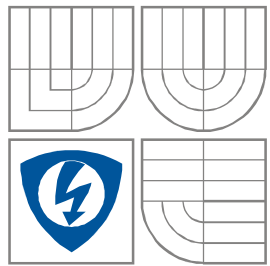


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

## MĚŘENÍ TEPOVÉ FREKVENCE

HEART RATE MEASUREMENT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

ONDŘEJ JIŘÍK

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELARŮ, CSc.

BRNO 2012

# ORIGINÁLNÍ ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ / BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## **Abstrakt**

Tato práce se zabývá měřením parametru tepové frekvence. Jedním z cílů práce je shrnutí metod pro měření tepové frekvence, z jakých veličin je možné tepovou frekvenci odvodit a následně vyhodnotit. Zabývá se i přesností tohoto parametru. Jsou zde popsány základní vlastnosti použitelných snímačů a to z hlediska citlivosti na pohyb. V práci je vypracován návrh jednoduchého měřiče tepové frekvence s rozsahem 40-200 tepů za minutu. Pro celé zařízení je proveden návrh desky plošného spoje v programu EAGLE.

## **Klíčová slova**

Tepová frekvence, měření, měřič tepové frekvence, metoda , EKG, snímač, tep

## **Abstract**

This work deals with the measurement of heart rate parameters. One of the objectives of this work is a summary of methods for measuring heart rate, from which data can be derived heart rate and subsequently evaluated. Also deals with the accuracy of this parameter. It describes the basic characteristics of sensors and applicable in terms of sensitivity to movement. In the work is drawn design of a simple heart rate monitor with a range of 40-200 beats per minute. For the whole device is carried out by the proposal of the printed circuit board in EAGLE program.

## **Keywords**

Heart rate, measurement, heart rate monitor, method, ECG, sensor, a heartbeat.

### **Bibliografická citace:**

JIŘÍK, O. *Měření tepové frekvence*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 61s. Vedoucí bakalářské práce byl doc. Ing. Milan Chmelař, Csc..

## **Prohlášení**

„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Měření tepové frekvence 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 jsem si 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.

V Brně dne: 28. května 2012

.....  
podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne: 28. května 2012

.....  
podpis autora

# Obsah

1	Úvod.....	11
2	Základy anatomie – srdce .....	12
2.1	Anatomie srdce.....	12
2.2	Převodní systém srdce.....	13
2.3	Činnost srdce .....	14
2.3.1	Srdeční cyklus – srdeční revoluce .....	14
2.4	Zevní projevy činnosti srdce .....	15
2.5	Srdeční rytmus .....	16
2.6	Arytmie srdce .....	18
2.6.1	Bradykardie.....	18
2.6.2	Tachykardie .....	18
2.6.3	Extrasystoly .....	19
3	Metody měření tepové frekvence .....	20
3.1	Měření tepové frekvence.....	20
3.2	Vyhodnocení tepové frekvence z EKG signálu .....	20
3.3	Vyhodnocení tepové frekvence z akustického signálu .....	21
3.4	Vyhodnocení tepové frekvence ze změn tlaku krve v oběhovém systému.....	23
3.5	Vyhodnocení tepové frekvence ze změn objemu tkáně.....	23
3.6	Vyhodnocení tepové frekvence z impedančních změn.....	24
4	Elektrokardiografie .....	26
4.1	Elektrokardiografie .....	26
4.2	EKG křivka (signál) .....	26
4.2.1	Vlastnosti EKG signálu .....	26
4.3	Elektrokardiografické svodové systémy .....	28
5	Používané snímače.....	31
5.1	Snímání tepové frekvence pomocí elektrod.....	31
5.2	Pletysmografické snímače.....	31
5.2.1	Pletysmografická měření .....	31
5.2.2	Fotoelektrický snímač.....	33
5.2.3	Piezoelektrické snímače.....	34

5.2.4	Kapacitní pletysmografie .....	34
5.2.5	Impedanční pletysmografické snímače .....	35
5.3	Snímání tepové frekvence pomocí mikrofonu .....	35
5.4	Stabilita tepové frekvence .....	36
6	Vyhodnocení tepové frekvence .....	37
6.1	Přesnost měření tepové frekvence .....	37
7	Návrh měřiče tepové frekvence .....	39
7.1	Blokové schéma .....	39
7.2	Napájecí obvody .....	40
7.2.1	Hlídač podpětí baterie .....	41
7.3	Snímač .....	42
7.4	Vstupní obvod .....	42
7.5	Pásmová propust .....	43
7.5.1	Aktivní dolní propust 2.řádu .....	45
7.5.2	Aktivní horní propust 2.řádu .....	47
7.5.3	Konečné zapojení aktivní pásmové propusti .....	48
7.6	Komparátor .....	49
7.7	Zpracování mikrokontrolérem .....	51
7.8	Zobrazení výsledku .....	52
8	Závěr .....	53
9	Literatura .....	54

# Seznam obrázků

OBR. 1	SCHÉMATICKÉ ZNÁZORNĚNÍ SRDCE [18] .....	12
OBR. 2	PŘEVODNÍ SOUSTAVA SRDEČNÍ [16].....	13
OBR. 3	PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDEČNÍ – PRŮBĚH ČINNOSTI [18].....	14
OBR. 4	ČINNOST SRDCE PŘI A – SYSTOLE A B – DIASTOLE [12].....	15
OBR. 5	FÁZE SRDEČNÍ ČINNOSTI A VNĚJŠÍCH PROJEVŮ SRDCE[10] .....	16
OBR. 6	RŮZNÉ TYPY NODÁLNÍHO RYTMU: A) HORNÍ, B) STŘEDNÍ, C) DOLNÍ. [7].....	17
OBR. 7	HRUBOVLNNÁ FIBRILACE [13] .....	17
OBR. 8	JEMNOVLNNÁ FIBRILACE [13] .....	18
OBR. 9	SÍŇOVÉ (SUPRAVENTRIKULÁRNÍ) EXTRASYSTOLA [7] .....	19
OBR. 10	KOMOROVÁ EXTRASYSTOLA [7].....	19
OBR. 11	TYPICKÉ PRŮBĚHY FREKVENČNÍCH SPEKTER JEDNOHO SRDEČNÍHO CYKLU SIGNÁLU EKG A JEHO ČÁSTÍ [3].....	21
OBR. 12	SROVNÁNÍ FONOKARDIOGRAFICKÉHO, EKG SIGNÁLU A PRŮBĚHU TLAKOVÉ KŘÍVKY AORTY [4] .....	22
OBR. 13	SROVNÁNÍ PRŮBĚHŮ PRO ODVOZENÍ TEPOVÉ FREKVENCE [17].....	25
OBR. 14	TYPICKÉ PARAMETRY SIGNÁLU EKG ZDRAVÉHO ČLOVĚKA [3].....	27
OBR. 15	EITHOVENŮV TROJÚHELNÍK [3] .....	28
OBR. 16	ROZLOŽENÍ SNÍMACÍCH ELEKTROD HRUDNÍCH UNIPOLÁRNÍCH SVODŮ [3].....	30
OBR. 17	TYPICKÝ TVAR PLETYSMOGRAFICKÉ KŘÍVKY ZDRAVÉHO JEDINCE [3].....	32
OBR. 18	A) REFLEXNÍ, B) PRŮSVITOVÝ SNÍMAČ PULSU [5] .....	33
OBR. 19	PŘÍKLAD PIEZOELEKTRICKÉHO PRSTOVÉHO SNÍMAČE.....	34
OBR. 20	KAPACITNÍ PLETYSMOGRAF [5] .....	34
OBR. 21	BLOKOVÉ SCHÉMA MĚŘIČE TEPOVÉ FREKVENCE .....	39
OBR. 22	SCHÉMA ZAPOJENÍ HLÍDAČE PODPĚTÍ BATERIE .....	41
OBR. 23	SCHÉMA ZAPOJENÍ SNÍMAČE.....	42
OBR. 24	NÁVRH VSTUPNÍHO OBVODU .....	43
OBR. 25	SCHÉMA ZAPOJENÍ DOLNÍ PROPUSTI 2.ŘÁDU - HUELSMAN.....	45
OBR. 26	PŘENOS DP SIMULOVANÝ V PROGRAMU MULTISIM.....	46
OBR. 27	SCHÉMA ZAPOJENÍ HORNÍ PROPUSTI 2.ŘÁDU - HUELSMAN .....	47
OBR. 28	PŘENOS HP SIMULOVANÝ V PROGRAMU MULTISIM.....	48

OBR. 29	SCHÉMA ZAPOJENÍ AKTIVNÍ PÁSMOVÉ PROPUSTI 4.ŘÁDU - HUELSMAN .....	48
OBR. 30	PŘENOS NAVRŽENÉ AKTIVNÍ PÁSMOVÉ PROUPUSTI 4.ŘÁDU .....	49
OBR. 31	ZAPOJENÍ KOMPARÁTORU.....	50
OBR. 32	VÝVOJOVÝ DIAGRAM PROGRAMU ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU.....	51
OBR. 33	BLOKOVÉ SCHÉMA DISPLEJE S ŘADIČEM.....	52
OBR. 34	SCHÉMA PŘIPOJENÍ DISPLEJE K MIKROKONTROLÉRU.....	52

## Seznam tabulek

TAB. 1	POŽADAVKY NA NAPÁJENÍ NAVRHOVANÉHO OBVODU .....	40
TAB. 2	PŘEHLED HODNOT ZESÍLENÍ A A ČINITELE JAKOSTI Q PRO RŮZNÉ APROXIMACE A ZVLNĚNÍ .....	44
TAB. 3	ŽÁDANÉ PARAMETRY FILTRU TYPU DP .....	45
TAB. 4	ŽÁDANÉ PARAMETRY FILTRU TYPU DP .....	47
TAB. 5	NAVRŽENÉ HODNOTY PASIVNÍCH PRVKŮ AKTIVNÍHO FILTRU PP.....	49

# 1 ÚVOD

Tepová frekvence patří mezi základní ukazatele činnosti srdce a stavu organismu člověka, proto je pro nás její měření důležité. Pro měření tepové frekvence, před rozvojem elektrotechniky a tím i lékařské techniky, se využívalo změny tlaku krve, a to pohmatem na zápěstí nebo na krku. Tep se mohl snímat i sluchem, a to přiložením ucha na hrud', než byl poč. 20. století vynalezen stetoskop.

Dnes bývá nejčastěji odvozena z EKG signálu (elektrokardiografická křivka), díky výhodnosti snímání několika veličin naráz. Lze ji ale také určit z několika dalších základních projevů srdce. Z těchto projevů lze hodnotu tepové frekvence určit z např. akustického signálu, ze změny tlaku krve v oběhovém systému, ze změny impedance a změny rychlosti proudění krve.

V této bakalářské práci jsou prostudovány jednotlivé metody pro měření tepové frekvence a z jakých veličin je možno tepovou frekvenci odvodit. Cílem práce je popsat vlastnosti použitelných snímačů, a to z hlediska jejich citlivosti na pohyb, a pro tento parametr vyhodnotit i přesnost požadovanou pro měření. Dále pak práce zpracovává způsoby vyhodnocení měření tepové frekvence (okamžité hodnoty, zprůměrované hodnoty) a jejich následné použití. Poslední částí práce je návrh jednoduchého měřiče tepové frekvence v rozsahu měření 40 – 200 tepů za minutu a pro snímání vybrat vhodný typ snímače.

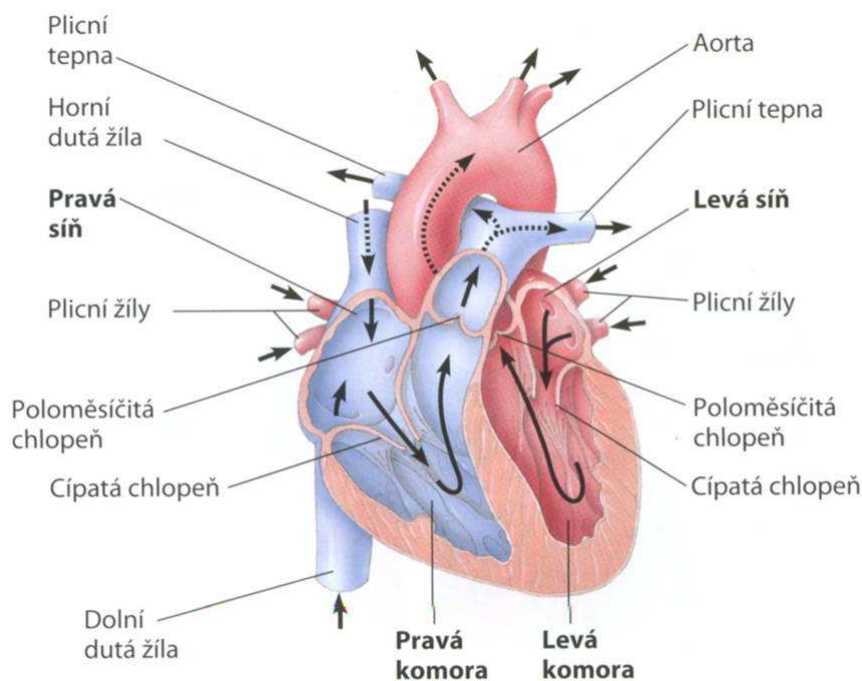
## 2 ZÁKLADY ANATOMIE – SRDCE

Abychom dokázali měřit tepovou frekvenci, musíme znát některé základní fyziologické pojmy související s jejím měřením. V této kapitole si tedy řekneme něco o anatomii srdce. Z hlediska naší práce nás nejvíce budou zajímat elektrické děje v srdci a veličiny, které doprovázejí aktivitu srdce.

### 2.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý svalovitý orgán se čtyřmi dutinami, který leží v oblasti hrudníku. Funguje jako kontinuálně pracující pumpa. Pohání tak krev přes cévy do všech částí těla, a tím umožňuje výživu a výměnu látek ve tkáních. Oběh zajišťují komory srdce a jeho kontrakce, to je to, co nás z hlediska měření tepové frekvence zajímá. Srdce čerpá krev do cévního systému pravou komorou do malého (plicního) oběhu, levou komorou do velkého (systémového) oběhu. Srdce a cévy tvoří uzavřený systém. Ze srdce prochází krev tepnami, nejtenčí cévy ve tkáních jsou vlásečnice (kapiláry), a do srdce se vrací žilami.

Srdce je kryto osrdečníkem tzv. vazivovým pouzdem. Srdeční svalovina je tvořena třemi vrstvami – *endokardem*, který je v kontaktu s protékající krví, *myokardem*, který zajišťuje kontrakce srdce, a *epikardem* tvořícím ochranný obal srdce.



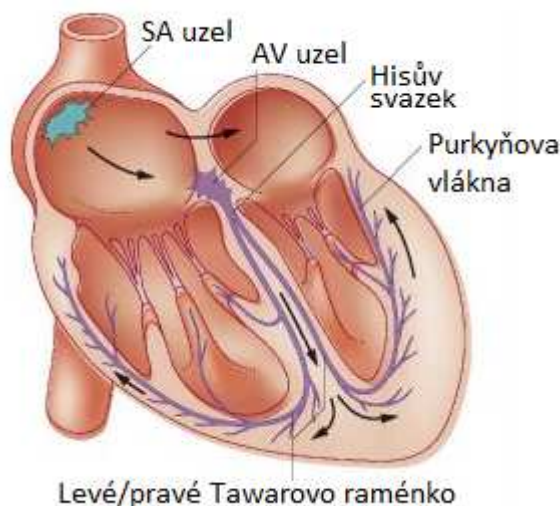
Obr. 1 Schématické znázornění srdce [18]

## 2.2 Převodní systém srdce

Srdce je do jisté míry autonomní orgán, podněty ke kontrakci myokardu vznikají přímo ve vlastní svalovině. Této vlastnosti se říká srdeční *automacie*. Srdeční činnost tedy charakterizuje několik dalších vlastností:

- *Automacie* – schopnost stahovat se bez vnějších podnětů, která je dána spontánní elektrickou aktivitou buněk převodního systému.
- *Rytmicita* – pravidelné střídání stahu (systola) a relaxace (diastola).
- *Vodivost* – koordinované šíření vzruchové aktivity v srdci.
- *Dráždivost* – vznik vzruchů na podněty.
- *Kontraktilita* – stažlivost.

Většinu svaloviny představuje tzv. pracovní myokard, který se stahuje a čerpá krev. Zdrojem podnětů pro činnost pracovního myokardu jsou vzruchy, které vznikají a dále jsou vedeny ve zvláštních svalových buňkách, v tzv. převodním systému srdce. Převodní srdeční systém má za úkol tvorbu a převod impulzů, které vyvolávají kontrakci srdečního svalu. Tkáň je v srdci specificky uspořádána, popis obr. 2.



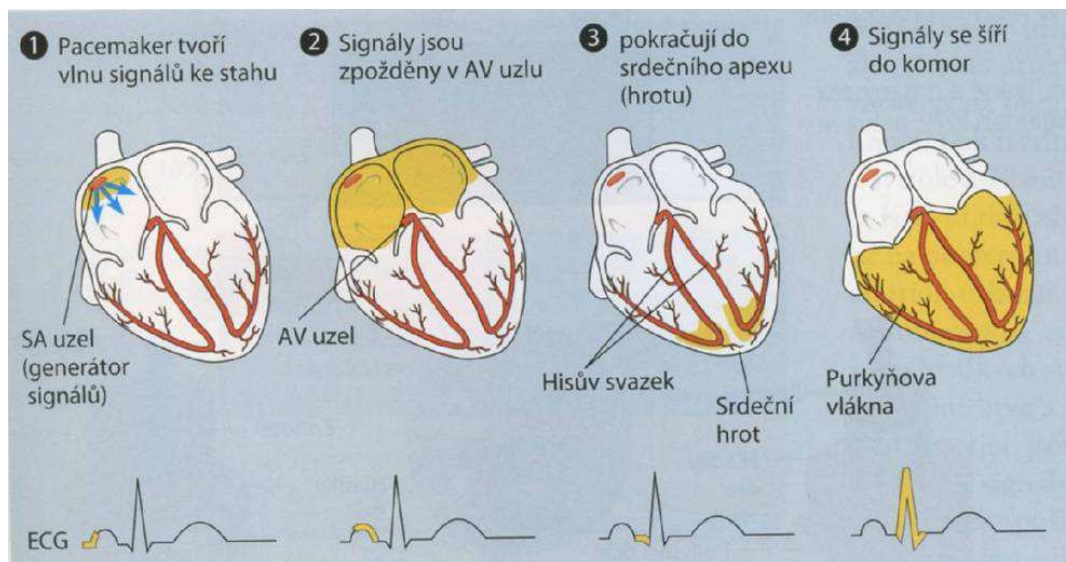
Obr. 2 Převodní soustava srdeční [16]

Převodní srdeční soustavu tvoří tyto části:

- SA uzel, sinoatriální uzel
- AV uzel, atrioventrikulární uzel
- Hisův svazek
- Pravé a levé Tawarovo raménko
- Purkyňova vlákna

Výchozím prvkem je *sinoatriální uzel*, který je také primární centrum srdeční automacie, kde vzruchy vyvolávají srdeční stah. Proto se označuje jako pacemaker – udavatel rytmu. Nachází se u ústí horní duté žíly směrem do pravé síně a vybavuje srdeční vzruch přibližně 70x za minutu (tepová frekvence). Sinusový vzruch je

důsledkem spontánní depolarizace buněk SA uzlu. V dolní části pravé síně, na přepážce mezi síněmi, leží *atrioventrikulární uzel*, sekundární centrum srdeční automacie, ze kterého vychází *Hisův svazek*. Hisův svazek se potom rozděluje na dvě *Tawarova raménka*, které běží mezikomorovou přepážkou směrem k srdečnímu hrotu. Rozvětvují se v *Purkyňova vlákna*, která předávají vzruch buňkám pracovního myokardu.



Obr. 3 Převodní systém srdeční – průběh činnosti [18]

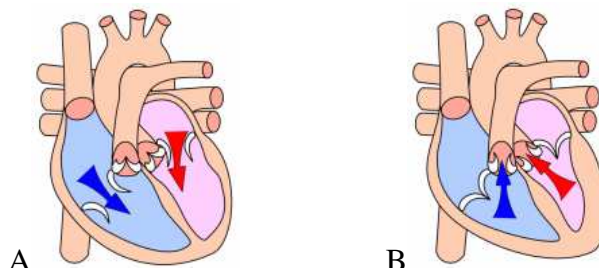
## 2.3 Činnost srdce

Srdeční činnost zajišťuje srdeční svalovina, která vybavena schopností stahovat se (systola) a roztahovat se (diastola). V diastole se srdce plní krví. V systole srdce vypuzuje krev do oběhu, přitom z pravé poloviny srdce je krev čerpána do plicního oběhu krve, z levé poloviny srdce do orgánů a tkání (takzvaný systémový oběh krve). Tuto schopnost si v následujících kapitolách popíšeme.

### 2.3.1 Srdeční cyklus – srdeční revoluce

Srdečním cyklem nazýváme děj od naplnění síní a komor k vypuzení krve ze srdce. Srdeční stah (*systola*) začíná vznikem podráždění v centru automacie, dále dojde ke stahu (*systole síní*) a doplnění komor krví (komory se plní již před stahem síní). Následuje krátká doba, během níž se přenáší podráždění z pravé síně do komor. Po smrštění stěn komor je krev vytlačena do arterií (*systola komor*). Komorové svaly se uvolní a po delší přestávce, kdy všechny oddíly srdce jsou ve stavu relaxace (*diastola*) a plní se krví, která je přiváděna z horní duté a dolní duté žíly. Činnost srdce je zobrazena na obr.4.

Obě fáze jsou jako důsledek probíhajících elektrických změn buněk pracovního myokardu. Systola je důsledkem depolarizace a diastola repolarizace. Systola trvá 0,3s a diastola 0,5s při 75 tepech za minutu. Tlaková vlna, vznikající při srdeční činnosti, probíhající arteriální částí cévního systému se nazývá tep nebo puls, hodnota je tedy většinou udávána v tepech za minutu (BPM).



Obr. 4 Činnost srdce při A – systole a B – diastole [12]

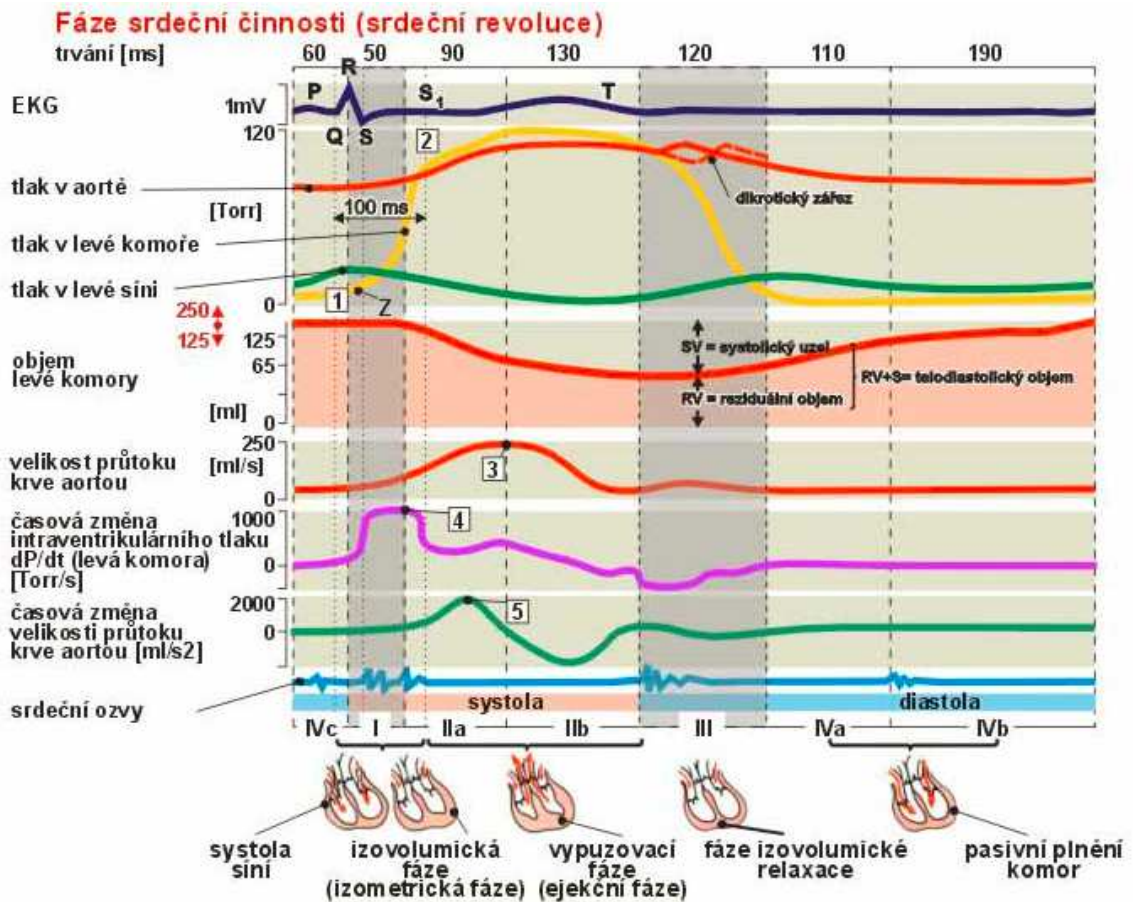
## 2.4 Zevní projevy činnosti srdce

Při činnosti srdce můžeme pozorovat jeho různé zevní projevy např. mechanický, zvukový (akustický), elektrický projev. Jedním ze základních projevů je *mechanický projev* - při systole komor lze pozorovat úder srdečního hrotu na hrudní stěnu.

*Akustický projev* – při srdečním cyklu můžeme nad srdcem slyšet dobře dva zvuky, které označujeme jako srdeční ozvy. První srdeční ozva (systolická) – zvuk vyvolaný uzavřením cípatých chlopní na začátku systoly komor a stahem komorového myokardu. Druhá vzniká při uzavírání poloměsíčitých chlopní. Ozvy můžeme poslouchat (auskultace) nebo zaznamenat pomocí mikrofону (fonokardiografie). Patologicky je provází šelesty při zúžení (stenóza) nebo nedomykavosti (insuficience) chlopní. Za těchto určitých okolností zachytíme i třetí ozvu (otevření cípatých chlopní), popřípadě čtvrtou (systola síní).

*Elektrický projev* – z elektrického hlediska je srdce dipólem (existují dvě místa s opačným nábojem), který je zdrojem elektrických proudů různé intenzity. Vodivými tělními tkáněmi se tyto proudy dobře šíří směrem k povrchu těla, ze kterého se mohou vhodným způsobem snímat, to bude podrobněji rozebráno v dalších kapitolách. Pro snímání se nejčastěji využívají elektrody, které se přikládají na hrudník v oblasti srdce a na končetiny. Metoda pro snímání srdečních proudů se jmenuje EKG (elektrokardiografie). Záznam křivky EKG se provádí elektrokardiogramem.

*Projevy v krevním řečišti* – tepenný krevní tlak, tep – oba parametry jsou projevem srdeční činnosti v tepenné části tělního krevního oběhu.



Obr. 5 Fáze srdeční činnosti a vnějších projevů srdce[10]

## 2.5 Srdeční rytmus

Srdeční rytmus určuje skupina buněk s nejrychlejší změnou spontánního klidového napětí, která první dosáhne prahu pro akční napětí.

Srdečních rytmů máme několik typů:

*Sinusový rytmus* - základní rytmus zdravého srdce, charakterizován nálezem vlny P, která v pravidelných intervalech předchází komplex QRS. Je nejčastějším srdečním rytmem. Vzruchy vznikají v SA uzlu normálně s frekvencí 60-90t/min.

*Junkční (nodální) rytmus* - vzruchy vznikají v oblasti AV junkce. Podle frekvence je tzv. pasivní junkční rytmus - 40-60t/min, nebo aktivní junkční rytmus - nad 60t/min.

Podle tvaru a lokalizace vlny P se rozděluje junkční rytmus na:

a) *horní nodální rytmus* (rytmus koronárního sinu) - jde o ektopický síňový rytmus, který vzniká v automatických buňkách vodivé dráhy spojující SA uzal s AV uzlem v místě vyústění koronárních žil do pravé síně.

b) střední nodální rytmus - vlna P je skryta v komorovém komplexu, a proto se nedá na EKG křivce rozeznat. Na rozdíl od fibrilace síní je zde akce pravidelná. Šipka na obr. 6 ukazuje vlnu P, která je skryta v komorovém komplexu.

c) dolní nodální rytmus - činnost srdce je řízena terciárním pacemakerem z komor o frekvenci 30-40/min.



Obr. 6 Různé typy nodálního rytmu: a) horní, b) střední, c) dolní. [7]

Fibrilace síní - po sinusovém rytmu nejčastějším nálezem na EKG a je charakterizována abnormálně vysokou činností síní s frekvencí síní běžně nad 300t/min. Fibrilace síní se vyznačuje zcela nepravidelnou tvorbou impulsů v síni s frekvencí 300-600t/min.

Síňové stahy se na EKG projevují nepravidelnými a velmi nízkými, často přehlédnutelnými, síňovými vlnkami "f", které stále mění svůj tvar i vzdálenost, kdy vzruchy vznikají kdekoli v síni, a jsou zcela nepravidelně převáděny na komory. Typické pro fibrilaci síní je nepřítomnost vlny P, nepravidelná srdeční akce a přítomnost fibrilačních vlnek. Při nepravidelné akci je vždy nutné pomýšlet jako první na fibrilaci síní.

Rozdělení fibrilací síní podle velikosti síňových vlnek "f":

a) hrubovlnná - vlnky "f" jsou větší a vyšší, dají se na EKG dobře rozeznat a vedou k tomu, že základní linie (izoelektrická linie) má tvar nepravidelné vlnovky.



Obr. 7 Hrubovlnná fibrilace [13]

b) jemnovlnná - síňové vlnky "f" jsou drobnější a mají vyšší frekvenci, na EKG křivce se nedají rozeznat a fibrilace lze poznat podle nepřítomnosti vlny P a nepravidelné srdeční akce. Na rozdíl od hrubovlnné fibrilace má tento typ podstatně menší naději na obnovení sinusového rytmu.



Obr. 8 Jemnovlnná fibrilace [13]

Flutter (kmitání) síní - je velmi rychlý sled síňových stahů, 180-300/min, které mají původ v jediném ložisku stěny srdeční síně. Je častější než junkční rytmus, akce je často pravidelná a je zde nález pravidelných jasných flutterových síňových vlnek.

## 2.6 Arytmie srdce

Srdeční arytmie (dysrytmie) je porucha srdečního rytmu. Ve většině případů se jedná o postižení převodního systému řídicího srdeční činnosti. Jako arytmie se označují poruchy tvorby a vedení vzruchu. Mezi poruchy tvorby vzruchu se řadí rytmy s atypickým místem vzniku vzruchu, nefyziologické frekvence a další. Na rozdíl od fibrilace síní se srdeční svalová vlákna síní i komor stahují synchronizovaně, ale v abnormálních rychlostech. Srdeční arytmie nemusí znamenat nepravidelnou srdeční činnost, protože mnoho arytmií má pravidelnou akci. K diagnostice arytmií se používá elektrokardiogram. Některé poruchy srdečního rytmu se mohou objevit i na zdravém srdci (např. extrasystoly), ale většinou arytmie ukazují na řadu srdečních onemocnění. Některé si popíšeme v následujících podkapitolách.

### 2.6.1 Bradykardie

Bradykardie je zpomalení srdeční frekvence. Jedná se o kompenzační reakci srdce na různé podněty. Jako patologický jev ji hodnotíme, pokud je neúměrná situací (většinou při zátěži). Bradykardie zajišťuje nouzové mechanismy, které zabezpečí správný chod depolarizační vlny. Normálně musejí být tyto mechanismy neaktivní, aby nedocházelo ke kolizi mezi normálními a abnormálními místy spontánní depolarizace.

### 2.6.2 Tachykardie

Tachykardie je zvýšená tepová frekvence nad 90 – 100 tepů. Jedná se o kompenzační reakci srdce na různé podněty. Jako patologický jev ji hodnotíme, pokud je neúměrná situací (většinou v klidu). Je možno se s ní setkat při horečce, také může být příznakem nějaké choroby např. chudokrevnosti nebo při onemocnění štítné žlázy. Komorové tachykardie jsou méně časté, ale velmi nebezpečné. Dochází ke vzniku depolarizací v srdečních komorách (opakované komorové extrasystoly).

### 2.6.3 Extrasystoly

Extrasystola je popisována jako předčasný srdeční stah, když jakákoli část srdce je depolarizována dříve než má. Při zobrazení na EKG se extrasystola jeví stejně jako uniklý stah náhradního rytmu s tím rozdílem, že extrasystola přichází předčasně. Síňové extrasystoly mají abnormální vlnu P a QRS komplexy při nich vypadají stejně jako u běžného sinusového rytmu, po síňové extrasystole následuje neúplná kompenzační pauza. Junkční extrasystoly mají obvyklý tvar a přicházejí dříve než očekávaný komplex QRS. Nemají kompenzační pauzu. Jsou poměrně vzácné, často se nedají odlišit od síňové, proto se běžně nerozlišuje mezi junkční a síňovou extrasystolou. Komorové extrasystoly nejsou běžné, mají široký QRS komplex, mohou vyvolat fibrilaci komor a mají úplnou kompenzační dobu.

Podle místa, kde předčasný vzruch vzniká, rozlišujeme tedy 2 typy extrasystol: ES - extrasystola



*Obr. 9 Síňové (supraventrikulární) extrasystola [7]*



*Obr. 10 Komorová extrasystola [7]*

## 3 METODY MĚŘENÍ TEPOVÉ FREKVENCE

Měření tepové frekvence a její znalost je důležitá pro získání základní informace o činnosti srdce a patří k základním ukazatelům při posuzování stavu organismu v klidu, při zátěži nebo náhlých poruchách srdce.

### 3.1 Měření tepové frekvence

Tepová frekvence je veličina, která je často měřena, protože její změny nám signalizují změny v krevním oběhu, a je nositelem informace o činnosti srdce. Měřením získáváme také informace o nesprávné činnosti srdce, díky jejím změnám. Za normálních podmínek je tepová frekvence ukazatelem tělesné námahy. Tepovou frekvenci můžeme získat z veličin, které vznikají při aktivitě srdce.

Mezi tyto veličiny patří:

- elektrický signál EKG
- akustický signál
- změny tlaku krve v oběhovém systému
- změny objemu tkáně jako důsledek změn objemu v oběhovém systému
- změny impedance tkáně související se změnou množství krve v daném úseku tkáně
- změny rychlosti proudění krve – důsledek změn tlaku krve v oběhovém systému

Z hlediska přesného měření s co největším potlačením poruch a dalších rušivých vlivů lze tepovou frekvenci odvodit z výše psaných veličin a signálů. [4]

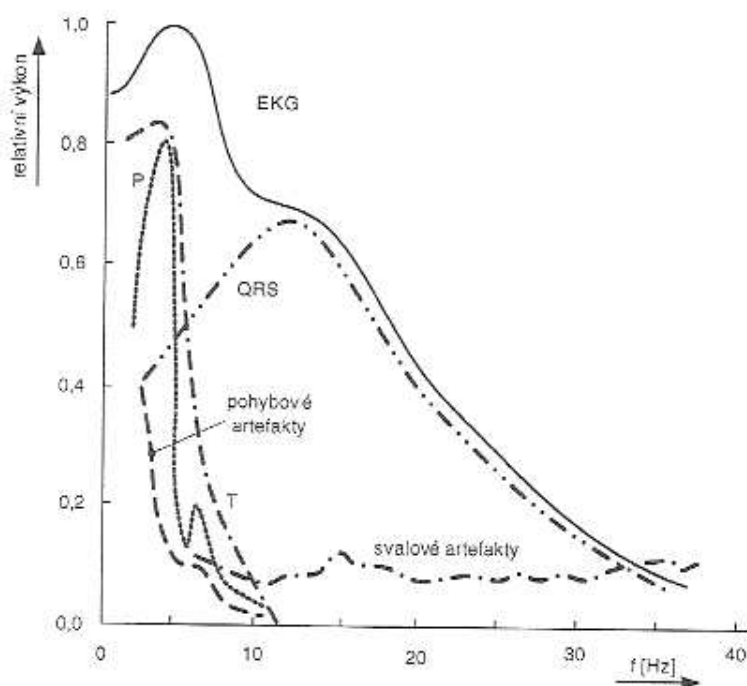
### 3.2 Vyhodnocení tepové frekvence z EKG signálu

Tento způsob bývá nejčastěji používán u kardi tachometrů, které jsou součástí monitorovacího systému. Pro vyhodnocení se používá QRS komplex z EKG signálu. Pro výběr QRS komplexu z EKG se používá detektor R-vlny. R-detektory detekují pozitivní kmit QRS komplexu. Tento komplex odpovídá depolarizaci komor. Jako nejjednodušší detektor lze použít špičkový detektor s proměnným prahem. Takový detektor lépe detekuje R-vlny při změnách EKG signálu, lze vyhodnocovat tvar a úroveň R-vlny (signálu) a jeho činnost nesmí záviset na změně polarity signálu, tudíž na změně polohy měřících elektrod.[5]

Na detektor R-vlny je kladeno několik požadavků: Nezávislost funkce na pohybu pacienta, odolnost proti síťovým brumem, nezávislost funkce na tvarových změnách signálu, nezávislost funkce na velikosti vstupního signálu a jeho polaritě. Dále mohou nastat i požadavky na potlačení stimulačních impulsů z kardiostimulátoru, potlačení extrasystol. [5]

Před samotnou detekcí je nutno odstranit nežádoucí rušení, které se projevuje artefakty:

*Periodické artefakty* způsobené dýcháním (0,1-0,8Hz), *pohybové artefakty* (max. 0,1Hz) způsobené změnou potenciálů elektrod vlivem pohybu pacienta, *elektrodové artefakty* způsobené pohybem pacienta (0,2-1,5Hz), *síťové rušení* (50Hz) a rušení myopotenciály (>18Hz). K potlačení podstatné části rušení se používají vhodné pásmové filtry nebo korelace signálu z různých svodových míst. Dalším krokem je vyloučení vlivu polarity signálu (aplikace absolutní hodnoty), zvětšení odstupu QRS komplexu od P a T vlny a pak už lze použít detekci R-vlny. Tepová frekvence se určuje z délky trvání R-R intervalu.



Obr. 11 Typické průběhy frekvenčních spekter jednoho srdečního cyklu signálu EKG a jeho částí [3]

### 3.3 Vyhodnocení tepové frekvence z akustického signálu

Tepovou frekvenci lze také odvodit z akustických projevů srdce – ty označujeme jako srdeční ozvy. Ozvy vznikají jako důsledek změn rychlosti proudění (charakteru) krve a činnosti srdečních chlopní (otevírání / uzavírání).

*Laminární proudění* – charakterizováno podélným rychlostním profilem. Proudnice jsou rovnoběžné a nemísí se. Rychlostní profil vykazuje parabolickou čelní frontu (roztok ve středu trubice protéká s největší rychlostí, u stěny řečiště neprotéká).

*Turbulentní proudění* – charakterizováno chaotickým průtokem v mnoha směrech a mnoha víry.

Ozvy jsou čtyři a každá koresponduje s určitou fází srdečního cyklu.

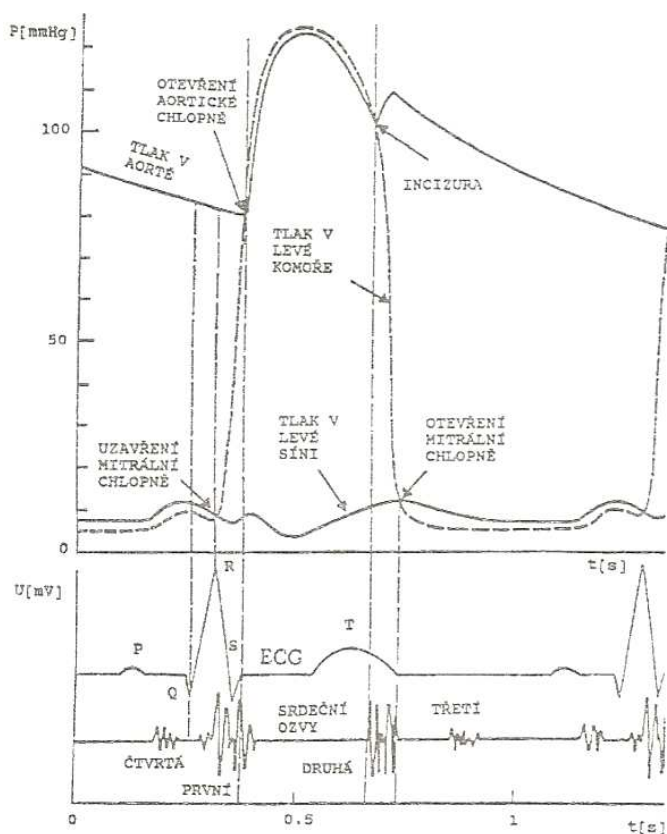
**1. ozva (systolická)** – delší a hlubší, souvisí s počátkem R-vlny EKG signálu. Doba trvání je 0,1 až 0,17 s. Je způsobena uzavřením atrioventrikulárních chlopní při systole komor. Vibrace mají kmitočet 25 – 45 Hz. [7]

**2. ozva (diastolická)** – vyšší a jasnější, vzniká uzavřením poloměsíčitých chlopní, souvisí s T-vlnou. Intenzita této ozvy je závislá na krevním tlaku ve velkých cévách na začátku diastoly. Doba trvání 0,1 – 0,14 s. Vibrace mají kmitočet kolem 50 Hz. [7]

**3. ozva (protodiastolická)** – hluboká a nepřízvučná, vzniká rozkmitáním svaloviny komor ve fázi rychlého plnění komor.

**4. ozva (presystolická)** – nepřízvučná, souvisí s rozkmitáním svaloviny komor při systole síní

Kromě srdečních ozev se mohou vyskytnout i šelesty, které jsou vyvolané vlivem turbulentního proudění krve, nebo patologickými stavy srdce (např. nedomykavost chlopní). Jejich frekvence se pohybuje od (0,1-2000Hz). Mají velmi malou amplitudu, trvají déle než ozvy a jsou typické pro druhy srdečních vad.[7]



Obr. 12 Srovnání fonokardiografického, EKG signálu a průběhu tlakové křivky aorty [4]

Vyhodnocení tohoto měření se provádí poslechem – auskultační technika. Přístroj, kterým můžeme tyto zvuky měřit, se nazývá fonokardiograf. Pomocí mikrofону umístěného na hrudní stěně je snímán akustický signál, u tohoto signálu se zajímáme o

obálku vibrací, zatímco signál odpovídající vlastním vibracím je nosný kmitočet – amplitudově modulovaný signál. [7] Tepová frekvence se určí z časových intervalů mezi 1. ozvami srdečních cyklů, kdy budeme detekovat počátek 1. ozvy.

### 3.4 Vyhodnocení tepové frekvence ze změn tlaku krve v oběhovém systému

Krevní tlak se mění při činnosti srdce a kolísá mezi dvěma hodnotami. Je to horní mez, systolický tlak – maximální tlak v artériích při systole a dolní mez, diastolický tlak – nejnižší tlak v artériích při diastole. V průběhu života se systolický tlak zvětšuje, diastolický je měřítkem periferního odporu. Podle umístění snímače tlaku rozdělujeme metody měření tlaku na přímé a nepřímé. Neinvasivní (nepřímé metody) využívají manžetu umístěnou vně těla pacienta bez přímého spojení s krevním řečištěm, u invazivních (přímých metod) musíme porušit povrch těla pacienta a zavést snímací zařízení na místo, kde se bude tlak měřit. [7]

### 3.5 Vyhodnocení tepové frekvence ze změn objemu tkáně

Pro vyhodnocování se používá pletysmografie, kdy objem části těla závisí na okamžité hodnotě krevního tlaku. To je umožněno pružností krevního řečiště i tkáně. K tomu se používá fotoelektrického pletysmografu, který pracuje buď s průsvitovým snímačem nebo snímačem reflexním. Při změnách tlaku krve se mění objem kapilár, což způsobí změnu absorpce, odrazu a rozptylu světla. Tato metoda se používá k měření objemových změn a tepové frekvence. Velkou nevýhodou je citlivost na pohyb. Snímač nesmí být citlivý na nasycení krve kyslíkem, způsobující různé zabarvení krve. K odstranění této vady se využije zdroj světla v infračervené oblasti (940 nm) [7]. Používá se GaAs dioda. Zdroj světla musí být napájen stejnosměrným stabilizovaným proudem. Detektory světla musí být citlivé pro infračervenou oblast. Např. fotoodpory CdS s krátkou časovou konstantou nebo fototranzistory.

Pro měření změn objemu tkáně se používá také kapacitní pletysmograf. Jako snímač se používá kondenzátor s pružným dielektrikem. Snímač je ve tvaru válečku. Vnější elektroda je pevná, vnitřní pružná. Změny objemu vyvolají změnu dielektrika (kapacity). Změny kapacity jsou převáděny na změny napětí, které registrujeme. [17]

$$C = \frac{K \cdot l \cdot \varepsilon}{\ln\left(\frac{D}{2} \sqrt{\frac{\pi \cdot l}{V_t}}\right)} \quad (3.1)$$

Kde K - 0,35;  $\varepsilon$  - permitivita pružného dielektrika; D – průměr pevné elektrody; l – délka snímače;  $V_t$  – objem tkáně pod snímačem.

Další používané pletysmografy jsou pneumatické. Jako snímač je použita komůrka, do které lze hermeticky uzavřít končetinu (její část). Tlakové změny v komůrce jsou převáděny na elektrický signál, který je následně zesílen. Výhodou je snadná kalibrace v jednotkách objemu. Nevýhodou je omezení měření pouze na končetiny a to, že snímač působí proti snímané veličině. Stlačení končetiny manžetou dochází k omezení průtoku krve.

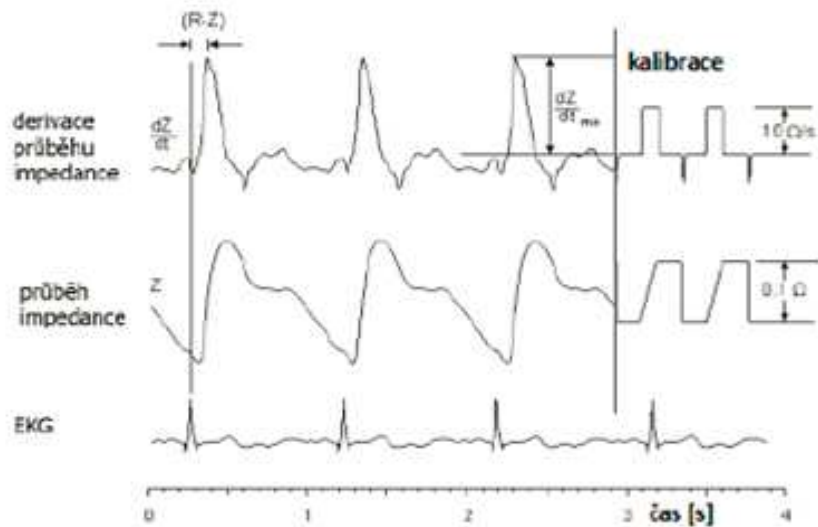
Při činnosti srdce kolísá krevní tlak mezi dvěma hodnotami, tlakem systolickým a tlakem diastolickým. Tyto tlakové změny způsobují objemové změny tkáně. Pro snímání těchto změn se používají snímače piezoelektrické a fotoelektrické.

### **3.6 Vyhodnocení tepové frekvence z impedančních změn**

Časová závislost změn impedance tkáně má podobný tvar jako časová závislost tlakových změn v krevním řečišti. Je to funkce tepové frekvence. V kardiometru vstupní část tvoří reograf, jehož výstupní signál je tvarován ve vhodném tvarovacím obvodu. Na výstupu tvarovacího obvodu jsou impulsy, jejichž četnost odpovídá tepové frekvenci. Při tomto způsobu snímání se automaticky z hodnocení vyloučí vliv stimulatoru, pokud stimulace nebyla účinná a extrasystoly, u kterých nedošlo k vypuzení krve z komor do krevního řečiště.[7]

Pro tento způsob odvození tepové frekvence slouží impedanční pletysmografy. Měří změny impedance tkáně na prokrvení. Metoda se někdy uvádí jako impedanční reografie. Používá se k měření dechové frekvence (změny objemu vyvolané dýcháním), průtoku krve, tepové frekvence a minutového objemu. Impedanční měření minutového objemu měří množství vypuzené krve do krevního objemu (z obou komor).

Metoda vychází z toho, že změny impedance hrudníku jsou způsobeny průtokem krve aortou. Pro měření se používá 4 – elektrodového zapojení, z nichž 2 elektrody umístěné na krku napájí obvod (střídavý proud, 20-75 kHz) a zbylé, umístěné na hrudníku, měří úbytek napětí, ze kterého jsou vyhodnocovány změny impedance podle prokrvení tkáně. Tento způsob vyhodnocování se příliš nepoužívá



Obr. 13 Srovnání průběhů pro odvození tepové frekvence [17]

Pro určení změn objemu krve musíme znát měrný odpor krve ( $160 \Omega \cdot \text{cm}$ ), impedanci plic a vzdálenost elektrod. Vztah pro výpočet minutového objemu [17]:

$$MO = \rho_b \cdot \frac{l^2}{Z^2} \cdot \left| \frac{dZ}{dt} \right| \cdot t_s \quad (3.2)$$

Kde  $\rho_b$  je měrný odpor krve,  $l$  je délka hrudníku,  $Z$  – celková impedance krve a tkáně,  $t_e$  – erekční doba (krev ze srdce vypuzována do oběhu).

Elektrická délka hrudníku je definována vzdáleností snímacích elektrod. Vzdálenost elektrod se ve vztahu vyskytuje ve druhé mocnině, takže nepřesné určení její velikosti významně ovlivňuje výsledek. Přesnost metody je také závislá na kvalitě zdroje proudového generátoru. Impedance hrudníku se pohybuje v rozmezí desítek  $\Omega$ . Výhoda této metody je v neinvazivnosti a nevýhodou je to, že nedokáže rozpoznat onemocnění, které způsobí chybu měření jakou např. defekt septa nebo nedomykavost chlopní. [17]

## **4 ELEKTROKARDIOGRAFIE**

Z hlediska měření tepové frekvence, jak je napsáno v předchozích kapitolách, a odvození tepové frekvence je možné tepovou frekvenci určit a měřit z několika bioelektrických veličin a signálů. Jako nejčastější způsob snímání tepové frekvence je vyhodnocení tepové frekvence z EKG signálu (elektrokardiograf), jelikož při snímání je možné získat současně více údajů.

### **4.1 Elektrokardiografie**

Elektrokardiografie slouží k snímání akčních srdečních potenciálů z povrchu těla subjektu. Postup elektrického vzruchu srdečních tkání a časově proměnné rozhraní mezi aktivovanou a klidnou tkání vyvolává časově proměnné elektromagnetické pole v okolí srdečního svalu.

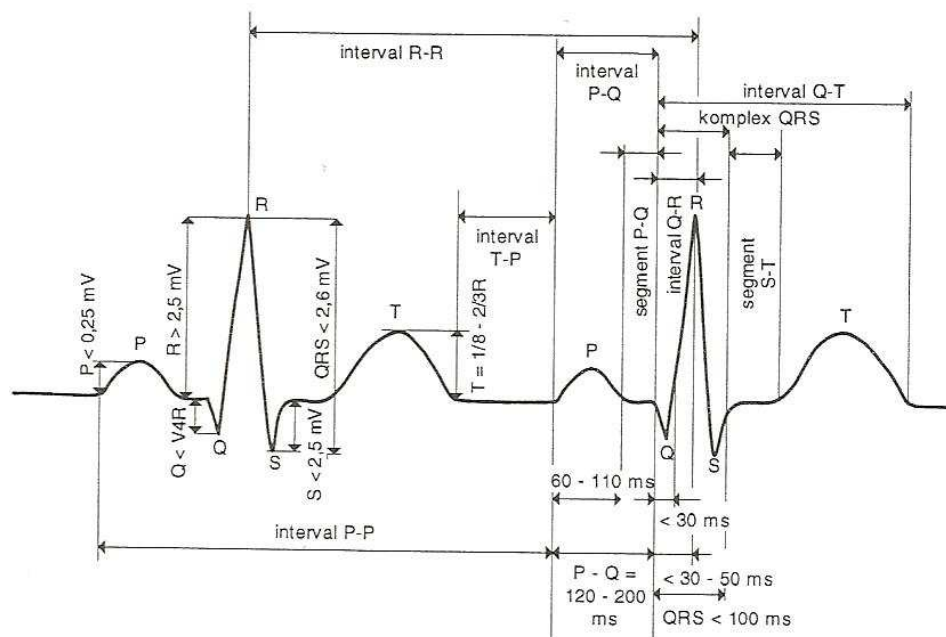
### **4.2 EKG křivka (signál)**

Grafický záznam časové závislosti rozdílů elektrických potenciálů snímaných elektrodami rozmístěnými zpravidla na povrchu těla nazýváme elektrokardiogram (EKG). EKG poskytuje záznam o elektrických procesech probíhajících v srdečním svalu. Tvar EKG signálu vyjadřuje charakter šíření elektrického podráždění srdečních tkání.

Charakteristický průběh signálu EKG obsahuje posloupnost vlny P, komplexu QRS a vlny T. Vlna P reprezentuje depolarizaci buněk srdečních síní. Komplex QRS popisuje depolarizaci komor, která začíná v okamžiku dosažení uzlu AV, a vlna T vyjadřuje poslední fázi elektrického procesu probíhajícího v myokardu, repolarizaci buněk srdečních komor.

#### **4.2.1 Vlastnosti EKG signálu**

EKG signál popisují vlny (P, T) a kmity (Q, R, S). Vlny jsou oblé a strmé. Při posuzování EKG křivky se zajímáme o srdeční rytmus a jeho pravidelnost, frekvenci, vlnu P, která je projevem depolarizace síní, segment PQ – označovaný jako převodní doba, což je čas potřebný k přenosu vzruchu ze síní do komor srdce, komorový komplex QRS, segment ST a vlnu T. EKG signál je zobrazen na obr.14.



Obr. 14 Typické parametry signálu EKG zdravého člověka [3]

**P-vlna** - je důsledkem činnosti sinoatriálního uzlíku a je projevem elektrické depolarizace síní. Klasická P- vlna má tvar od pozitivního oblouku po ostřejší špičku. Amplituda se pohybuje od 0 do 0,3mV a doba trvání je do 100ms.

**P-R segment** - jde o dobu od počátku depolarizací síní do počátku depolarizací komor. Normální doba trvání P-R intervalu je od 120 do 200ms a mění se s věkem a tepovou frekvencí.

**Q-vlna**- je první negativní výchylka, která předchází R-vlně. Není to standardní výchylka, ale je důležitá, když QRS komplex začíná negativním kmitem. Normální velikost amplitudy Q-vlny je 0 až 25% vlny R s dobou trvání menší než 30ms.

**R-vlna** -je pozitivní výchylka následující po vlně Q a udává postup šíření vzruchové vlny napříč stěnou srdečních komor. Amplituda může dosahovat až několik mV a je závislá na místě snímání. Normální doba trvání do je 100ms.

**S-vlna**- je negativní výchylka po vlně R. Normální vlna S má amplitudu od 0 do 0.8 mV a dobu trvání do 50ms. S-vlna není standardní a může chybět v průběhu.

**QRS komplex** - je trojúhelníkový kmit s normální dobou trvání od 50 do 110ms. Udává depolarizaci svaloviny komor.

**S-T segment**- doba od konce QRS komplexu po začátek T vlny, tedy dobu mezi depolarizací a repolarizací buněk srdečních komor.

**Q-T interval** - začíná QRS komplexem a trvá po konec T vlny a reprezentuje elektrickou systolu. Doba trvání intervalu závisí na tepové frekvenci, věku, pohlaví, obsahu minerálů v krvi a léků. Doba intervalu se pohybuje od 340 do 420ms.

**T-vlna** - reprezentuje repolarizaci komorové svaloviny, je souhlasně výkyvná s QRS komplexem a doba trvání normální vlny T je od 100 do 250ms. Na T vlně se snadno pozná stav srdeční svaloviny.

**U-vlna** - vyskytuje se někdy po vlně T, jedná se o malou pozitivní výchylku.

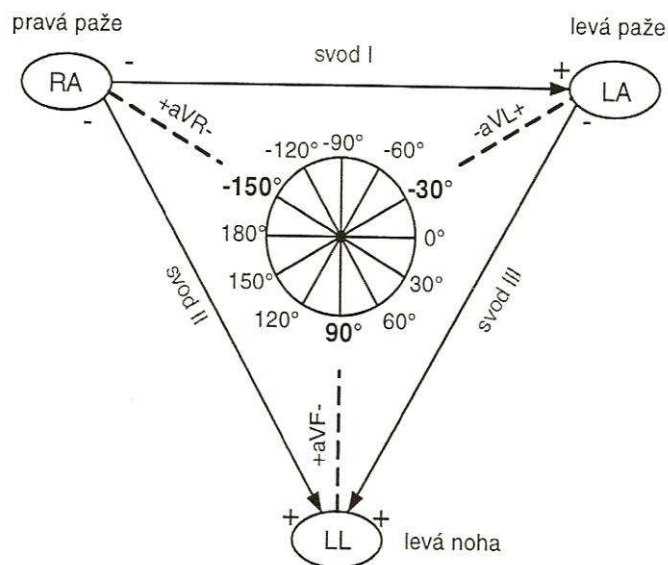
Při zpracování signálu EKG dbáme na odstranění, nebo potlačení rušivé šumové složky tak, aby byl signál vhodný k dalším úpravám a zobrazení.

### 4.3 Elektrokardiografické svodové systémy

Díky elektrokardiografickým svodovým systémům získáváme užitečné informace o elektrických projevech srdce, a to i tepovou frekvenci. Proto musíme vybrat co nejvhodnější způsob rozmístění snímacích elektrod a odvozený výpočet jednotlivých elektrokardiografických signálů.

Pro tzv. humánní ambulantní elektrokardiografii se používají dva typy standartních svodových systémů: standartní 12svodový systém a ortogonální svodové systémy. Standartní 12svodový systém je využíván nejvíce. Zpracovává a následně vyhodnocuje signály snímané ze čtyř končetinových a šesti hrudních elektrod. Pro měření EKG signálu se používají i nestandardní svodové systémy jako jsou např. prstové svody, kde je signál měřen mezi jednotlivými prsty na ruce. Další možností jsou jícnové svody, kde jsou elektrody umístěny blízko srdečního svalu za využití speciálních elektrod. Při vyšetření arytmií během defekace se používají hýžd'ové svody (2 elektrody).

Dost využívaným svodovým systémem je Einthovenův trojúhelník, patřící mezi bipolární svody – poloha elektrod se záměrně vyhýbá svalovým skupinám, díky tomu minimalizuje vliv rušivých myopotenciálních artefaktů.



Obr. 15 Einthovenův trojúhelník [3]

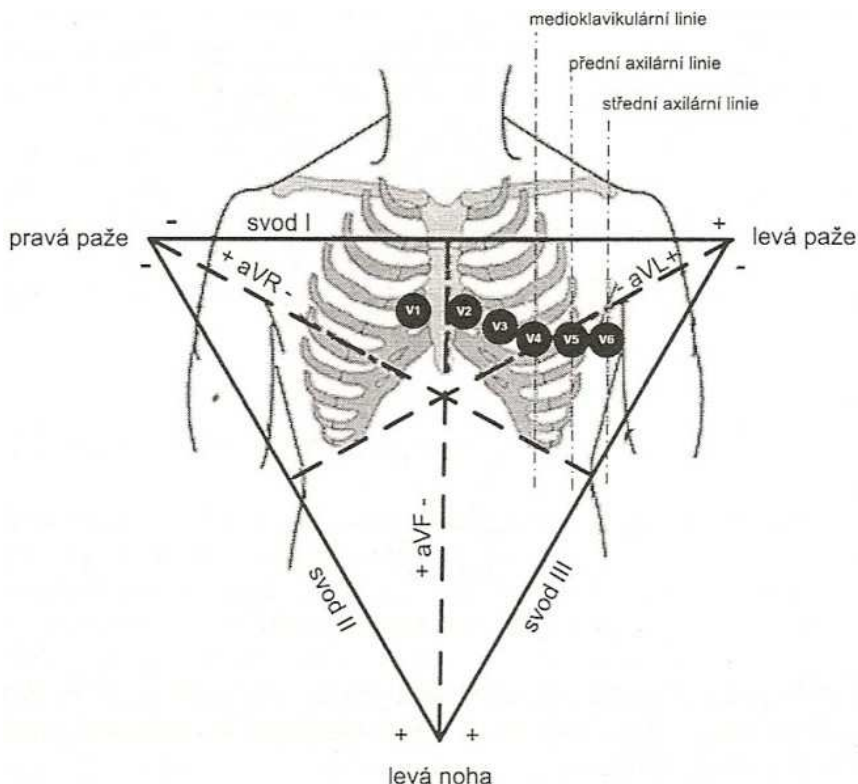
Končetinové svody jsou umístěny na horních (R,L - umístění nad zápěstím) a dolních (F,N - v dolní části holení, přičemž pravá noha slouží jako referenční elektroda) končetinách. Končetinové svody jsou I,II,II, viz. obr.12. Svod I zesiluje napěťový rozdíl mezi horními končetinami, svod II mezi pravou horní a levou dolní končetinou, a svod III pak zesiluje rozdíl napětí mezi levou horní a dolní končetinou, a platí vztahy:  $I+II=III$  a  $II+III=I$  a  $I+III=II-$ .

Ve 30.letech zavedl F. N. Wilson pojem unipolární záznam a definoval referenční bod, tzv. Wilsonovu svorku, jako aritmetický průměr tří končetinových potenciálů.

Augmentované svody zavedl Goldberger, pro něž platí, že potenciály ve vrcholech Einthovenova trojúhelníku se nevztahují k Wilsonově svorce, ale k průměrnému potenciálu protilehlé strany. Golbergerovy unipolární svody jsou tři – aVL, aVF a aVR. Vzniknou změřením potenciálu mezi 2 místy. aVL - (RA LL). aVF - (RA LA). aVR - (LA LL). Někdy se místo označení nohy jako L (leg) používá F (foot).

Wilsonovy unipolární svody V1, V2, V3, V4, V5, V6 představují napětí mezi elektrodami umístěnými na hrudníku vůči Wilsonově svorce. Na rozdíl od končetinových svodů sledujících elektrickou aktivitu srdce ve frontální rovině, unipolární svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Dohromady dávají prostorovou představu o elektrickém poli srdce.

Pro umístění jednotlivých hrudních elektrod platí:



Obr. 16 Rozložení snímacích elektrod hrudních unipolárních svodů [3]

- V1 – čtvrté mezižebří vpravo od sternu
- V2 – čtvrté mezižebří vlevo od sternu
- V3 – uprostřed mezi V2 a V4
- V4 – páté mezižebří v medioklavikulární čáře
- V5 – v přední axilární čáře horizontálně na úrovni V4
- V6 – v střední axilární čáře horizontálně na úrovni V4

Ortogonální svodové systémy vytvářejí obraz elektrické aktivity srdce pomocí průmětu elektrického vektoru do tří rovin ortogonálního systému. Tři osy x (horizontální - od pravé ruky k levé ruce), y (vertikální – od hlavy k nohám) a z (dorzální – do hrudi k zádkům) definují tři ortogonální průmětové roviny: sagitální (yz), horizontální (xz), frontální (xy).

Frankův ortogonální systém je nejvíce rozšířený v humánní elektrokardiografii, dále známe ještě McFeeův a SVEC II systém. [3]

## 5 POUŽÍVANÉ SNÍMAČE

Snímače tepové frekvence je možné rozdělit na několik kategorií dle druhu snímání. Nejčastěji používaným snímačem jsou elektrody, dále je možné použít pro snímání tepové frekvence pletysmografické snímače nebo mikrofon pro snímání akustických projevů srdce.

### 5.1 Snímání tepové frekvence pomocí elektrod

Jsou-li pro snímání tepové frekvence použity jako snímač elektrody, je možné vyhodnotit tepovou frekvenci z EKG signálu nebo z impedančních změn mezi elektrodami. Dosud nejvyužívanější elektrodou je plošná kovová elektroda přiložená přímo na kůži pacienta. Je to polarizovatelná elektroda, jelikož po navlhčení pastou nebo fyziologickým roztokem se na elektrodě vytvoří polarizační stejnosměrný potenciál řádově desítky až stovky milivoltů oproti druhé elektrodě. Vznikají zde ale významné pohybové artefakty, způsobené pohybem elektrody oproti kůži a kolísání polarizačního napětí.

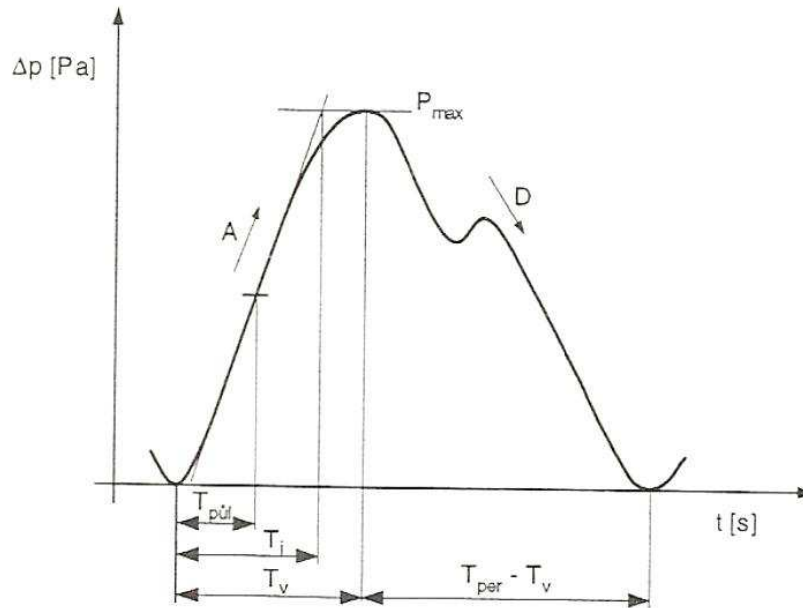
Při použití plošné nepolarizovatelné elektrody, např. stříbrné elektrody s kontaktní vrstvou sintrovaného chloridu stříbra (AgCl), se potenciálový rozdíl zmenší na několik milivoltů a je poměrně stabilní. Vylepšením těchto elektrod mohou být plovoucí nepolarizovatelné elektrody, vyrobené stejným principem, avšak opatřené komůrkou vyplněnou EKG pastou, která zprostředkuje přenos potenciálu (kůže - kov).

### 5.2 Pletysmografické snímače

Pletysmografie je označení pro techniku neinvazivního měření periodických objemových (tlakových) změn vybraných částí těla nebo celého těla subjektu způsobovaných prokrvováním. Také je to vyšetřovací metoda, která slouží k hodnocení kvality prokrvení tkání a poskytuje informace o reaktivitě vyšetřovaných cév. Pletysmografie umožňuje získat záznam pulsových vln pomocí snímače umístěného za vyšetřovanou oblastí.

#### 5.2.1 Pletysmografická měření

Nejčastěji jsou pomocí pletysmografie měřeny objemové změny způsobeny dýcháním (pohybem plic a hrudníku) a lokální objemové změny na pažích a dolních končetinách. Časový průběh těchto změn znázorňuje pletysmografická křivka – dává informaci o stavu uvažovaného krevního řečiště. Jedná se o relativní měření. Tvar křivky koresponduje s pulsovou vlnou.



Obr. 17 Typický tvar pletysmografické křivky zdravého jedince [3]

Základními parametry při hodnocení tvaru pletysmografické křivky jsou:

- vrcholový čas  $T_v$ , což je časový úsek od začátku vzestupu pulsové vlny k jejímu vrcholu, průměrná hodnota nepřesahuje 0,2 s
- inklinanční doba  $T_i$  je časový úsek mezi průsečíkem směrnice nejstrmější části nástupu pulsové vlny a tečny v maximum vlny, průměrná hodnota je 0,2-0,3 s

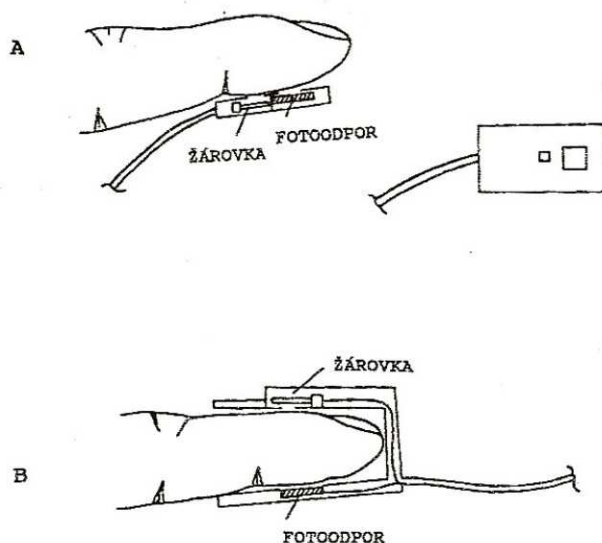
Kvociant vzestupu a poklesu KVP, stanovený z doby vzestupu a poklesu pulsové vlny

$$KVP = \frac{T_v}{T_{per} - T_v} \quad (5.1)$$

Vzhledem k tomu, že pletysmografická křivka koresponduje s průběhem pulsové vlny, je pro nás z hlediska měření tepové frekvence užitečná.

## 5.2.2 Fotoelektrický snímač

Fotoelektrická pletysmografie se zabývá změnami světelné propustnosti tkáně při změnách tlaku krve při srdeční činnosti. Je založena na velkých rozdílech mezi extenčními koeficienty krve a tkáně. Fotoelektrické snímače rozdělujeme na základě dvou principů na *průsvitové* a *reflexní*. Průsvitové snímače se vyznačují tím, že zdroj světla a fotodetektor jsou umístěny na opačných stranách tkáně. Tato metoda je aplikovatelná pouze na některých částech těla – na ušních lalůčkách a prstech. U snímačů reflexních je zdroj světla i detektor na stejné straně tkáně.



Obr. 18 A) Reflexní, B) průsvitový snímač pulsu [5]

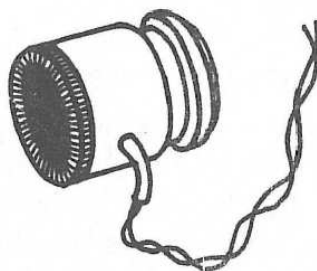
Princip obou snímačů je takový, že světlo procházející tkání je rozptýleno a odraženo, a jen malá část je absorbována. Světlo odražené je zeslabeno velkým rozptýlením a malá část je odražena nebo projde. Množství světla, které u snímačů obou typů dopadá na fotodetektor, je nepřímo závislé na objemu krve ve tkáni. Požadavky na snímač s ohledem na nepatrné změny světelného toku, který má být hodnocen, můžeme shrnout :

- Fotodetektor musí být dostatečně citlivý, maximální citlivost by se měla nacházet v rozmezí 800nm.
- Světelný zdroj musí být umístěn tak, aby nedocházelo k ohřevu kůže – nežádoucí artefakt.
- Průsvitový reflexní snímač musí být konstruován tak, aby neomezoval průtok krve tkání.

Jako výhoda těchto snímačů se bere v úvahu snadná aplikovatelnost na různé části těla a jednoduchá realizace. Tyto snímače jsou však vhodné pouze při srovnávacím měření. Z hlediska citlivosti na pohyb opět nejsou příliš vhodné.

### 5.2.3 Piezoelektrické snímače

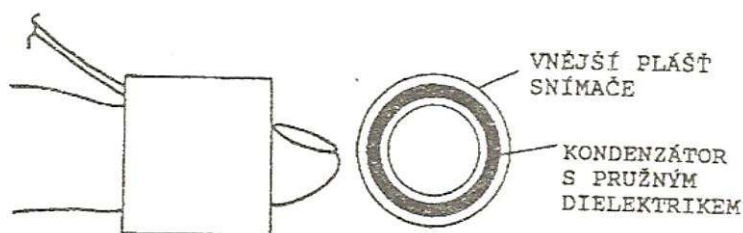
Piezoelektrické snímače jsou velmi často využívány, díky tomu, že na výstupních svorkách mají bez pomocných signálů, elektrický signál. Podstatou je piezoelektrický jev. Jsou většinou konstruovány jako prstové. Princip zpracování je takový, že vstupní signál je zesílen, tvarován, takže opět získáme sled impulsů odpovídajících tepové frekvenci.



Obr. 19 Příklad piezoelektrického prstového snímače

### 5.2.4 Kapacitní pletysmografie

Ke sledování tepové frekvence lze využít kapacitní pletysmografii. Používá se kapacitní snímač s kondenzátorem s pružným dielektrikem. Změna objemu tkáně se projeví změnou kapacity a vyhodnocuje se odpovídající změna napětí. Snímače můžeme rozdělit jako kondenzátory s pružným dielektrikem a na snímače, u kterých je povrch těla součástí snímače. Snímač má tvar rotačního tělesa a nasazuje se na prst, tím je způsobena deformace dielektrika. Výstupní signál ze snímače je nutno převést na odpovídající změny napětí. To je možné provést tak, že snímač je součástí obvodu oscilátoru a změny kapacity mají za následek změny jeho kmitočtu. Následnou demodulací získáme odpovídající napětí. Nevýhodou je, že snímač působí určitou silou na tkáň a omezuje tím její objemové změny. Snímač, který je součástí povrchu těla, navíc musí být navržen tak, aby vyloučil vliv případných pohybů.



Obr. 20 Kapacitní pletysmograf [5]

### **5.2.5 Impedanční pletysmografické snímače**

Impedanční pletysmografie zaznamenává změny elektrické vodivosti vyšetřované oblasti v závislosti na změně objemu krve mezi elektrodami. Využívá se několika elektrod, které jsou vždy umístěny na symetrických místech. Touto technikou můžeme sledovat tepovou frekvenci, dechovou frekvenci, průtok krve v dané části tkáně, minutový objem srdce a další veličiny.

Hodnotíme časový průběh změn elektrického odporu nebo elektrické impedance hrudníku vyvolané srdeční činností. Průtok krve srdečními dutinami, velkými cévami a změnami náplně krve i vzduchu v plicích je zaznamenán v typickém průběhu. Moderní přístroje neměří elektrický odpor, ale absolutní hodnotu elektrické impedance pro střídavý proud v kmitočtu několika desítek kHz. Tím je možno odečíst klidovou hodnotu a časový průběh proměnné složky. K měření se používají dvě nebo čtyři elektrody.

### **5.3 Snímání tepové frekvence pomocí mikrofону**

Tepovou frekvenci lze stanovit také z akustických projevů, které vznikají při činnosti srdce (Fonokardiografie). Tento systém se využívá např. u kardiokografu. Tepová frekvence je snímána pomocí mikrofónu, z kterého získáme sled impulsů, jejichž četnost ji vyjadřuje. Potlačení rušivého signálu je u této metody značně složité.

## 5.4 Stabilita tepové frekvence

Proměnlivost srdeční tepové frekvence (HeartRate Variability - HRV) je jedním z důležitých parametrů správné funkce autonomního nervového systému. Skutečnost, že srdeční rytmus není za fyziologických podmínek zcela pravidelný, je známa. Tepová frekvence srdce se dynamicky mění např. se změnou teploty okolí, fyzické a psychické zátěží, zvýšené potřebě kyslíku, při aplikaci léků a mnoho dalších. EKG zdravých jedinců vykazuje periodické kolísání v RR intervalech. Tento rytmický fenomén je známý jako respirační sinusová arytmie (RSA). Koresponduje s fázemi respirace, kdy při inspiraci dochází ke zrychlení srdeční činnosti a ke zpomalení srdeční činnosti během expirace. Tento regulační systém ovlivňuje i mnoho chorob. Autonomní nervový systém řídí odpověď na řadu zevních a vnitřních podnětů a zajišťuje tak správnou funkci organismu.

Vysoká variabilita srdeční frekvence je znakem dobré adaptability systému. Snížená variabilita bývá naopak známkou porušení adaptability systému a měla by vést k detailnější, cílené diagnostice její příčiny.[19]

## 6 VYHODNOCENÍ TEPOVÉ FREKVENCE

Ze snímání tepové frekvence, tedy signálu z různých snímačů, které lze zpracovat tak, že výsledkem je sled impulsů, jejichž četnost odpovídá srdečnímu tepu a ze které poté vyhodnocujeme tepovou frekvenci. U měření tepové frekvence vycházíme ze základního průběhu elektrokardiografické křivky EKG a zajímá nás zejména určitá část, což je QRS komplex. V kardiografické křivce zejména R-vlna, která reprezentuje srdeční stah – systolu. Tepová frekvence tedy udává počet R-vln za minutu. Klidový srdeční tep je 65-75 tepů za minutu, u vrcholových sportovců 50 tepů/min jako minimum a při zátěži se může zvýšit až na 200 tepů/min. Tepová frekvence se často označuje jako BPM (beat per minute). Z hlediska uspořádání přístroje se tepová frekvence nejčastěji bude určovat pomocí kardi tachometru a R-detektoru, které mohou být integrovány ve složitějších lékařských zařízeních.

Měřiče tepové frekvence lze tedy rozdělit dle vyhodnocení daného signálu na:

- přístroje udávající okamžitou hodnotu tepové frekvence
- přístroje udávající střední hodnotu tepové frekvence
- přístroje udávající tepovou frekvenci jako průměr z předem zvoleného počtu tepů

Přístroje udávající okamžitou hodnotu tepové frekvence - okamžitá hodnota tepové frekvence se vyhodnocuje pro neustále po sobě jdoucí R-R intervaly. Jelikož by se hodnota neustále pohybovala, je možné vyhodnocovat signál jako průměr za 5 nebo 10 tepů (intervalů). Tím se prodlouží reakce přístroje, odpadne však rychlá změna hodnoty. Výhodou tohoto způsobu vyhodnocení je, že je možné sledovat jakékoliv arytmie.

Přístroje udávající střední hodnotu tepové frekvence - tento typ vyhodnocení se používá nejčastěji. Doba ustálení údaje po připojení přístroje k pacientovi bývá okolo 7s a přesnost  $\pm 5\%$ .

### 6.1 Přesnost měření tepové frekvence

Na přístroje, které měří tepovou frekvenci (elektrokardiograf, kardi tachometr, R-detektor, a další), jsou kladeny velké nároky v podobě odolnosti vůči nežádoucím rušením. Z hlediska přesnosti a správnosti vyhodnocení změřeného signálu je kladen důraz na použití přístroje. Většina přístrojů, které dnes vyhodnocují tepovou frekvenci, je součástí lékařských diagnostických zařízení, jako je např. elektrokardiograf. Podle daných parametrů přístroje, jako je šířka převodníku, vzorkovací frekvence a odstup signálu od šumu, se rozlišují přístroje na několik typů.

V nemocnicích se používají nejkvalitnější přístroje, které mají velmi dobré vlastnosti v oblasti přesnosti měření a nabízí plno další přídavných funkcí, avšak stojí několik set tisíc korun. Poté existují elektrokardiografy pro osobní použití, které nabízejí vysoce přesné výsledky měření, ale oproti velkým nemocničním přístrojům

nenabízejí další přídavné funkce. Využití měření tepové frekvence najdeme i ve sportu, kde existují tzv. pulsmetry, které měří tepovou frekvenci za účelem zjištění zatížení organismu. Proto je použití měřičů tepové frekvence jednoznačným přínosem pro lékařské anamnézy, cílené zvyšování kondice jak u vrcholových sportovců, aktivních sportovců, kardiaků, tak i pro obyčejného člověka.

Měření tepové frekvence je tedy důležité v mnoha ohledech a poskytuje nám základní informace o činnosti srdce. Její využití spadá zejména do oboru lékařství, ale je využitelná i v dalších oborech. Výsledky měření jsou lehce zpracovatelné, a proto můžeme dosažené výsledky jednoduše zhodnotit a podle nich posuzovat srdeční funkci.

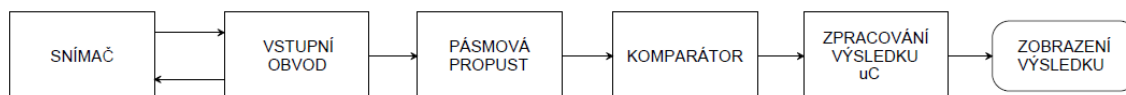
## 7 NÁVRH MĚŘIČE TEPOVÉ FREKVENCE

Po přehledu měřících metod, již víme, z jakých veličin lze tepovou frekvenci snímat a vyhodnocovat, následující část obsahuje popis návrhu jednoduchého zařízení pro měření tepové frekvence. Navrhované zařízení má měřit frekvenci s rozsahem 40 až 200 tepů za minutu, těmto mezním hodnotám musíme přizpůsobit frekvenční části (filtry DP, HP) zařízení. Pro tyto parametry musíme zvolit vhodný typ snímače. Výsledná přesnost měření, pro tento měřič by měla být kolem  $\pm 2\%$ , což by nemělo příliš ovlivnit hodnoty měření, a je tedy zcela dostačující.

### 7.1 Blokové schéma

Navrhované zařízení se bude skládat z několika funkčních bloků, které zobrazuje blokové schéma na Obr. 21. Všechny funkční bloky budou napájeny z baterie. Napájecí část bude podrobně rozebrána v následujícím textu. Jako vhodný snímač pro moje zařízení jsem vybral optickou sondu, tedy snímání pomocí fotoelektrického průsvitového snímače. Avšak pro měření s větší přesností a požadavkem citlivosti na pohyb, není tento snímač moc vhodný, zde však tento parametr při návrhu definovaný nebyl.

Další blok schématu je vstupní zesilovač, který je realizován jako diferenční (rozdílový) zesilovač, případně jako Nortonův zesilovač. Jeho úkolem je zesílit velmi malé rozdíly napětí, které jsou úměrné změnám intenzity procházejícího světla tkání.



Obr. 21 Blokové schéma měřiče tepové frekvence

Následuje blok pásmové propusti, která odfiltruje nežádoucí signály, tedy příliš vysoké frekvence, síťové rušení, atd.. Další blok z výstupního signálu pásmové propusti vytváří obdélníkový signál měřeného napětí, jednotlivé pulsy tedy odpovídají tepům srdce. Tento blok je realizován jako komparátor s hysterezí (nebo např. Schmittův klopný obvod). Zpracování signálu z komparátoru zajišťuje MCU - mikrokontrolér, který měří interval mezi dvěma impulsy, změřený údaj je dále přepočten na počet tepů za minutu (BPM). Po změření několika údajů (4 – 5 údajů), které se ukládají do paměti, mikroprocesor tyto naměřené a upravené hodnoty zprůměruje a zobrazí je na displej.

## 7.2 Napájecí obvody

Napájení měřiče je třeba navrhnout tak, aby bylo schopno dodávat energii do všech částí obvodu, a to jednak s konkrétním napětím, tak i s dostatečným výkonem.

Důležitým prvkem pro napájení jsou operační zesilovače, jelikož budeme pracovat se zesilovaným signálem 0–5V, bude postačovat nesymetrické napájení. Dalším prvkem, neméně důležitým, jsou integrované obvody, které se obvykle napájí 5V, pro moje zařízení je to mikrokontrolér, logika displeje a snímač. Rozhodl jsem se tedy, díky vybranému typu operačního zesilovače, napájet celý měřič 9V baterií s kapacitou 625mAh. Toto napětí stabilizují pomocí nízko-úbytkového stabilizátoru na napětí 5V, s výjimkou pro MCU a displeje, ty budou napájeny přímo 5V.

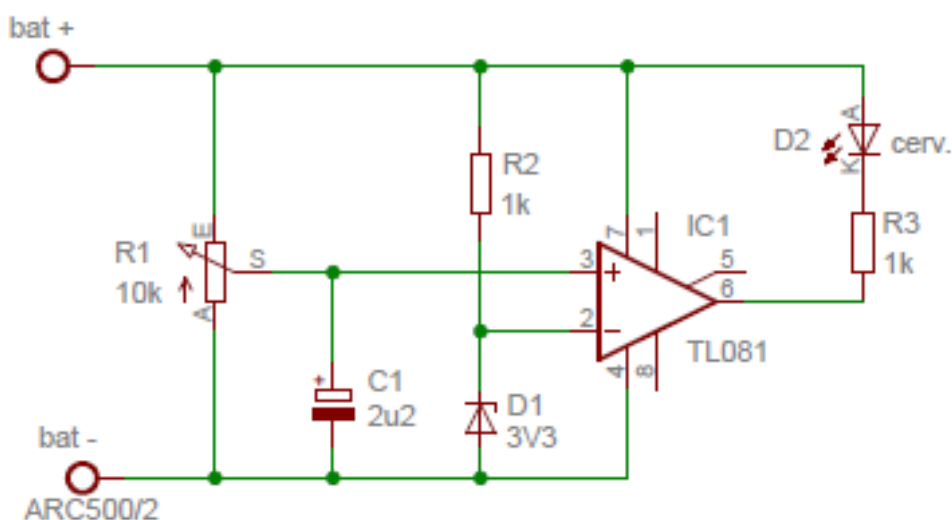
Tab. 1 Požadavky na napájení navrhovaného obvodu

<i>Popis</i>	<i>Označení</i>	<i>Napájecí napětí</i>	<i>Napájecí proud</i>
Nortonův zesilovač	LM 3900	4,5 – 36 V	20 mA <sup>1</sup>
Stabilizátor	LM 2940	$6,25 V \leq V_{IN} \leq 26 V$ <sup>2</sup>	20 mA (60mA) <sup>3</sup>
Mikrokontrolér	ATmega8-16PU	2,7 – 5,5 V	200 mA
LCD 2x8	MC0802A-SYL/H	4,5 – 5,5 V	2 mA (60mA) <sup>4</sup>
Operační zesilovač	TL081	3,3 – 30 V	2.5 mA
Operační zesilovač	LM358N	4,5 – 30 V	1.2 mA

Pozn.: <sup>1</sup> maximální odebíraný proud pro  $U_{CC}=36V$ , <sup>2</sup> typický úbytek 0,5V ( $V_{IN}$  – vstupní napětí), <sup>3</sup> odběr při zatížení 1A, <sup>4</sup> podsvícení displeje.

## 7.2.1 Hlídač podpětí baterie

Pro daný měřič by bylo dobré hlídat stav napájecí baterie, proto jsem zahrnul do návrhu jednoduchý hlídač podpětí baterie. Hlídač je založen na operačním zesilovači TL081 (LM386), který umožňuje hlídat napětí v rozsahu 3,3V – 30V. Schéma zapojení je na obr. 22.

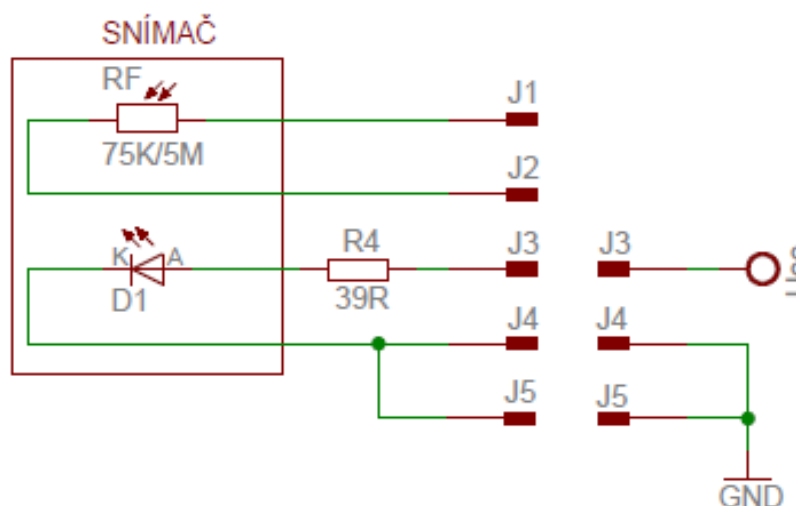


Obr. 22 Schéma zapojení hlídače podpětí baterie

Operační zesilovač je napájen přímo a je tím tedy určen rozsah hlídaného napětí. Na záporném vstupu zesilovače je pomocí Zenerovy diody a rezistoru vytvořeno referenční napětí, které je pevné a v celém rozsahu stálé. Na kladném vstupu je přivedeno nestabilizované napětí, nastavené trimrem a filtrované kondenzátorem. Trimrem se nastaví napětí, při kterém se rozsvítí led dioda. Operační zesilovač tedy porovnává své vstupy a podle vstupu, na kterém je vyšší napětí, dá odpovídající napětí na svém výstupu. V našem případě tedy záporné napětí, čímž se rozsvítí led dioda. [24]

### 7.3 Snímač

Jak již bylo napsáno, jako snímač použijeme průsvitový fotoelektrický snímač. Snímač je tvořen Rf - fotoodporem, a jako zdroj světla bude použita supersvítivá led dioda o vlnové délce 626nm. Pro propojení funkční desky a snímače použijeme konektor D-SUB 09. Schéma zapojení je na obr. 23.



Obr. 23 Schéma zapojení snímače

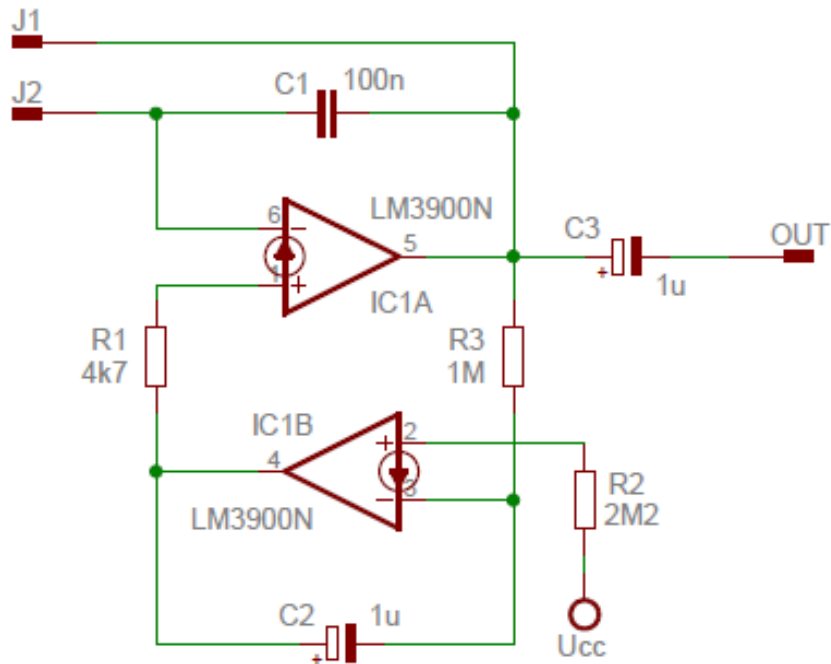
Před led zařadíme ochranný odpor R, který zvolíme z toleranční řady E96.

$$R_4 = \frac{U_{cc} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{4,5 - 2,2}{0,06} = 38,33\Omega \Rightarrow 39\Omega \quad (7.1)$$

### 7.4 Vstupní obvod

Základním prvkem je integrovaný obvod LM 3900. Integrovaný obvod LM 3900 obsahuje čtyři Nortonovy zesilovače typu CCVS (napětově řízené). Jelikož v zapojení je potřeba diferenčních vstupů a na stejnosměrné vlastnosti nejsou kladeny zvláštní požadavky, je pro nás Nortonův zesilovač dostačující, navíc výhodou je nesymetrické napájení.

Jak již víme, obvod obsahuje čtyři Nortonovy zesilovače. První OZ1 (IC1A) bude pracovat jako sledovač snímaného napětí ze snímače, druhý OZ2 (IC1B) jako stabilizátor. Zbylé dva budou zapojeny jako horní a dolní propust, tvořící v konečném zapojení pásmovou propust. Návrh vstupní části je na obr. 24.



Obr. 24 Návrh vstupního obvodu

Pro snímání intenzity světla procházejícího tkání je použit fotorezistor, který je zapojen ve snímači. Tyto změny vyhodnocuje OZ1, kde je  $R_f$  ve zpětné vazbě. Odpor  $R_f$  protéká konstantní proud, který je stejný jako na  $R_1$ . Při změně odporu  $R_f$  se na výstupu OZ1 generuje signál. OZ2 pracuje tedy jako stabilizátor výstupního stejnosměrného napětí, tedy udržuje na výstupu OZ1 v klidu konstantní proud, na  $R_2$ ,  $R_3$  protékají stejně velké proudy. Kondenzátor  $C_2$  filtruje velké změny proudu přes  $R_1$ , které by mohly zhoršit výsledek měření. Tyto změny způsobují velké změny odporu  $R_f$ .

## 7.5 Pásmová propust

Hlavním cílem pásmové propusti je filtrace nežádoucích signálů a vyzdvižení měřeného užitečného signálu. První co nás tedy bude zajímat je stanovení pracovního kmitočtového pásma. Podle zadání má měřič pracovat v rozsahu 40 až 200 tepů za minutu, což bude odpovídat mezním frekvencím  $f_{min}=0,6$  Hz a  $f_{max}=3,3$  Hz.

Jelikož by při návrhu tyto frekvence byly velmi blízké požadovanému rozmezí, určíme tedy pásmo propustnosti s ohledem na frekvenční rušení způsobené artefakty. Pásmová propust by tímto byla vysokého řádu pro naše parametry, proto bude výhodné vytvořit jí z horní a dolní propusti nízkého řádu (1. a 2. řádu).

Určené frekvence tedy budou  $f_{m1}=0,15$ Hz a  $f_{m2}=25$ Hz. Vstupní signál ještě budeme muset zesílit. Předpokládáme, že velikost vstupního signálu bude v jednotkách až desítkách mV, proto signál ještě budeme zesilovat  $K_{abs}=100$  tak, abychom dostali výstupní signál v řádech stovek mV a jednotek V.

Ještě zbývá stanovit hodnotu potlačení  $K_p=30\text{dB}$  a hodnotu zvlnění  $\Delta k=3\text{dB}$ .  
Následně určíme řád filtrů:

$$n \geq \frac{\arg \cosh \sqrt{(10^{\alpha_1/10} - 1)/(10^{\alpha_2/10} - 1)}}{\arg \cosh(\omega_1 / \omega_0)} \quad (7.2)$$

kde  $\alpha_1$  ... hodnota potlačení (útlum)  
 $\alpha_2$  ... hodnota zvlnění  
 $\omega_0$  ... mezní frekvence  
 $\omega_1$  ... mezní frekvence potlačení

Pro dolní propust vyjde  $n=1,53$  vyhoví tedy DP 2.řádu. Pro horní propust zaměníme ve jmenovateli  $(\omega_0 / \omega_1)$ , pak se  $n=2,01$ , zvolíme tedy také 2.řád filtru HP.

Pro aproximaci DP a HP jsem zvolil Čebyševovu aproximaci, která je oproti jiným (např. Butterworthově, Besselově aproximaci) výhodnější, jelikož lépe vystihuje ideální HP a DP, nevýhodou je však fázová charakteristika, která ale pro nás není zase tolik důležitá. Pro výpočet jsem zvolil zvlnění 3dB. Z tabulky 2 zvolíme činitel jakosti filtru (kvalitu – míru selktivity) pro určené zvlnění  $Q=1,305$ .

Tab. 2 Přehled hodnot zesílení  $A$  a činitele jakosti  $Q$  pro různé aproximace a zvlnění

<i>Aproximace</i>	<i>Q [-]</i>	<i>A [-]</i>
Kritické tlumení	0,5	1
Bessel	0,5773	1,27
Bessel-Butterworth	0,6382	1,43
Butterworth	0,7071	1,59
Čebyšev (zvlnění 0,1dB)	0,7674	1,7
Čebyšev (zvlnění 0,2dB)	0,7966	1,75
Čebyšev (zvlnění 0,5dB)	0,8637	1,84
Čebyšev (zvlnění 1B)	0,9565	1,96
Čebyšev (zvlnění 2dB)	1,1286	2,11
Čebyšev (zvlnění 3dB)	1,3047	2,23
Nestabilní obvod	$\infty$	3

Z hlediska vybraného zesilovače LM3900 se zapojení filtru jako nejpříznivější jeví Huelsmanovo zapojení. Toto zapojení patří v současnosti spolu se zapojením Sallen-Key mezi nepoužívanější.

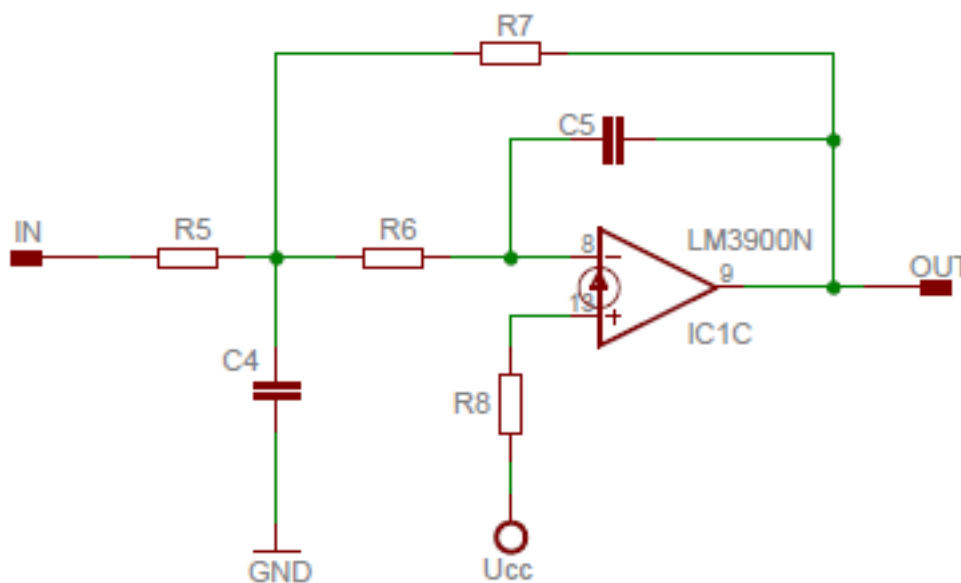
Pro výpočet hodnot pasivních prvků zesilovače, můžeme v dnešní době využít i návrhových programů jako je FilterPro od Texas Instruments, nebo FilterLab od Microchipu. Lze jimi tedy navrhnout rychle filtry na míru zadané aplikace, musíme však dávat pozor při výběru operačního zesilovače.

### 7.5.1 Aktivní dolní propust 2.řádu

Pro výpočet pasivních součástek pro DP v zapojení podle Huelsmana jsou použity vztahy uvedené v literatuře [22].

Tab. 3 Žádané parametry filtru typu DP

Parametr	Popis
$f_m=3,333\text{Hz}$	Mezní frekvence filtru
$f_s=25\text{Hz}$	Frekvence pro definované potlačení
$\Delta k=3\text{dB}$	Dovolené zvlnění
$K_p=-30\text{dB}$	Potlačení pro definované frekvence
$K_0=10$	Přenos jedné aktivní části filtru
$Q=1,305$	Činitel jakosti filtru dle Čebyševa
$m$	Poměr pro výpočet kapacitorů



Obr. 25 Schéma zapojení dolní propusti 2.řádu - Huelsman

Výpočet hodnot pasivních prvků filtru:

$$C \geq \frac{10^{-6}}{\sqrt{fs}} = \frac{10^{-6}}{\sqrt{25}} = 169,0nF \quad (7.3)$$

$$m \leq \frac{1}{4Q^2(1-K_0)} = \frac{1}{4 \cdot 1,305^2 \cdot (1-10)} = 16,31m \quad (7.4)$$

$$C_4 = C \Rightarrow C_4 = 200nF \quad (7.5)$$

$$C_5 = m \cdot C_4 \Rightarrow C_5 = 3,26nF \quad (7.6)$$

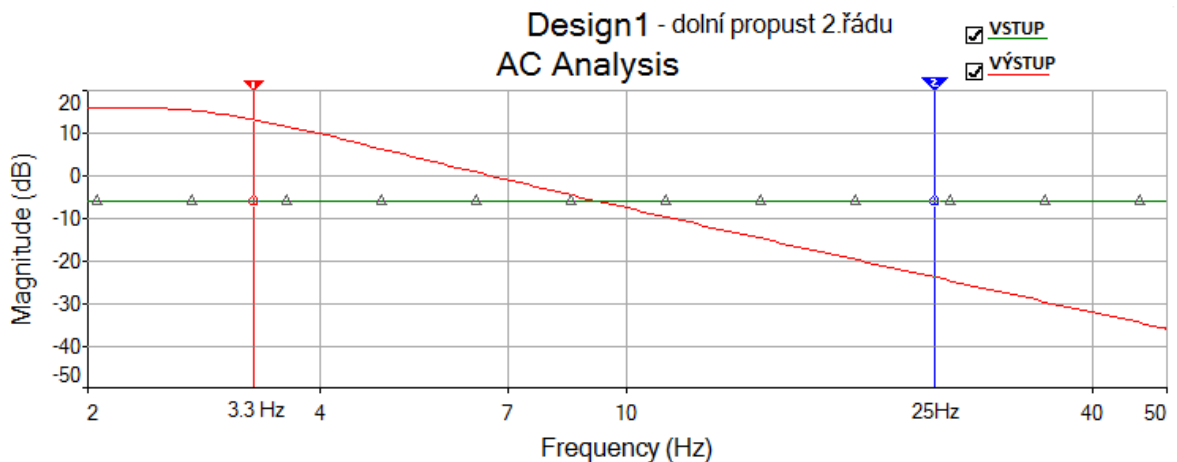
$$R_7 = \frac{1 \pm \sqrt{1 - 4(1 - K_0)Q^2m}}{4\pi \cdot fm \cdot Q \cdot m \cdot C_4} = \frac{1 \pm \sqrt{1 - 4(1 - 10)1,305^2 \cdot 16,31 \cdot 10^{-3}}}{4\pi \cdot 3,333 \cdot 1,305 \cdot 16,31 \cdot 10^{-3} \cdot 20 \cdot 10^{-9}} = 5,60M\Omega \quad (7.7)$$

$$R_5 = \frac{R_7}{K_0} = \frac{5,6 \cdot 10^6}{10} = 560k\Omega \quad (7.8)$$

$$R_6 = \frac{1}{4\pi^2 \cdot fm^2 \cdot m \cdot C^2 \cdot R_7} = \frac{1}{4\pi^2 \cdot 3,333^2 \cdot 16,31 \cdot 10^{-3} \cdot (169 \cdot 10^{-9})^2 \cdot 5,6 \cdot 10^6} = 874k\Omega \quad (7.9)$$

$$R_8 = 2 \cdot R_7 = 2 \cdot 5,6 \cdot 10^6 = 11,2M\Omega \quad (7.10)$$

Dle řady E12 volíme hodnoty kondenzátorů a u rezistorů z toleranční řady E24, E96. Pro ověření správnosti výpočtů jsem použil funkci AC analysis v simulačním programu Multisim :



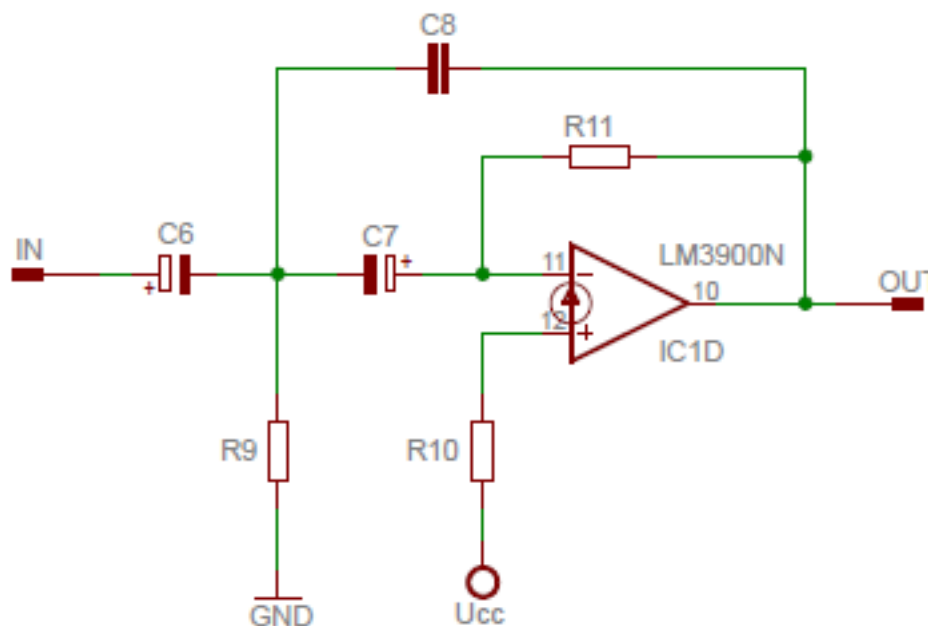
Obr. 26 Přenos DP simulovaný v programu MultiSIM

## 7.5.2 Aktivní horní propust 2.řádu

Pro výpočet pasivních součástek pro HP v zapojení podle Huelsmana jsou použity vztahy uvedené v literatuře [22].

Tab. 4 Žádané parametry filtru typu DP

Parametr	Popis
$f_m=0,666\text{Hz}$	Mezní frekvence filtru
$f_s=25\text{Hz}$	Frekvence pro definované potlačení
$\Delta k=3\text{dB}$	Dovolené zvlnění
$K_p=30\text{dB}$	Potlačení pro definované frekvence
$K_0=10$	Přenos jedné aktivní části filtru
$Q=1,305$	Činitel jakosti filtru dle Čebyševa



Obr. 27 Schéma zapojení horní propusti 2.řádu - Huelsman

Výpočet hodnot pasivních prvků filtru:

$$C \geq \frac{10^{-6}}{\sqrt{f_m}} = \frac{10^{-6}}{\sqrt{0,666}} = 1,23\mu F \quad (7.11)$$

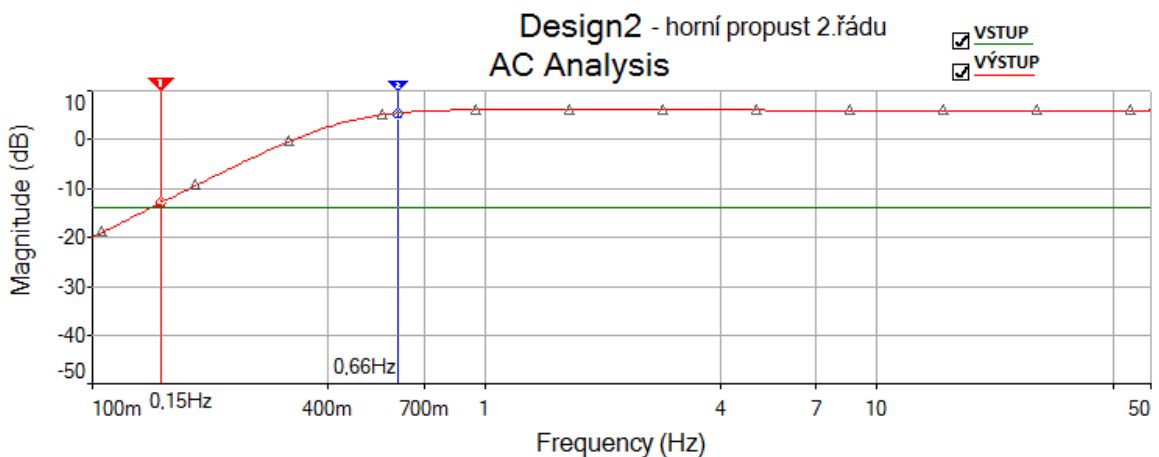
$$C_6 = C_7 = 2,2\mu F \quad (7.12)$$

$$K_0 = \frac{C_7}{C_8} \Rightarrow C_8 = \frac{2,2 \cdot 10^{-6}}{10} = 220nF \quad (7.13)$$

$$C_6 = \frac{1}{2\pi \cdot fm \cdot R_9} \Rightarrow R_9 = \frac{1}{2\pi \cdot 0,666 \cdot 2,2 \cdot 10^{-6}} = 108,6k\Omega \quad (7.14)$$

$$R_{11} = \frac{1}{4\pi^2 \cdot fm^2 \cdot R_9 \cdot C_9^2} = \frac{1}{4\pi^2 \cdot 0,666^2 \cdot 108,6 \cdot 10^3 \cdot (2,2 \cdot 10^{-6})^2} = 2,61M\Omega \quad (7.15)$$

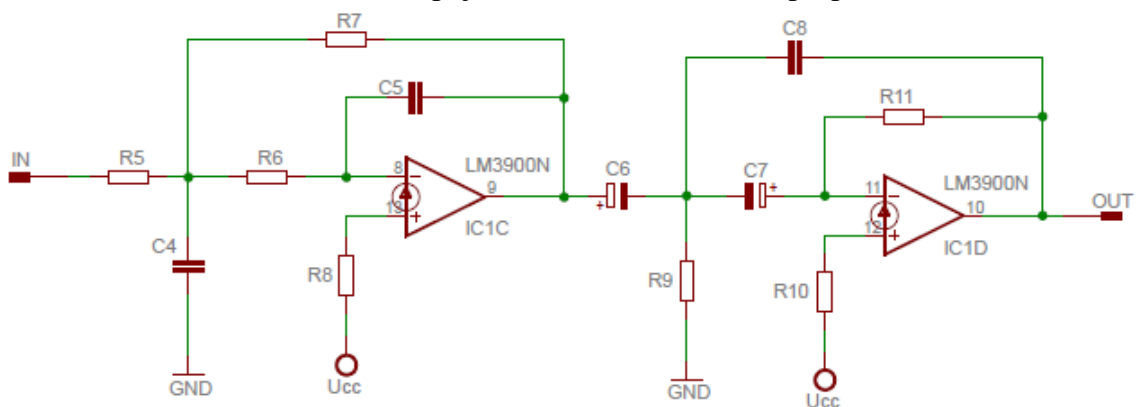
$$R_{10} = 2 \cdot R_{11} = 5,11M\Omega \quad (7.16)$$



Obr. 28 Přenos HP simulovaný v programu MultiSIM

### 7.5.3 Konečné zapojení aktivní pásmové propusti

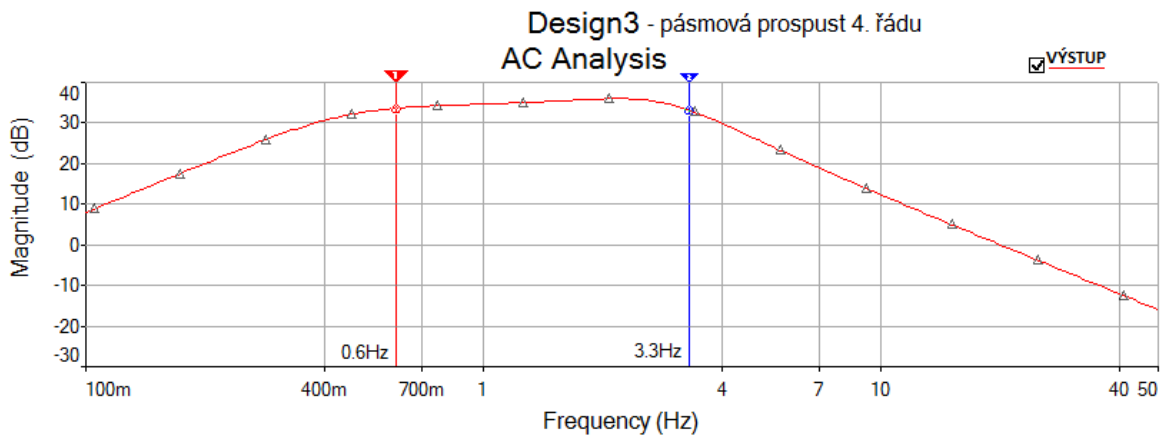
Na schématu uvedeném na obr. 29, je zobrazeno celé zapojení aktivní pásmové propusti 4. řádu. Je složeno ze sériového zapojení aktivní dolní a horní propusti.



Obr. 29 Schéma zapojení aktivní pásmové propusti 4.řádu - Huelsman

Díky simulaci v programu MultiSIM jsme si ověřili požadované vlastnosti filtru. Přenos pásmové propusti je na obr. 30. Jak je vidět, mezní kmitočty se liší oproti teoretickým. To je způsobeno zaokrouhlováním hodnot na jmenovité hodnoty

z tolerančních řad E24 (5%) a E96 (1%). Konečné navržené hodnoty vidíme v tab. 5. Výsledek simulace potvrzuje teoretický předpoklad.



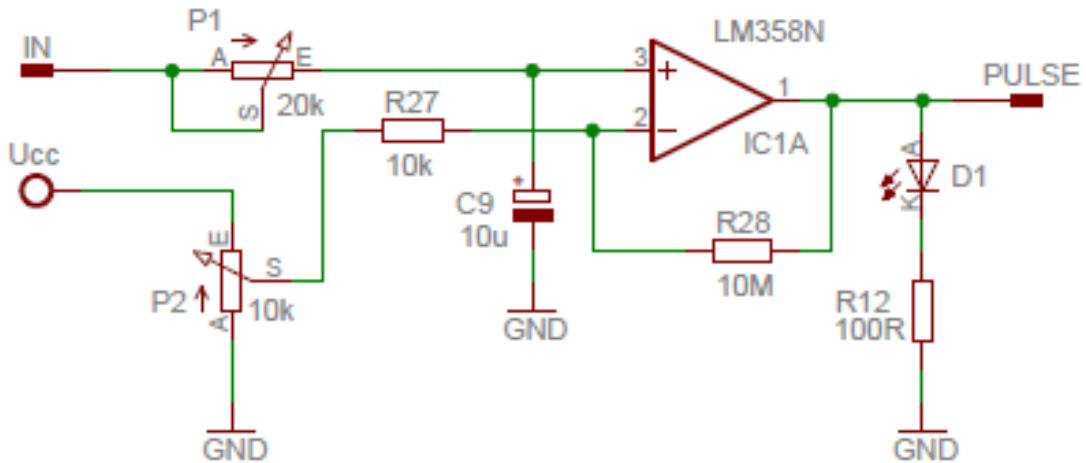
Obr. 30 Přenos navržené aktivní pásmové propusti 4.řádu

Tab. 5 Navržené hodnoty pasivních prvků aktivního filtru PP

Název	Hodnota	Tolerance
R5	560k	±1%
R6	887k	±1%
R7	5,6M	±1%
R8	11,2M	±1%
R9	110k	±1%
R10	5,11M	±1%
R11	2,61M	±1%
C4	200n	±5%
C5	3,3μ	±5%
C6	2,2 μ	±10%
C7	2,2 μ	±10%
C8	220n	±5%

## 7.6 Komparátor

Frekvenčně upravený signál z pásmové propusti dále zpracovává komparátor. Signál je zesílený a abychom ho mohli dále zpracovávat, musíme signál upravit na obdélníkový impuls. To provádí komparátor, který v závislosti na vstupním signálu vytváří obdélníkový signál. V praxi jsou požadavky, aby komparátor nepřeklápěl při malých změnách napětí, proto se zavádí hystereze. Toho docílíme uzavřením kladné zpětné vazby. Zapojení komparátoru je na obr. 31.



Obr. 31 Zapojení komparátoru

Obvod pracuje tak, že trimrem P2 nastavujeme referenční napětí, se kterým porovnáváme vstupní signál a zároveň nastavujeme citlivost na velikost pulsu. Pokud vstupní signál je větší než toto napětí, je na výstupu komparátoru napětí blízké napájecímu. Je-li vstupní signál menší, na výstupu bude napětí nulové. Zavedením hystereze, která v našem případě nemusí být příliš velká, zajistíme ochranu proti záskmitům na výstupu komparátoru. Trimrem P1, který s kondenzátorem C4 vytváří časovou konstantu  $\tau = P1 \cdot C4$ , nastavujeme délku pulsu. Zařazeným trimrem P1 a kondenzátorem C4 odstraníme impulsy způsobené rušením. Na výstupu OZ je dioda, která indikuje srdeční tep.

Výpočet hystereze:

$$U_{inL} = \frac{R_{27}}{R_{27} + R_{28}} (U_{outL} - U_{ref}) + U_{ref} \quad (7.17)$$

$$U_{inH} = \frac{R_{27}}{R_{27} + R_{28}} (U_{outH} - U_{ref}) + U_{ref} \quad (7.18)$$

$$H = \frac{R_{27}}{R_{27} + R_{28}} (U_{outH} - U_{outL}) \quad (7.19)$$

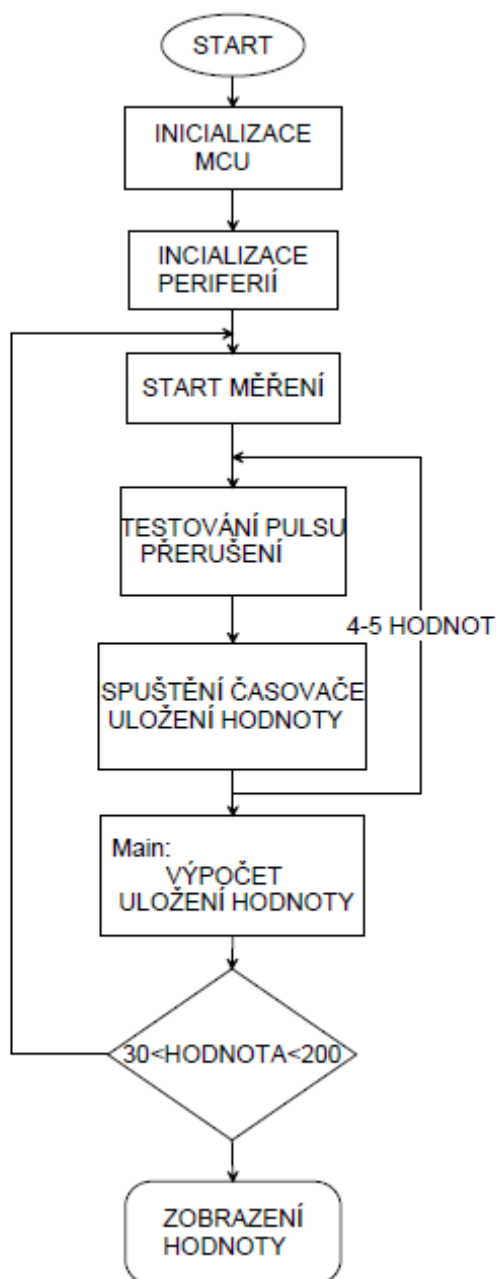
- kde  $U_{inL}$  – vstupní úroveň napětí pro spodní logickou úroveň  
 $U_{outL}$  – výstupní úroveň napětí pro spodní logickou úroveň  
 $U_{inH}$  – vstupní úroveň napětí pro horní logickou úroveň  
 $U_{outH}$  – výstupní úroveň napětí pro horní logickou úroveň  
 $U_{ref}$  – hodnota referenčního napětí  
 $H$  – hystereze komparátoru

Na začátku zvolím hodnotu rezistoru  $R_{27} = 10k\Omega$ ,  $U_{outH} = 4V$ ,  $U_{outL} = 0V$  (nesymetrické napájení),  $H = 4mV$ . Výpočet  $R_{28}$ :

$$4 \cdot 10^{-3} = \frac{10^4}{10^4 + R_{28}} \cdot (4 - 0) \Rightarrow R_{28} = 9,99M\Omega$$

## 7.7 Zpracování mikrokontrolérem

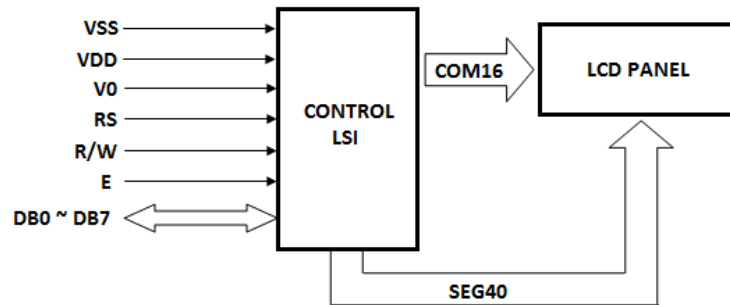
Zpracování bude provádět 8bitový mikrokontrolér od fy AVR. Tento mikrokontrolér jsem zvolil díky poměrně vysokému výkonu, nízké spotřebě a také díky vnitřnímu oscilátoru, který může mikrokontrolér taktovat až na 8MHz. Signál z komparátoru tedy přivedeme na vstupní port mikrokontroléru PB0. Signál je připojen přes tranzistor Q1, kde je invertován a aktivuje příslušný port. Vývojový diagram programu zpracování signálu je na obr. 32.



Obr. 32 Vývojový diagram programu zpracování signálu

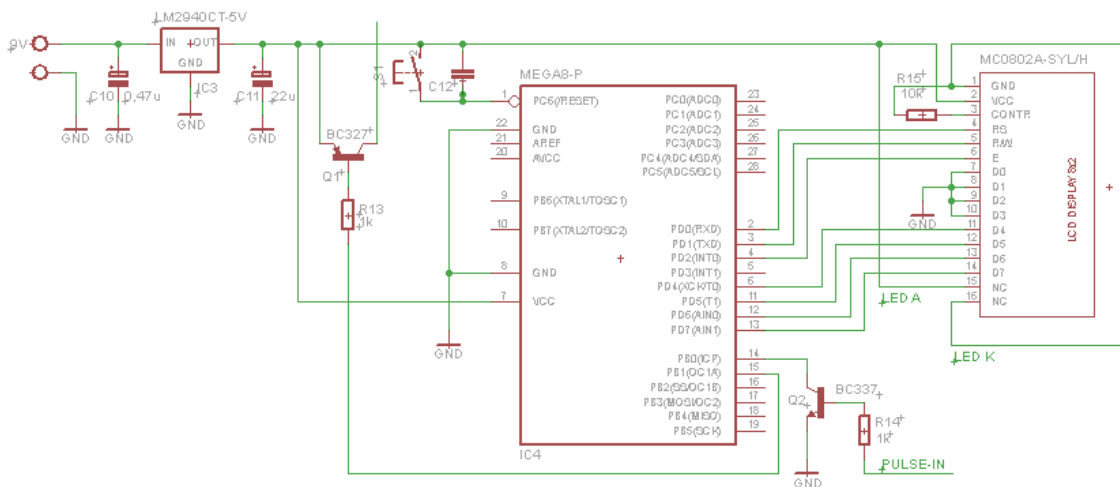
## 7.8 Zobrazení výsledku

Výsledek měření je zobrazen pomocí alfanumerického displeje MC0802A-SYL/H, což je běžně dostupný displej s rozlišením 2x8 (řádky x znaky). Pro zobrazení měřeného výsledku tepové frekvence by nám stačily i sedmissegmentovky, které mají menší spotřebu, kolem 2mA. Pro zobrazení jsem zvolil tento displej, protože dovoluje případné zobrazení kroků, úkonů při měření. Blokové schéma displeje je na obr. 33



Obr. 33 Blokové schéma displeje s řadičem

Pro komunikaci displeje s MCU budeme používat vstupy R/S - data/instruction, R/W - read/write data, E - enable signal pro přenos dat nám vystačí čtyři vodiče a to DB4-DB7. Schéma připojení k MCU je zobrazeno na obr. 34.



Obr. 34 Schéma připojení displeje k mikrokontroléru

## 8 ZÁVĚR

V bakalářské práci jsou prostudovány jednotlivé metody pro měření tepové frekvence a z jakých veličin je možné tepovou frekvenci odvodit.

V práci jsem se zabýval metodami měření tepové frekvence. Jako nejlepší pro její vyhodnocení se jeví vyhodnocovat ji z EKG signálu, kde je dominantou R-vlna, která je snadno zpracovatelná a navíc lze ze signálu snímat pomocí elektrod i další veličiny, což je pro praxi výhodné. Dále jsou v práci popsány vlastnosti použitelných snímačů, a to z hlediska citlivosti na pohyb, resp. pohybové artefakty. Pro základní měření jsou použitelné všechny, ovšem správné měření tepové frekvence bez vnějších rušení je poměrně složité a náročné. Rozebrány jsou i základní způsoby vyhodnocení, což je zcela individuální záležitost, a jejich následné použití. Přesnost měření tepové frekvence je odvozena od využití přístroje.

Tato práce se především zabírala teoretickými poznatky o měření tepové frekvence a jejich použitím, účelem bylo prostudovat dané metody, formální způsoby vyhodnocení a zpracování parametru tepové frekvence. Dále je v práci uveden návrh jednoduchého měřiče. Návrh je zpracován od samotného snímače, kde je použit fotoelektrický princip snímání, až po zobrazení výsledku na displej. Důležitým prvkem návrhu bylo navrhnout vhodný frekvenční filtr. Tento teoretický předpoklad se díky simulaci v programu MultiSIM podařilo úspěšně splnit.

Vytvoření programu do mikrokontroléru, který zpracovává signál z frekvenční části, byl vypracován. Bohužel v průběhu ladění se vyskytla chyba, kterou se mi nepodařilo odstranit. Proto přikládám pouze vývojový diagram, jak by měl správně pracovat. Celkové schéma zapojení měřiče je v příloze č.1. Pro měřič je navržena deska plošných spojů, a to jak pro hlavní část měřiče, tak pro hlídač podpětí baterie. Návrh je vypracován v programu Eagle. Celkově hodnotím práci jako úspěšnou, jelikož při ověření výstupního signálu na osciloskopu měřič pracoval tak, jak má.

## 9 LITERATURA

- [1] TROJAN, S. a kol.: *Lékařská fyziologie*. Praha:Grada Avicenum, s 460, 1994. ISBN80-7169-036-8.
- [2] LANGMEIER, M. a kol.: *Základy lékařské fyziologie*. Praha:Grada, 2009, ISBN 978-80-247-2526-0.
- [3] ROZMAN, J. a kol.: *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha:Academia, s 406, 2006, ISBN80-200-1308-3.
- [4] CHMELARŮ, M. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno:CERM, s 192, 1995, ISBN80-85867-63-X.
- [5] CHMELARŮ, M: ROZMAN, J.: *Lékařská přístrojová technika*. Praha:SNTL, s 182, 1982, ISBN 412-33326.
- [6] HONZÍKOVÁ, Nataša; ŠIMURDA, Jiří; ŠIMURDA, Jiří et al. *Biologie člověka : Biologické jevy I.* 1. vyd. Brno : VUT, 1995. 140 s. ISBN 80-858-6764-8.
- [7] HAMAN, P. *Výukový web EKG* [online]. [cit. 2012-01-09]. Dostupné z: [ekg.kvalitne.cz](http://ekg.kvalitne.cz)
- [8] HAMPTON,J.:*EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha:Grada Publishing, s , 2005. 149 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [10] Praktická cvičení z lékařské biofyziky. *EAMOS* [online]. [cit. 2012-01-09]. Dostupné z: [http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz\\_text.php?identifik=kbf\\_1526\\_t&kod\\_kurzu=kbf\\_1526&id\\_kap=1&startpos=4](http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_text.php?identifik=kbf_1526_t&kod_kurzu=kbf_1526&id_kap=1&startpos=4)
- [11] Srdeční arytmie: Dělení arytmie. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-01-09]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdeční\\_arytmie](http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdeční_arytmie)
- [12] Srdce. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-01-09]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>

- [13] MLČOCH, Zbyněk. EKG křivka - infarkt myokardu, fibrilace, flutter, cor pulmonale. In: *MUDr. Zbyněk Mlčoch* [online]. [cit. 2012-01-09]. Dostupné z: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/nemoci-lecba/ekg-krivka-infarkt-myokardu-fibrilace-flutter-cor-pulmonale>.
- [14] *Extrasystola* [online]. 26. 3. 2011 [cit. 2012-01-09]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Extrasystola>
- [15] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka*. 3., rozš. a upr. vyd. Praha: Fortuna, 2002, 239 s. ISBN 80-716-8819-3.
- [16] *The free dictionary by farlex: Medical dictionary* [Conduction system]. 2007, 2012 [cit. 28.5. 2012]. Dostupné z: [http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/\\_/viewer.aspx?path=vet&name=gr84.jpg](http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/_/viewer.aspx?path=vet&name=gr84.jpg)
- [17] KOLÁŘ, R. *Lékařská diagnostická technika: Pletysmografie*. Brno: Výukový text FEKT VUT Brno, s 27, 2007.
- [18] KAČÍRKOVÁ, Jarmila. *Výukový materiál pro předmět biologie: Cévní soustava*. 14.11.2008. 2008. Dostupné z: [http://82.114.195.35:90/Vyuka/Kacirkova/Jarmila/3.rocnik/05\\_cevni\\_soustava/](http://82.114.195.35:90/Vyuka/Kacirkova/Jarmila/3.rocnik/05_cevni_soustava/)
- [19] Hodnocení variability srdeční frekvence. [Online]. [cit. 2012-01-09]. Dostupné z: <http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/1881.pdf>
- [20] HÁJEK, Karel. *Kmitočtové filtry*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2002, 535 s. ISBN 80-730-0023-7.
- [21] PUNČOCHÁŘ, Josef. *Operační zesilovače v elektronice*. Praha: Ben, 2002, 495 s. ISBN 80-7300-058-X.
- [22] DOSTÁL, Tomáš. *Elektrické filtry* [online]. 1. vyd. Brno: FEI VUT, 2001, 96 s. [cit. 2012-05-28]. ISBN 80-214-0877-4.
- [23] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka: pro humanitní obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008, 302 s. Psyché (Grada). ISBN 978-802-4715-216.
- [24] Pandatron: Elektrotechnický magazín. *Hlídač podpětí baterie* [online]. 2.6.2008. 2008, 2012 [cit. 2012-05-28]. Dostupné z: [http://pandatron.cz/?464&hlidac\\_podpeti\\_baterie](http://pandatron.cz/?464&hlidac_podpeti_baterie)

# Seznam symbolů a zkratek

EKG	elektrokardiogram
QRS	trojúhelníkový kmit na elektrokardiogramu
BPM	beet per minute / úderů za minutu
aVL	unipolární končetinový svod podle Goldbergera – levá ruka
aVF	unipolární končetinový svod podle Goldbergera – levá noha
aVR	unipolární končetinový svod podle Goldbergera – pravá ruka
CCVS	curent control voltage source / zdroj napětí řízený proudem
OZ	operační zesilovač
DP	dolní propust
HP	horní propust
PP	pásmová propust
LED	Light-Emitting Diode / luminiscenční svítivá dioda
MCU	mikrokontrolér
DPS	deska plošných spojů

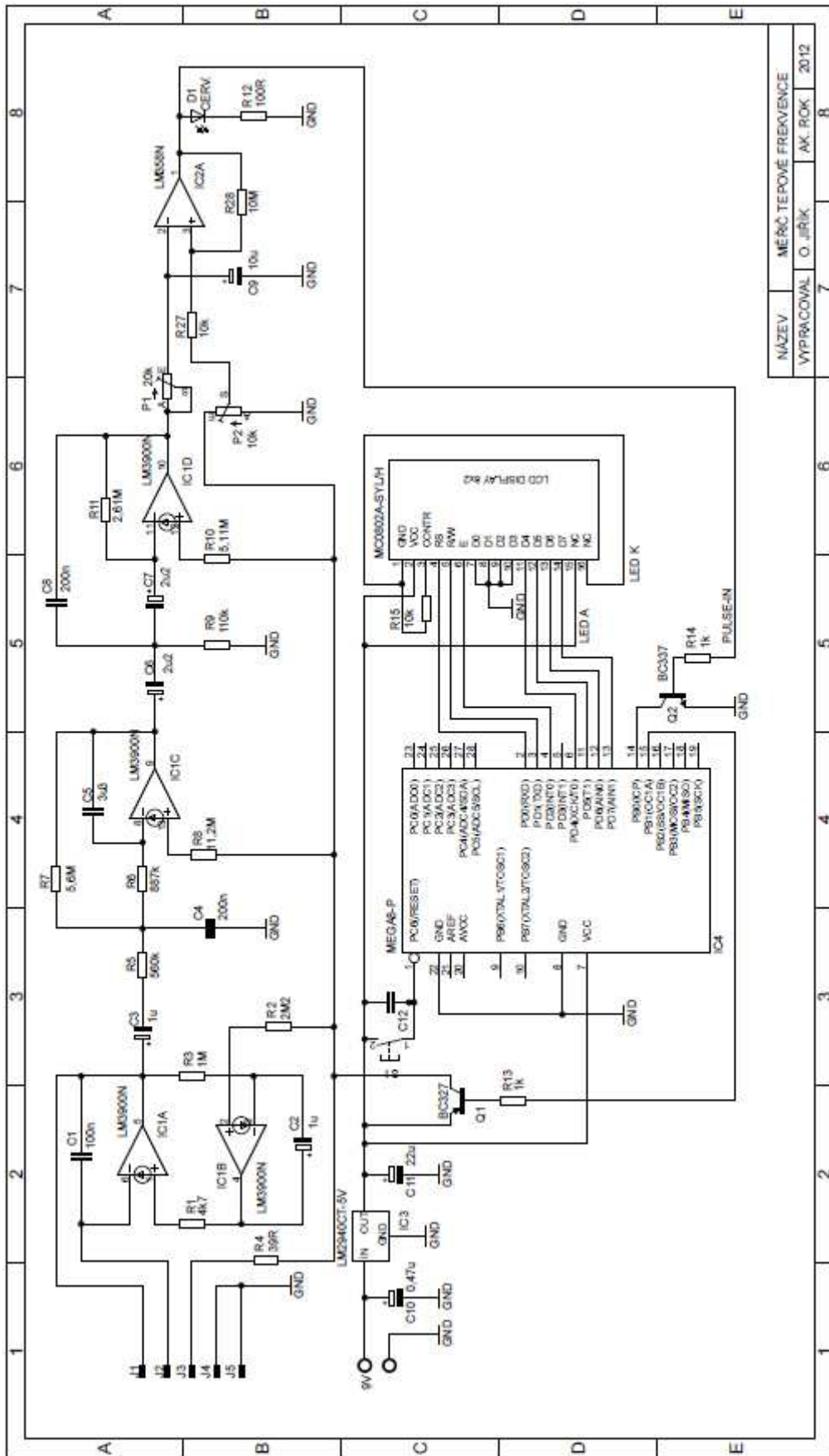
# Seznam příloh

Příloha 1. Schéma zapojení pro navržený měřič – první list příloh

Příloha 2. Deska plošných spojů pro navržený měřič

Příloha 3. Rozmístění součástek, soupiska součástek pro měřič

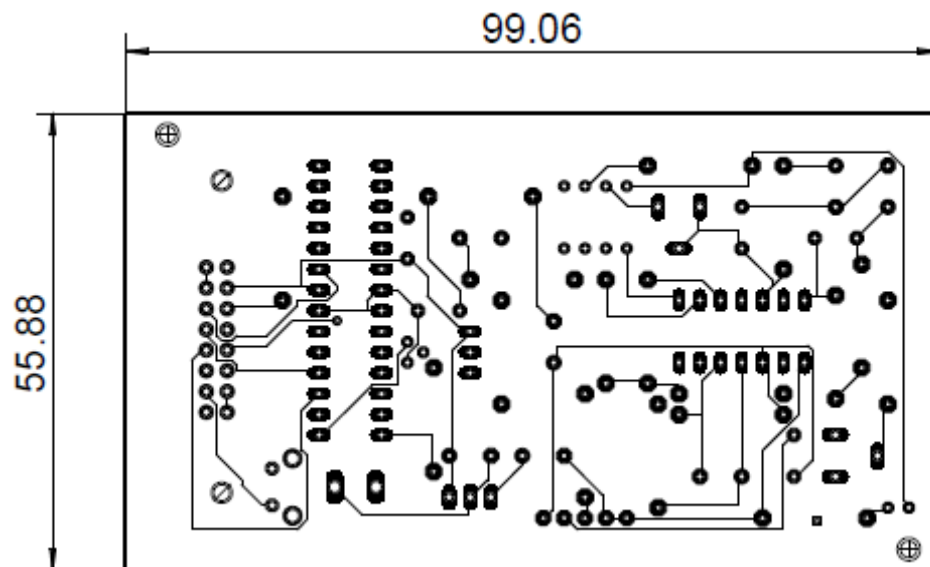
Příloha 4. Schéma zapojení hlídače podpětí baterie, deska plošných spojů, rozmístění součástek, soupiska součástek



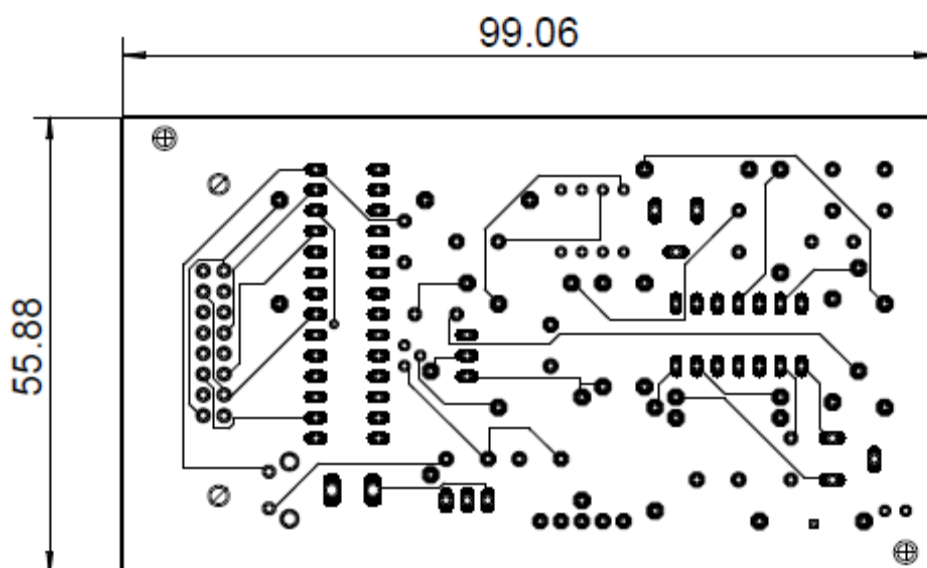
NÁZEV	MĚŘIČ TĚPLOTNÉ FREKVENCE
VYPRACOVAL	O. JIRÁK
AK. ROK	2012

# Příloha 2

Oboustranná deska plošných spojů v měřítku 1:1 (rozměry v mm):



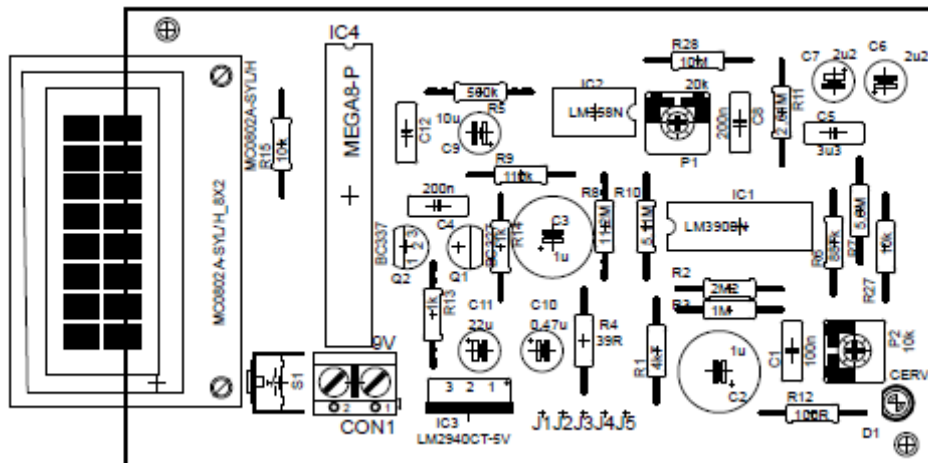
STRANA TOP



STRANA BOTTOM

# Příloha 3

Rozmístění součástek:

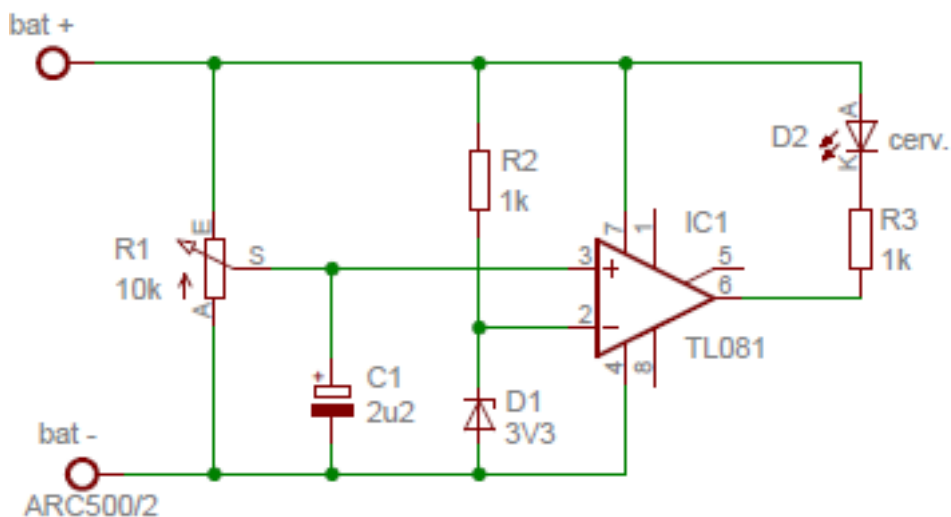


Soupiska použitých součástek:

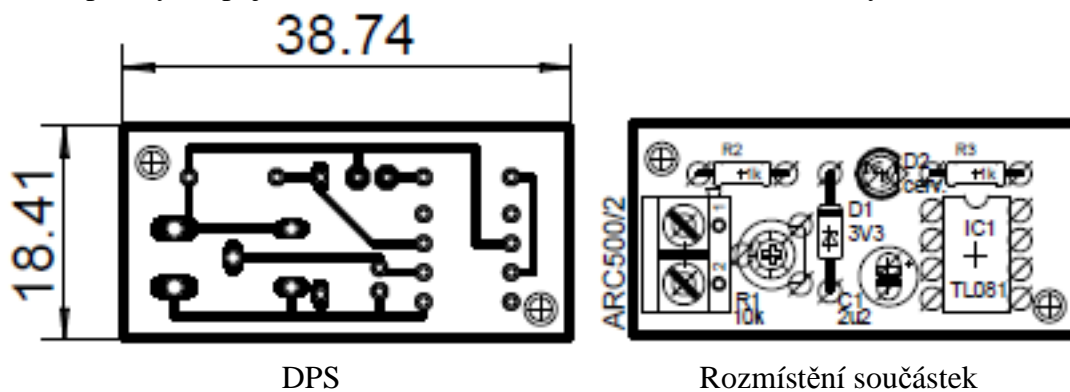
Název	Hodnota	Popis	Název	Hodnota	Popis
R1	4k7±1%	Metaliz., 1W	C4	200n±20%	Svitkový
R2	2M2±1%	Metaliz., 1W	C5	3u3±20%	Svitkový
R3	1M±1%	Metaliz., 1W	C6	2u2±10%	Elektrolyt., axial
R4	39R±1%	Metaliz., 1W	C7	2u2±10%	Elektrolyt., axial
R5	560k±1%	Metaliz., 1W	C8	200n±10%	Svitkový
R6	887k±1%	Metaliz., 1W	C9	10u±5%	Elektrolyt., axial
R7	5,6M±1%	Metaliz., 1W	C10	0,47u±20%	Elektrolyt., axial
R8	1,2M±1%	Metaliz., 1W	C11	22u±20%	Elektrolyt., axial
R9	110k ±1%	Metaliz., 1W	C12	1u±20%	Svitkový
R10	5,11M±1%	Metaliz., 1W	Q1	BC327	NPN tranzistor
R11	2,61M±1%	Metaliz., 1W	Q2	BC337	PNP tranzistor
R12	100R±5%	Metaliz., 1W	IC1	LM3900N	Norton. Zesil, 4x
R13	1k±1%	Metaliz., 1W	IC2	LM358N	Operační zesil.
R14	1k±1%	Metaliz., 1W	IC3	LM2940	Stabilizátor, 5V
R15	10k±5%	Metaliz., 1W	IC4	ATmega8	MCU, 8MHz
P1	20k	Trimr	DISP.	MC0802A	8x2, alfanumer.
P2	10k	Trimr	S1	spínač	tlačítkový
C1	100n±5%	Svitkový	D1	Led 5mm	Červená
C2	1u±20%	Elektrolyt.	ARK	AK500/2	svorkovnice
C3	1u±20%	Elektrolyt.	R27	10k±5%	Metaliz.
			R28	10M±5%	Metaliz.

# Příloha 4

Schéma zapojení:



Deska plošných spojů a rozmístění součástek v měřítku 1:1 (rozměry v mm):



Soupiska použitých součástek:

Název	Hodnota	Popis
R1	10K±20%	Trimr – ležatý
R2	1K±5%	Rezsitor
C1	2,2µF±20%	Elektrolytický kondenzátor – radiální, 50V
D1	3V3	Zenerova dioda
D2	3mm	LED dioda – červená, $I_f=20\text{mA}$ , $U_f=1,5-2,4\text{V}$
IC1	TL081	Operační zesilovač 3-30V
ARC	ARC500/2	Svorkovnice šroubovací do DPS