101.* [online]. 2020. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://components101.com/development-boards/nodemcu-esp8266-pinout-features-and-datasheet>>
- [17] *NodeMCU ESP8266 Detailed Review.* Make it. [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://www.make-it.ca/nodemcu-arduino/nodemcu-details-specifications/>>
- [18] *How to reduce the ESP8266 power consumption.* DiyIoT. [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://diyiot.com/how-to-reduce-the-esp8266-power-consumption/>>
- [19] ZERODAY, 2015. *WiFi Module.* NodeMCU Documentation. [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://nodemcu.readthedocs.io/en/release/modules/wifi/>>
- [20] *Arduino Uno.* Components101. [online]. 2018. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://components101.com/microcontrollers/arduino-uno>>
- [21] AQEEL, Adnan. *Introduction to Arduino IDE.* TheEngineeringProjects [online]. 2018. [cit. 14.12.2020]. Dostupné z URL: <<https://www.theengineeringprojects.com/2018/10/introduction-to-arduino-ide.html>>

- [22] *Arduino Software (IDE)*. Arduino. [online]. Poslední změna 7.9.2015. [cit. 5.11.2020] Dostupné z URL: <<https://www.arduino.cc/en/guide/environment>>
- [23] *Raspberry Pi Zero*. Raspberry Pi. [online]. [cit. 14.12.2020]. Dostupné z URL: <<https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-zero/>>
- [24] *What is a Raspberry Pi*. Raspberry Pi. [online]. [cit. 14.12.2020]. Dostupné z URL: <<https://www.raspberrypi.org/help/what-%20is-a-raspberry-pi/>>
- [25] Jeff Geerling. *Power Consumption*. Raspberry Pi Dramble. [online]. [cit. 20.12.2020]. Dostupné z URL: <<https://www.pidramble.com/wiki/benchmarks/power-consumption>>
- [26] *Analog Devices* [online katalogový list] AD8232. [cit. 14.12.2020]. Dostupné z URL: <<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>>
- [27] *Interface an I2C LCD with Arduino*. Last minute engineers. [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://lastminuteengineers.com/i2c-lcd-arduino-tutorial/>>
- [28] RYUHEMANTH, *Connect Nodemcu and Micro SD-card Without SD-card Shield*. Instructables circuits. [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://www.instructables.com/Connect-Nodemcu-and-Micro-SD-card-Without-SD-card-/>>
- [29] BRADÁČ, Zdeněk. FIEDLER, Petr. KAČMÁŘ, Milan, 2003. *Bezdrátové komunikace v automatizační praxi III: standard IEEE 802.11*. Automa. [online]. [cit. 13.12.2020]. Dostupné z URL:<https://automa.cz/cz/casopis-clanky/bezdratove-komunikace-v-automatizacni-praxi-iii-standard-ieee/-802-11-cast-1-2003_10_28963_3028/>
- [30] *IEEE 802.11n WLAN Standard*. Electronics notes. [online]. [cit. 5.4.2020]. Dostupné z URL:<<https://www.electronics-notes.com/articles/connectivity/wifi-ieee-802-11/802-11n.php>>
- [31] *What is database Oracle*. [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://www.oracle.com/cz/database/what-is-database/>>
- [32] *Základy SQL*. VSB. [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<http://books.fs.vsb.cz/sqlreference/sadovski/sql-prvn.htm>>

- [33] *Co je to databáze MySQLN. Best hosting.* [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://best-hosting.cz/cs/napoveda/co-je-to-database-mysql> >
- [34] ŠTRÁFELDA, Jan. *MySQL.* Strafelda. [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://www.strafelda.cz/mysql> >
- [35] *Oracle Databse.* Tachopedia. [online]. [cit. 13.12.2020] Dostupné z URL: <<https://www.techopedia.com/definition/8711/oracle-database> >
- [36] JAISWAL, Sonoo. *XAMPP Tutorial.* Javapoint. [online]. [cit. 4.3.2020] Dostupné z URL: <<https://www.javatpoint.com/xampp> >
- [37] *PHP Introduction.* Tutorialpoint. [online]. [cit. 4.3.2020] Dostupné z URL: <https://www.tutorialspoint.com/php/php_introduction.htm >
- [38] Luboš M. *EKG monitoring srdeční frekvence AD8232.* Navody dratek. [online] 2017. [cit. 28.11.2020]. Dostupné z URL: <<https://navody.drategk.cz/navody-k-produktum/ekg-monitoring-srdecni-frekvence-ad8232.html> >

Seznam symbolů, veličin a zkratk

EKG	Elektrokardiogram
PSS	Převodní systém srdeční
SA uzel	Sinoatriální uzel
AV uzel	Atriventikulární uzel
Ag/AgCl	Chlorid stříbrný
IoT	Internet věcí
CPU	Centrální procesorová jednotka
RAM	paměť s náhodným přístupem
USB	Univerzální sérová sběrnice
VIN	vstupní napájecí pin
UART	Universal asynchronous receiver-transmitter
SPI	Serial Peripheral Interface
I2C	Inter Integrated Circuit
GND	Zemnicí vodič
GPIO	General purpose input/output
PWM	Pulzní šířková modulace
ADC	Analogově digitální převodník
FIFO	First in, first out
SDIO	Secure Digital Input/Output
IDE	Integrated Development Environment
HTTPS	Hypertext Transfer Protocol Secure
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
CMRR	common mode rejection ratio
HDMI	High-Definition Multimedia Interface

LCD	Liquid Crystal Display
OLED	Organic light emitting diode
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
FAT32	File Allocation Table
WLAN	Wireless Local Area Network
SSID	Service Set Identifier
DBMS	Database management system
SQL	Structured Query Language
PHP	Personal Home Page
URL	Uniform Resource Locator