



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV MIKROELEKTRONIKY

DEPARTMENT OF MICROELECTRONICS

MĚŘIČ KREVNÍHO TLAKU

BLOOD PRESSURE MONITOR

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Michal Kučera

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Pavel Šteffan, Ph.D.

BRNO 2020

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Mikroelektronika**

Ústav mikroelektroniky

Student: Bc. Michal Kučera

Ročník: 2

NÁZEV TÉMATU:

ID: 35900

Akademický rok: 2019/20

Měřič krevního tlaku

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

V rámci diplomové práce navrhnete a realizujete měřič krevního tlaku pro měření nepřímou metodou s využitím Korotkových zvuků. Zařízení navrhnete tak, aby umožňovalo v průběhu měření tlaku vyhodnocovat tepovou frekvenci. Parametry pro měření tlaku nastavte dle následujících mezí. Maximální hodnota systolického tlaku 220 mmHg, minimální hodnota diastolického tlaku 40 mmHg, maximální hodnota tepové frekvence 200 tepů za minutu. Měřič umožňuje signalizaci maximální hodnoty tlaku při nafukování manžety a průběžnou akustickou signalizaci snímání tepu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Chmelař M. Lékařská přístrojová technika I. , CERM, Brno 1995

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 1.6.2020

Vedoucí práce: doc. Ing. Pavel Šteffan, Ph.D.

doc. Ing. Lukáš Fucik, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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.

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně / Technická 3058/10 / 616 00 / Brno

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá problematikou návrhu a realizace neinvazivního měřiče krevního tlaku na principu detekce Korotkových zvuků. Tuto metodu měření krevního tlaku porovnává s dalšími používanými metodami. Tento návrh automatizovaného měřicího systému, který je řízen mikroprocesorem, využívá snímání Korotkových zvuků elektretovým mikrofonom, umístěným v manžetě. Signál z mikrofону je následně zesílen, vyfiltrován a upraven pro vyhodnocení. Systém využívá procesorem řízené nafukování kompresorem a vyfukování manžety ventilem, který je otevřený bez přivedeného napětí.

KLÍČOVÁ SLOVA

Měření krevního tlaku, Korotkovy zvuky, dsPIC, selektivní zesilovač, automatizovaný měřicí systém.

ABSTRACT

This thesis deals with the design and realization of a prototype of non-invasive blood pressure monitor based on the principle of Korotkoff sound detection. The design compares this method of measuring blood pressure with other methods. This design of an automated measuring system, which is controlled by a microprocessor, utilizes the scanning of Korotkoff sounds with an electret microphone placed in the cuff. The microphone signal is then amplified, filtered and adjusted for evaluation. The prototype uses processor-controlled inflation by the compressor and deflation of the cuff by a valve that is open without applied voltage.

KEYWORDS

Blood pressure measurement, Korotkoff sounds, dsPIC, selective amplifier, automated measuring system.

Kučera, M Měřič krevního tlaku. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav mikroelektroniky, 2020. 58 s., 10 s. příloh. Diplomová práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Pavel Šteffan, Ph.D..

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta: Bc. Michal Kučera

VUT ID studenta: 35900

Typ práce: Diplomová práce

Akademický rok: 2019/20

Téma závěrečné práce: Měřič krevního tlaku

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné 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 závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné 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: **31.5.2020**

.....
Podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Pavlu Šteffanovi, Ph.D. za metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při zpracování mé diplomové práce.

Rád bych poděkoval externímu konzultantovi doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. , emeritnímu docentovi na Ústavu biomedicínského inženýrství za jeho připomínky a ochotu věnovat se mi během práce.

V Brně dne: 31. května 2020

.....
podpis autora

Obsah

1.	Úvod.....	5
2.	Teorie	7
2.1	Auskultační metoda.....	8
2.2	Korotkovy zvuky.....	11
2.3	Zdroje chyb u auskultační metody	17
3.	Vlastní řešení problému	19
3.1	Automatizované neinvazivní měření.....	19
3.1.1	Požadavky na automatizované neinvazivní měření	20
3.2	Detekce Korotkových zvuků.....	21
3.2.1	Snímač zvuků.....	22
3.2.2	Zesilovač s nastavitelným zesílením a filtr	24
3.2.3	Vyhodnocení přítomnosti Korotkových zvuků.....	27
3.3	Pneumatická soustava	34
3.4	Řídící část.....	44
3.5	Nápájení	48
3.5.1	Li-Ion akumulátor	49
3.5.2	Spínaný zdroj	51
3.5.3	Teplotně kompenzovaný zdroj 3V	56
3.5.4	Zdroj záporného napětí	59
4.	Závěr	62

Seznam obrázků

OBRÁZEK 2-1 AUSKULTANČNÍ METODA [2]	10
OBRÁZEK 2-2 KOROTKOVY ZVUKY	12
OBRÁZEK 2-3 PRŮBĚH TLAKU V MANŽETĚ, KOROTKOVY ZVUKY A CHYBNÉ VYHODNOCENÍ TLAKU PDIAS T [1]	13
OBRÁZEK 2-4 FREKVENČNÍ SPEKTRUM KOROTKOVÝCH ZVUKŮ [3]	15
OBRÁZEK 2-5 ROZLOŽENÍ FREKVENČNÍHO SPEKTRA POHYBOVÝCH ARTEFAKTŮ [3]	16
OBRÁZEK 3-1 BLOKOVÉ SCHÉMA MĚŘIČE KREVŇÍHO TLAKU PRACUJÍCÍHO NA PRINCIPU KOROTKOVÝCH ZVUKŮ [1]	19
OBRÁZEK 3-2 BLOKOVÉ SCHÉMA DETEKTORU KOROTKOVÝCH ZVUKŮ [2]	21
OBRÁZEK 3-3 ZJEDNODUŠENÉ OBVODOVÉ SCHÉMA ELEKTRETOVÉHO MIKROFONU A.) A JEHO ŘEZ B.) [9]	23
OBRÁZEK 3-4 MIKROFON S PŘEDZESILOVAČEM [2]	24
OBRÁZEK 3-5 FILTR PP DELIYANNISOVO ZAPOJENÍ [33]	25
OBRÁZEK 3-6 AMPLIDUDOVÁ A FÁZOVÁ PŘENOSOVÁ CHARAKTERISTIKA SELEKTIVNÍHO ZESILOVAČE	27
OBRÁZEK 3-7 KOMPARÁTOR S HYSTEREZÍ A MKO [2]	28
OBRÁZEK 3-8 HYSTEREZNÍ SMYČKA KOMPARÁTORU.	29
OBRÁZEK 3-9 ODEZVA KOMPARÁTORU S HYSTEREZÍ NA TROJÚHELNÍKOVÝ SIGNÁL SIMULUJÍCÍ PEAKY KOROTKOVÝCH ZVUKŮ.	29
OBRÁZEK 3-10 BLOKOVÉ SCHÉMA ČASOVAČE 555 [12]	30
OBRÁZEK 3-11 SIMULACE MONOSTABILNÍHO MULTIVIBRÁTORU	33
OBRÁZEK 3-12 ZAPOJENÍ TENZOMETRICKCH PÁSKŮ [32]	35
OBRÁZEK 3-13 PRINCIPÁLNÍ USPOŘÁDÁNÍ MEMBRÁNOVÉHO TLAKOVÉHO SENZORU [32]	36
OBRÁZEK 3-14 KŘEMÍKOVÝ MEMBRÁNOVÝ TENZOMETR S DIFUNDOVANÝMI PIEZOODPORY [32]	38
OBRÁZEK 3-15 PŘEVODNÍ CHARAKTERISTIKA SENZORU TLAKU PŘI NAPÁJENÍ 3V V TEPLTNÍM ROZSAHU 0 AŽ 80°C [13]	40
OBRÁZEK 3-16 ČERPADLO MITSUMI MAP-AM-265 [23]	41
OBRÁZEK 3-17 ELEKTROMAGNETICKÝ VENTIL	43
OBRÁZEK 3-18 ŘÍDÍCÍ ČÁST MĚŘIČE TK	44
OBRÁZEK 3-19 OLED I2C DISPLEJ 128X32 0,91" [25]	46
OBRÁZEK 3-20 VÝVOJOVÝ DIAGRAM ČINNOSTI MIKROKONTROLÉRU	48
OBRÁZEK 3-21 TYPICKÁ VYBÍJECÍ CHARAKTERISTIKA LI-ION AKUMULÁTORU [19]	50
OBRÁZEK 3-22 STRUKTURA LI-ION AKUMULÁTORU [17]	50
OBRÁZEK 3-23 BLOKOVÉ SCHÉMA OBVODU LT1111-5 [15]	51
OBRÁZEK 3-24 SCHÉMA ZAPOJENÍ SPÍNANÉHO ZDROJE [15]	52

OBRÁZEK 3-25 PRŮBĚH PROUDU NA SPÍNAČI SW1 A VÝSTUPNÍ NAPĚTÍ UOUT	53
OBRÁZEK 3-26 MAXIMÁLNÍ SPÍNACÍ PROUD V ZÁVISLOSTI NA RLIM [15]	55
OBRÁZEK 3-27 SIMULACE PODPĚTÍ U DETEKTORU SPÍNANÉHO ZDROJE	56
OBRÁZEK 3-28 TL431 EKVIVALENTNÍ SCHÉMA [27]	57
OBRÁZEK 3-29 ZÁVISLOST REFERENČNÍHO NAPĚTÍ 3V NA TEPLITĚ [27]	58
OBRÁZEK 3-30 TL431 DETAILNÍ SCHÉMA [27]	CHYBA! ZÁLOŽKA NENÍ DEFINOVÁNA.
OBRÁZEK 3-31 TEPLITNĚ KOMPENZOVANÝ ZDROJ +3V	59
OBRÁZEK 3-32 ZDROJ ZÁPORNÉHO NAPĚTÍ PROSTŘEDNICTVÍM NÁBOJOVÉ PUMPY [28]	59

Seznam tabulek

TABULKA 2-1 FÁZE KOROTKOVÝCH ZVUKŮ PŘI NEPŘÍMÉM MĚŘENÍ TLAKU DLE DOPORUČENÍ AKA [1]..	12
TABULKA 2-2 ROZMĚRY MANŽETY DLE DOPORUČENÍ AKA [1]	17
TABULKA 3-1 VYBRANÉ PARAMETRY MIKROFONU PMO-6022SN-42UQ [8].....	23
TABULKA 4 ZATÍŽENÍ SPÍNANÉHO ZDROJE.....	53

1. ÚVOD

V současné době je na trhu řada přístrojů měřící krevní tlak, na různém principu.

Měření krevního tlaku se lze provést dvěma způsoby buď přímou nebo nepřímou metodou.

Metoda přímá je charakterizována tím, že snímač je přímo spojen s krevním řečištěm a to buď prostřednictvím sloupce kapaliny, nebo je dokonce vložen do krevního řečiště na místo, ve kterém má být tlak měřen. U přímých metod je možno získat bez problému spojitý záznam krevního tlaku. Naproti tomu nepřímé metody využívají pro měření krevního tlaku manžety omezující průtok krve v daném místě. Na základě určitých kritérií potom přirovnáváme tlak v manžetě k tlaku v krevním řečišti. Přímé metody jsou invazivní, zatímco nepřímé metody jsou metodami neinvazivními. Plyne to z toho, že u nepřímých metod je manžeta včetně celého zařízení vně těla pacienta. Zatímco u přímých metod musíme porušit povrch těla a zavést snímací zařízení na místo, na kterém má být tlak měřen. [1]

Přímé měření krevního tlaku umožňuje spojitě měření krevního tlaku, a to po relativně dlouhou dobu. Přístup do vaskulárního systému je umožněn vložením katétru do artérie nebo vény. Tlakový snímač umístěný vně těla pacienta je s měřeným místem obvykle vázán přes roztokem naplněný katétr. Systém katétr-snímač má unikátní charakteristiku, která musí být známa, jestliže chceme interpretovat tlakové křivky. Jinou možností je zavést snímač na špičce katétru přímo do oběhového systému. Výhodou v tomto případě je, že se na vlastním měření neuplatní přenosová charakteristika katétru vyplněného sloupcem kapaliny. Katétr je úzká ohebná trubice, jejíž délka je závislá na místě snímání tlaku. Stěny katétru jsou natolik tuhé, že se nedeformují při změnách tlaku v krevním řečišti. Katétrů užívaných pro přímé měření krevního tlaku se dělí do dvou skupin v závislosti na tom, zda bude monitorován periferní nebo centrální tlak. Katétrů pro monitorování periferního arteriálního tlaku jsou vyrobeny z teflonu a mají délku od 3 do 13 cm. Tyto katétrů mají pouze jeden otvor společný pro měření a odebírání krevních vzorků. Katétrů pro centrální tlakové monitorování jsou používány pro měření tlaku pravé a levé strany srdce. Jsou také známy jako Swan-Ganzovy katétrů. Jsou to více trubicové katétrů mající více vstupů. Na špičce mají nafukovací balónek usnadňující zavedení, termistor pro měření teploty

krve a někdy optická vlákna pro měření nasycení krve kyslíkem a elektrody pro stimulaci srdce. Tyto katétry mívají délku od 30 do 100 cm. [1]

Nepřímé měření krevního tlaku krve je nejpoužívanější metodou pro zjišťování krevního tlaku. K tomuto měření krevního tlaku lze použít následujících metody auskultace (poslech) zvuků pod manžetou, měření oscilací objemu nafouknuté manžety, snímání pohybů arteriální stěny pod manžetou, detekce začátku průtoku krve pod manžetou pomocí pletysmografie. Všechny výše uvedené metody využívají manžety omezující na určitou dobu průtok krve. [1]

Princip oscilometrické techniky spočívá v tom, že na manžetu vypuštěnou pod úroveň systolického tlaku se přenáší vibrace arteriální stěny nebo oscilace, tak jak krev proudí turbulentně přes část deformované artérie, a tyto vibrace jsou snímány snímačem systému monitorujícího tlak. Pro měření tlaku je možno použít systém s jednou manžetou nebo s více manžetami. Protože v oscilometrické technice není zvuk užíván jako kritérium pro stanovení hodnoty systolického a diastolického tlaku, neovlivňuje vysoký hluk prostředí přesnost měření. Vzhledem k tomu, že tato technika nevyžaduje mikrofon nebo snímač v manžetě, není umístění manžety na rozdíl od auskultační metody kritické. [1]

U oscilometrické metody je tlaková manžeta spojena s přístrojem pouze hadičkou, protože tlakový snímač je uvnitř přístroje. Poloha manžety není tak kritická jako v předešlém případě. Nevýhodou oscilometrické metody je problém s určením diastolického tlaku. Navíc je tato metoda citlivá na pohyby subjektu a na arytmie.[6]

2. TEORIE

Krevní tlak je veličinou, která bývá často měřena, neboť je dobrým indikátorem stavu kardiovaskulárního systému. Krevní tlak se mění při činnosti srdce. Kolísá mezi dvěma mezemi, tj. tlakem systolickým a diastolickým. Systolický tlak arteriální (horní mez) je maximální tlak v arteriích za systoly. Diastolický tlak (dolní mez) je nejnižší tlak v arteriích za diastoly. Systolický tlak se během života postupně zvyšuje. V dětství 75 až 80 mmHg, ve školním věku 110 až 120 mmHg, v 65 letech 115 až 172 mmHg. Diastolický tlak je měřítkem periferního odporu. Podléhá méně přechodným vlivům než tlak systolický. Jeho fyziologická hodnota nepřesahuje 95 mmHg. Jak průběh tlakové křivky, tak i absolutní hodnota měřeného tlaku v určitém místě je informací využitelnou jak pro diagnostické účely, tak i pro řízení terapie. Určitá změna v odchylkách hodnot tlaku od fyziologických hodnot může souviset například s hormonálními změnami, s poškozením určitých orgánů nebo je projevem hypertenzní nemoci. [1]

Termín systolický tlak je užíván k označení špičkové hodnoty krevního tlaku během srdečního cyklu. Obdobně je užito termínu diastolický tlak k označení minimální hodnoty krevního tlaku během srdečního cyklu. Střední tlak je potom možné stanovit, jestliže je znám systolický a diastolický tlak ze vztahu (1.).

$$\text{střední tlak} = \text{diastolický tlak} + \frac{\text{pulzní tlak}}{3} \quad (1.)$$

Kde pulzní tlak je rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem. Tento vztah, však může být v některých případech dosti nepřesný.

Průtok roztoku přes válcovou trubici může být buďto laminární nebo turbulentní. Laminární proudění charakterizuje podélný rychlostní profil. Tento profil vykazuje parabolickou čelní frontu. Roztok ve středu trubice protéká s největší rychlostí, naproti tomu roztok u stěny řečiště neprotéká. Charakteristickým znakem turbulentního proudění je chaotický průtok v mnoha směrech s mnoha víry. Rozhodujícím parametrem v hodnocení, jestliže průtok přes cylindrickou trubici je laminární nebo turbulentní, je Reynoldsovo číslo Re . [1]

$$Re = \frac{v \cdot d \cdot \rho}{\eta} \quad (2.)$$

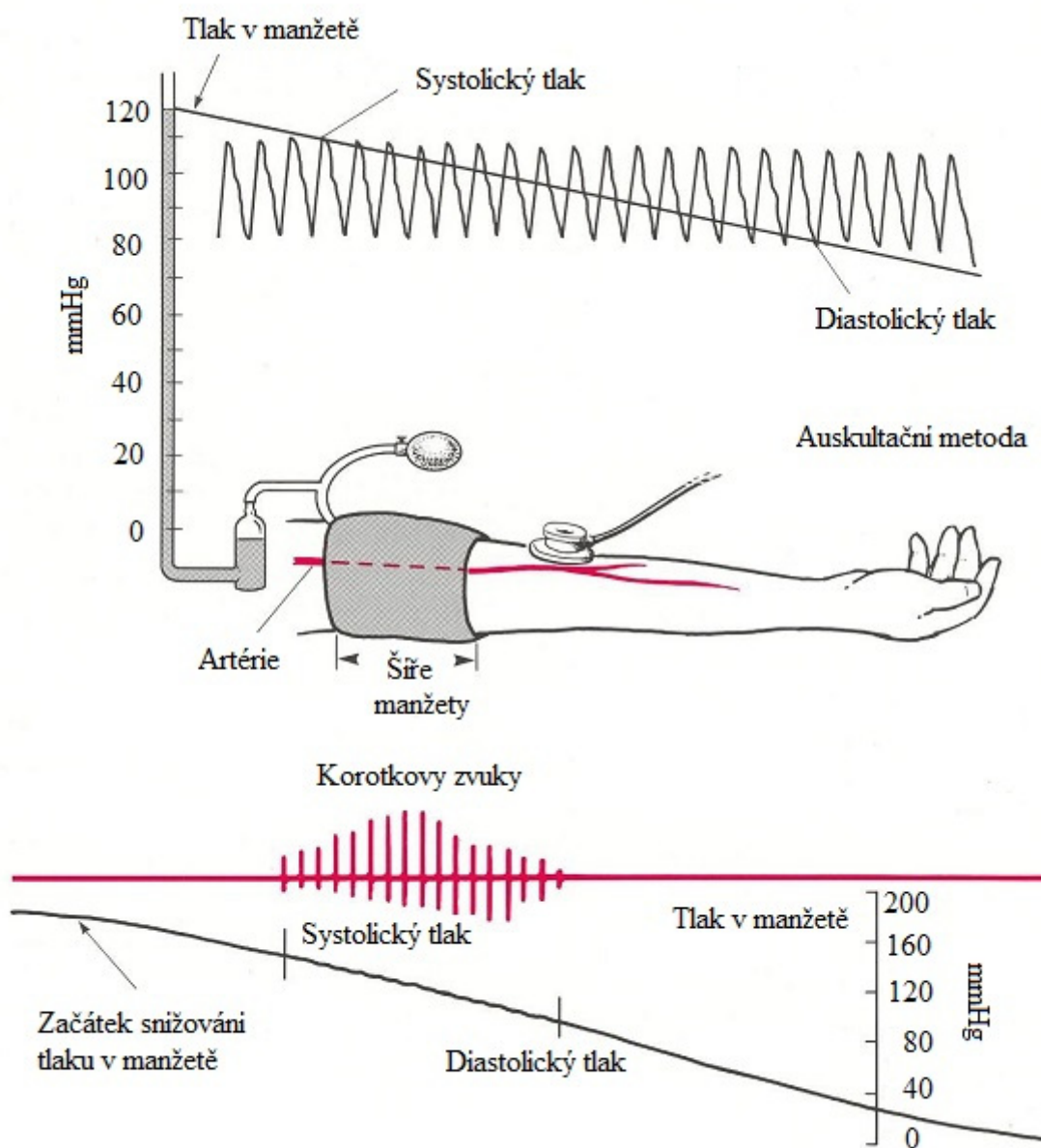
Pro Reynoldsovo číslo rovno přibližně 200, začíná turbulentní proudění v místě, kde se v trubici vyskytuje rozvětvení. Jestliže Re je rovno 2000 bude turbulentní proudění všude. Viskozita krve je okolo 0,03 Poise a hustota krve okolo 1,05 g.cm⁻³. V normálním lidském, oběhovém systému jsou podmínky pro turbulentní proudění v oblouku aorty a pulmonární arterie. Během rychlého vypuzení krve z komor dochází ke zvýšení Reynoldsova čísla Re na několik stovek, v důsledku vysoké rychlosti krve a širokého průřezu řečiště. Tímto způsobem se vytvářejí podmínky pro turbulentní proudění. Turbulence rovněž vznikají ve velkých arteriích, kde je v hlavních větvích Reynoldsovo číslo Re řádově několik set. Viskozita představuje průtoku odpor vnitřním třením kapaliny. Krev je suspenze částic (krevních buněk) ve vodním roztoku (plazmě). Její viskozita závisí na několika činitelích:

- Změna velikosti průtoku. Při snižování průtoku viskozita roste.
- Se snížením hematokritu, tj. části objemu krve vyplněném červenými krvinkami, se snižuje i viskozita.
- Při průchodu krve arterioly s průměrem okolo 1 mm dochází vlivem protažení buněk ve směru laminárního proudění ke snížení viskozity.
- V kapilárách dochází vlivem hromadění krevních buněk ke zvýšení viskozity. [1]

2.1 Auskultační metoda

Tato metoda je neinvazivní a je jednou z nejběžnějších metod k měření krevního tlaku pacienta. V nejjednodušším případě lze použít pro měření systolického a diastolického krevního tlaku touto metodou sphygmomanometr, který sestává z manžety nafukované balónkem, měřiče tlaku a fonendoskopu. Jako měřič tlaku lze použít buďto aneroidní manometr, ve kterém je tlak měřen mechanickým snímačem a zobrazen na stupnici, a nebo manometr rtuťový, ve kterém tlak vzduchu zvedá sloupec rtuti v kalibrované skleněné trubici. Protože aneroidní manometr se může stát nepřesný v

důsledku opakované mechanické námahy měřících součástí, je třeba jej kalibrovat rtuťovým manometrem. Lze se tedy v nejjednodušším případě obejít bez jakékoliv elektroniky. Při měření tlaku se manžeta umísťuje na horní části paže. Fonendoskop je nutno přiložit na brachiální arterii pod manžetu. Zvýšíme-li nyní tlak v manžetě nad hodnotu systolického tlaku cca 26,6 kPa (200 mmHg), způsobí nafouknutá manžeta takovou deformaci paže, že se zastaví průtok krve do části ruky nacházející se pod manžetou. Snižujeme-li nyní postupně tlak v manžetě, potom v okamžiku, kdy se tlak v manžetě přiblíží k hodnotě systolického tlaku, dojde k částečnému obnovení průtoku krve. Vzhledem k tomu, že je v tomto případě krevní řečiště deformované, protéká jím krev do dolní části končetiny pouze v okamžicích, kdy tlak krve překoná deformaci manžety. V deformovaném krevním řečišti je proudění krve turbulentní. To má za následek vznik charakteristických zvuků, jejichž opakovací frekvence je identická s frekvencí tepovou. [1]



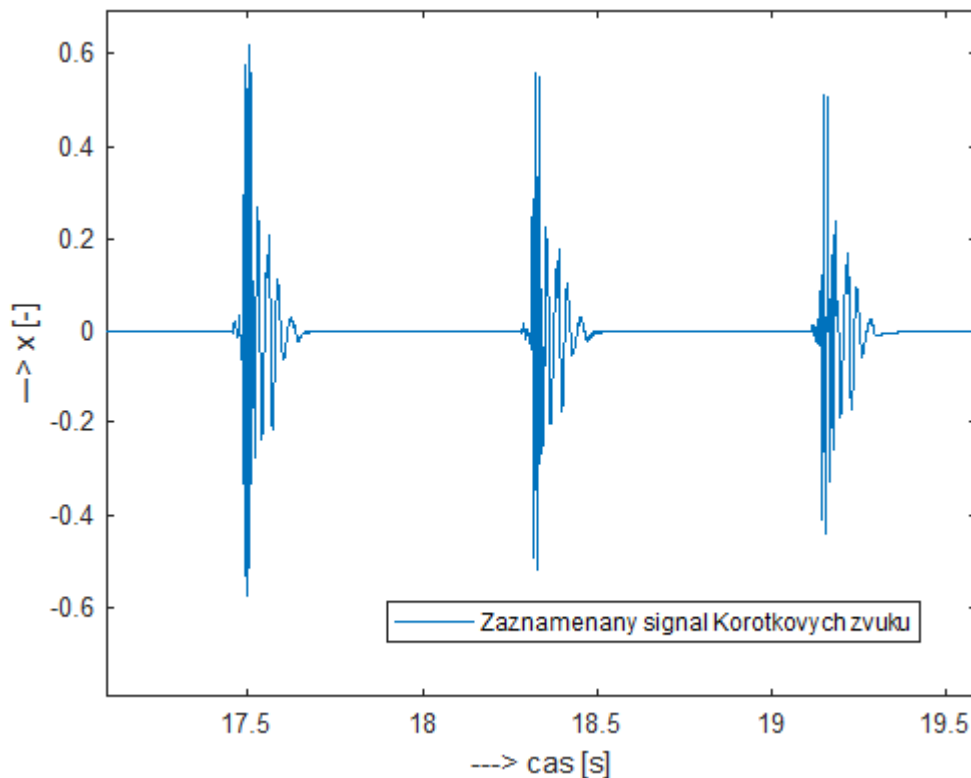
Obrázek 2-1 Auskultační metoda [2]

2.2 Korotkovy zvuky

Proudící krev ze stlačené brachiální artérie způsobuje turbulence a vibrace v cévách, které mají za následek vznik zvuků. Tyto zvuky se nazývají Korotkovy zvuky. Jejich charakter se při dalším snižování tlaku v manžetě mění. Až při snížení hodnoty tlaku v manžetě pod úroveň diastolického tlaku Korotkovy zvuky vymizí a proudění krve v brachiální artérii je opět laminární. Celý děj je možno si rozdělit do pěti fází. Zatímco za systolický tlak je považován tlak při první detekci Korotkových zvuků, tj. fáze I, byli určité neshody při stanovení hodnoty tlaku, kterou by bylo možno považovat za tlak diastolický. V roce 1967 americká kardiologická asociace navrhl, že za diastolický tlak bude považován tlak, při němž dojde k náhlému útlumu Korotkových zvuků, tedy fáze IV. Podle posledního doporučení AKA publikovaného v roce 1981 specifikovala AKA diastolický tlak jako tlak, při němž dojde k vymizení Korotkových zvuků tedy fáze V. Výjimku tvoří pouze ty případy, kdy v důsledku nemoci jsou Korotkovy zvuky slyšitelné až k tlaku manžety 0 mmHg. V tomto případě je za diastolický tlak považován tlak při nástupu fáze IV.

Vymizení zvuků odpovídá obnovení laminárního proudění krve, ke kterému dojde, když tlak v krevním řečišti překoná deformace vyvolané manžetou. Pokud je ovšem v krevním řečišti nějaká překážka, nemusí se laminární proudění plně obnovit a zvuky zcela nevymizí. Popsaný princip, který je dodnes využíván, je možno použít i u automaticky pracujících měřičů krevního tlaku. Manžeta má být široká nejméně 12 až 13 cm. Šíře manžety má vliv na přesnost naměřených hodnot. Na první pohled by se zdálo, že vzhledem k tomu, že kritéria pro přirovnání tlaku v manžetě k tlaku v krevním řečišti jsou definována jednoznačně, že měření krevního tlaku založené na využití výše popsané metody je přesné. Dosahovaná přesnost je +/- 0,6 kPa (5mmHg). Při použití sfygmomanometru je měření zatíženo subjektivní chybou. Především při stanovení hodnoty diastolického tlaku, tj. přesné určení okamžiku zeslábnutí signálu. Navíc musí osoba provádějící měření velmi dobře slyšet obzvláště v oblasti nízkých kmitočtů. [1]

Vznik chyby u automaticky pracujících zařízení je patrný z Obrázek 2-3 . Na tomto obrázku je znázorněn průběh tlaku v manžetě v závislosti na čase. V tomto průběhu jsou vyznačeny zvolené hodnoty systolického a diastolického tlaku.



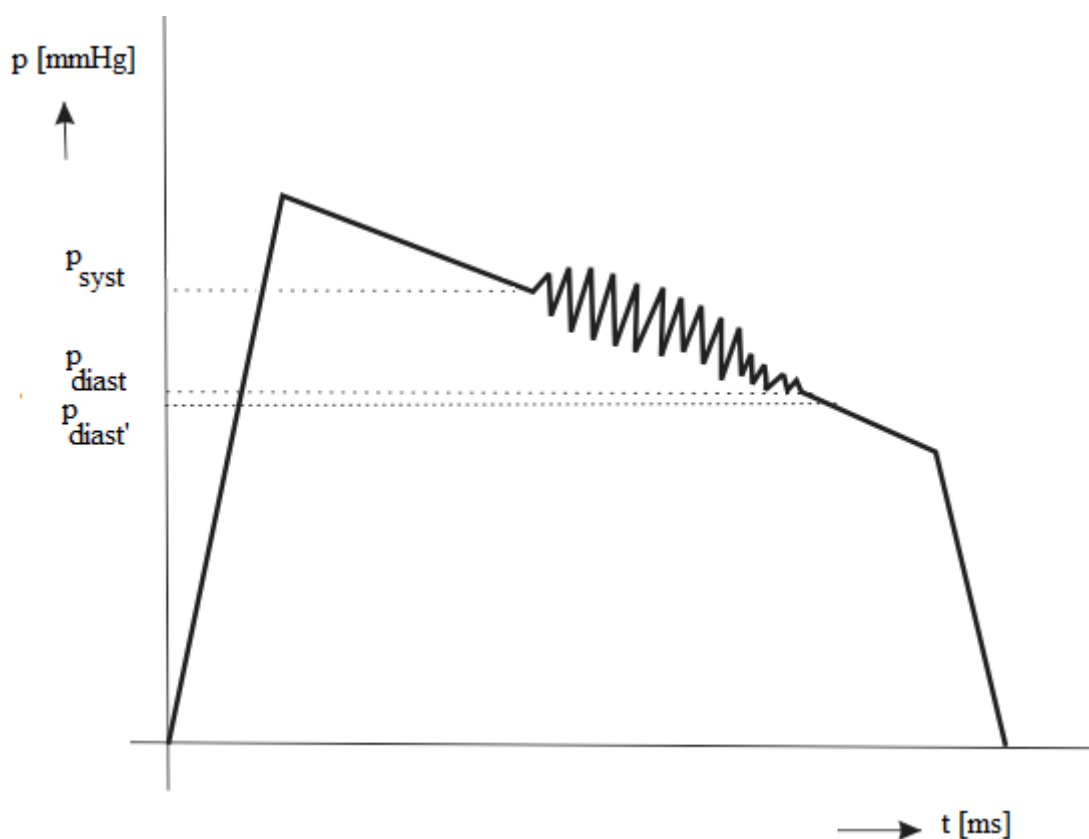
Obrázek 2-2 Korotkovy zvuky

Průběh Korotkových zvuků je zobrazen na Obrázek 2-2 a více v Příloha 5.

Tabulka 2-1 Fáze Korotkových zvuků při nepřímém měření tlaku dle doporučení AKA [1]

Fáze 1	První zvuk je detekován, když tlak v manžetě poklesne těsně pod systolický tlak. Tyto zvuky jsou v počátku slabé a rychle zvyšují intenzitu. Jsou detekovány při dalším poklesu tlaku o 10 až 15 mmHg. Systolický tlak je vztahován k úrovni, kdy první zvuky byly detekovány poprvé.
Fáze 2	Tato fáze začíná když zvuky nabudou charakter šelestu. Tyto zvuky mohou rychle vymizet nebo případně mohou být dočasně

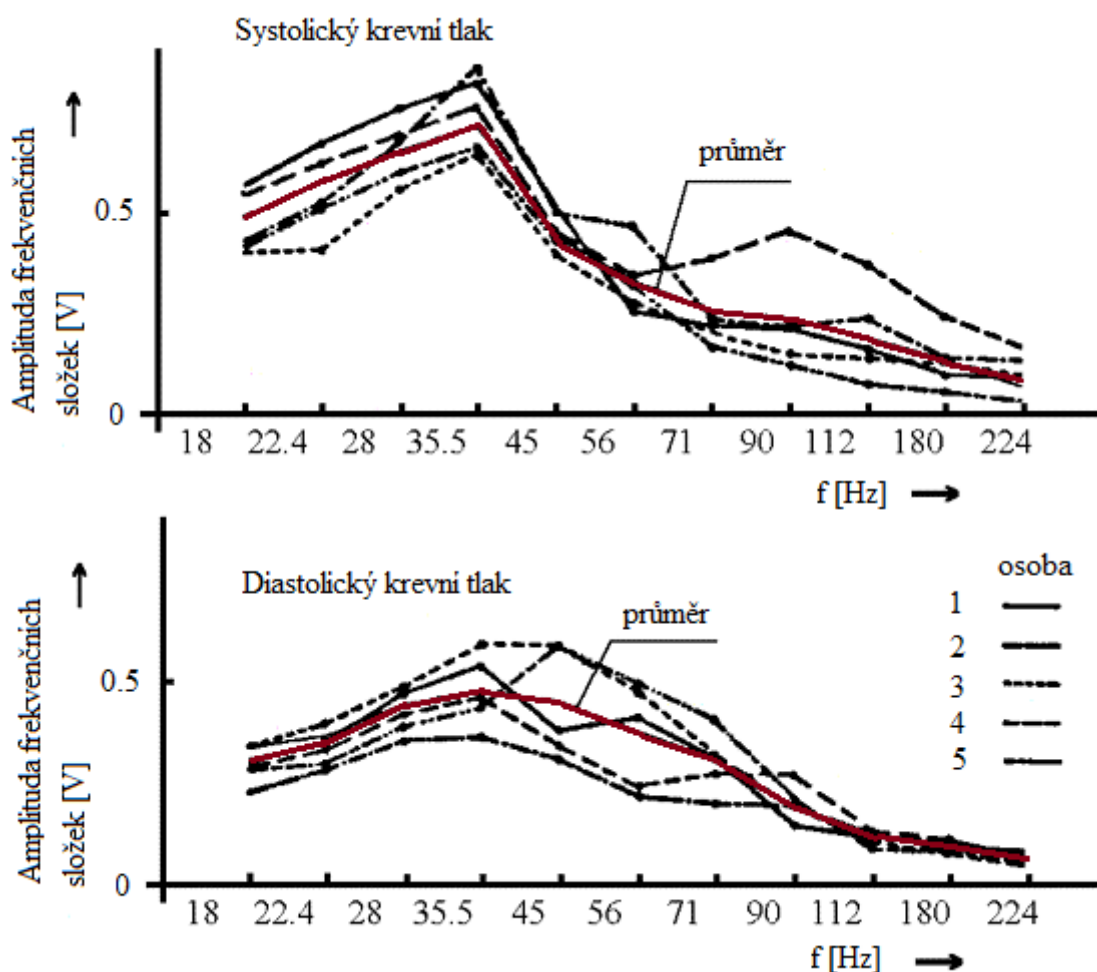
	nedetekovatelné, jak poklesá tlak v manžetě. A tak vytvoří interval ticha zvaný auskultační mezera. Vyšetřující může ztratit tuto mezeru, jestliže manžeta není dostatečně nafouknutá, aby vyhladila pulsy. To by mohlo vézt k nesprávně nízkému určení systolického tlaku. Interval tlaku druhé fáze Korotkových zvuků je 15 až 20 mmHg.
Fáze 3	Šelest vystřídá zvuk, který postupně zesiluje a při dalším snížení tlaku na charakteru úderu.
Fáze 4	Zvuk se náhle ztlumí a zeslábne. To může vézt k poněkud vyššímu stanovení diastolického tlaku.
Fáze 5	Tak jak tlak v manžetě dále klesá, zvuky vymizí kompletně. Okamžik vymizení zvuků je fáze 5, která se obvykle vyskytuje v úrovni tlaku v manžetě blízké intravaskulárnímu diastolickému tlaku.



Obrázek 2-3 Průběh tlaku v manžetě, Korotkovy zvuky a chybné vyhodnocení tlaku p_{diast} [1]

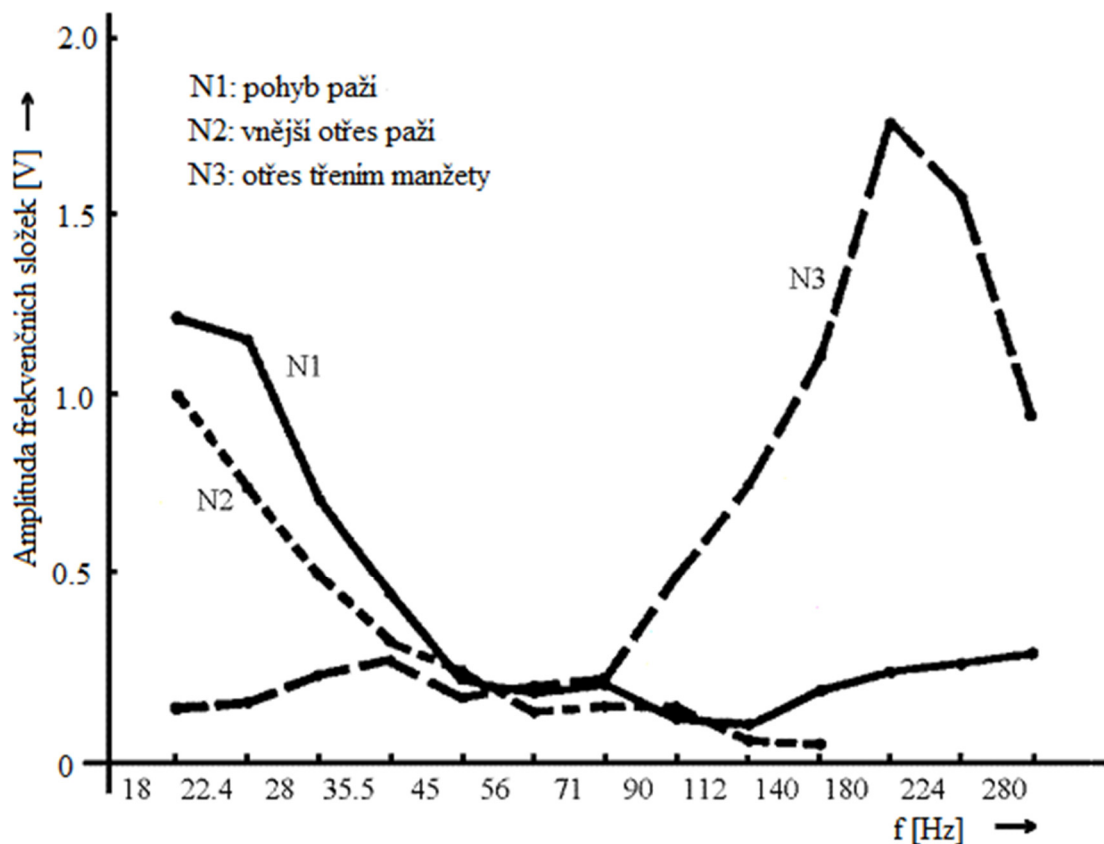
Vzhledem k tomu, že principiálně lze pomocí této metody měřit tlak jak při postupném snižování tlaku v manžetě, tak i při jeho postupném zvyšování. V praxi se však častěji používá rychlé zvýšení tlaku v manžetě a jeho postupné snižování. A to z toho důvodu, že při ručním nafukování manžety vzniká řada rušivých zvuků, které znemožňují měření. U automatických systémů je zdrojem rušení membránový kompresor. Při použití stlačeného vzduchu z tlakové lahve je možno volit režim měření při nafukování i vyfukování. Z hlediska pacienta je výhodnější postupné zvyšování tlaku v manžetě, protože po naměření systolického tlaku můžeme manžetu okamžitě vypustit a není nutno zvyšovat tlak v manžetě příliš nad hodnotu tlaku systolického jako je tomu u režimu využívající postupného snižování tlaku v manžetě. V průběhu snižování tlaku mezi hodnotami tlaku systolického a tlaku diastolického dochází v důsledku turbulentního proudění ke vzniku Korotkových zvuků. Tyto zvuky se opakují s tepovou frekvencí. Je-li tepová frekvence u měřené osoby 60 tepů za minutu, znamená to, že se Korotkovy zvuky opakují každou sekundu. Mezitím ovšem dojde buďto ke zvýšení nebo snížení tlaku v manžetě. Tato vzájemná souvislost je jednou z příčin, která se podílí na vzniku chyb při měření. Přesnost měření dosahovaná touto technikou je však v souladu s požadavky lékařů.

[1]



Obrázek 2-4 Frekvenční spektrum Korotkových zvuků [3]

K účelu měření krevního tlaku bylo nezbytné zjistit frekvenční spektrum Korotkových zvuků v okolí systolického a diastolického krevního tlaku. K tomuto zjištění bylo podle [3] vyšetřeno 40 zdravých osob ve věku od 18 do 70 let. Signál byl získán snímáním zvuku mikrofonem umístěným v manžetě nad brachiální artérií. Pomocí pásmových propustí bylo frekvenční spektrum rozděleno v pásmu 18 až 450 Hz na 13 pásem s krokem 1/3 oktávy. Se změnou tlaku od systolického k diastolickému dochází ke změně tvaru frekvenčního spektra Korotkových zvuků. Výsledek tohoto vyšetření je patrný na Obrázek 2-4. Pro většinu případů spadá maximum amplitudy signálu do frekvenčního pásma od 35.5 do 56 Hz. Jen v několika případech spadá toto maximum do frekvenčního pásma 18 až 35.5 Hz nebo do pásma 56 až 71 Hz. [3]



Obrázek 2-5 Rozložení frekvenčního spektra pohybových artefaktů [3]

Na Obrázek 2-5 je zobrazeno frekvenční spektrum rušení vznikající v důsledku pohybových artefaktů. Frekvenční spektrum těchto rušivých signálů má však maximální úroveň amplitudy signálu ve frekvenčních pásmech pod 28 Hz a nad 90 Hz. Tato skutečnost umožňuje oddělení frekvenčního spektra Korotkových zvuků a rušivého signálu vzniklého v důsledku pohybových artefaktů. [3]

2.3 Zdroje chyb u auskultační metody

Získání přesné hodnoty tlaku auskultační technikou je obtížné v hlučném prostředí. Osoba měřící krevní tlak musí mít dobrý sluch zejména pro pásmo nízkých kmitočtů od 20 do 300 Hz. Auskultační technika také často selhává při získávání přesných tlaků u novorozenců a pacientů s vysokým tlakem. Tato technika měření tlaku je však technologicky méně náročná než invazivní měření. Pro získání přesných hodnot krevního tlaku je velmi důležitý přesný rozměr omezovací manžety, viz Tabulka 2-2. Použití nesprávného rozměru manžety může vést ke stanovení chybné hodnoty tlaku. Obecně malý rozměr manžety nebo nedostatečně utažená manžeta způsobuje nadhodnocení krevního tlaku a naopak příliš velká hodnota tlaku vede ke stanovení nižší hodnoty tlaku než je skutečný krevní tlak. Podle doporučení americké kardiologické asociace je optimální šířka vzduchové manžety rovna 40% obvodu končetiny na které je umístěna a její délka se doporučuje na dvě doporučené šířky, to znamená 80% obvodu paže.

Tabulka 2-2 Rozměry manžety dle doporučení AKA [1]

Označení manžety	Obvod paže [cm]	Šířka duše [cm]	Délka duše [cm]
Novorozenec	5 - 7,5	3	5
Kojenec	7,5 - 13	5	8
Dítě	13 - 20	8	13
Mládež	17 - 26	11	17
Dospělí	24 - 26	13	24
Dospělí XXL	32 - 42	17	32
Stehno	42 - 50	20	42

Nepřesné umístění mikrofону přesně nad brachiální arterii může způsobit, že Korotkovy zvuky o nízké intenzitě vedou k chybnému změřenému tlaku. Také nadměrné přitlačení stethoskopu může přinášet přetrvávání Korotkových zvuků, což může vyústit k naměření příliš nízkého tlaku.

Další možný problém u auskultační metody je auskultační mezera. Tento interval ticha během druhé fáze Korotkových zvuků může zmást pozorovatele, aby stanovil systolický tlak na nižší hodnotu, než je skutečný systolický tlak až na 100 mmHg. Této chybě se lze vyhnout zajištěním, že manžeta je přifouknuta o

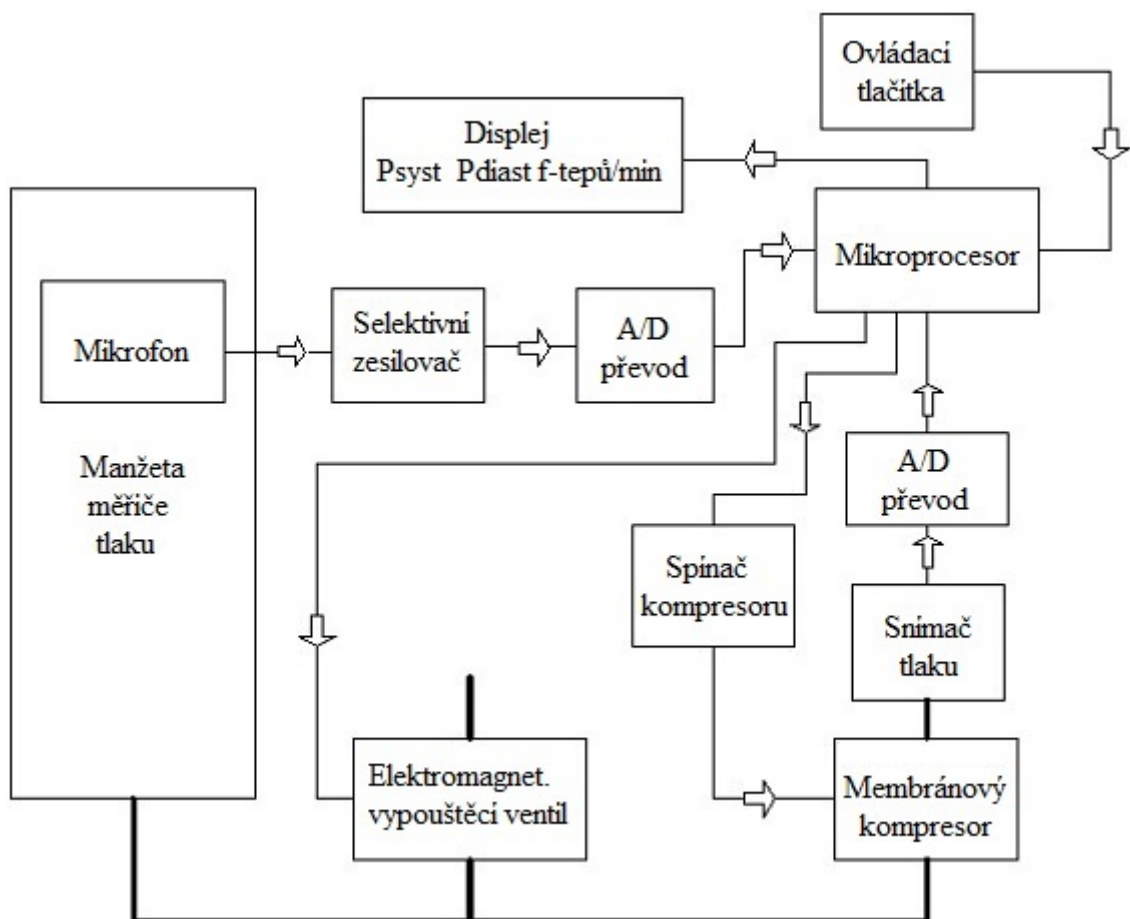
20 mmHg nad úroveň tlaku při němž vymizeli pulsy radiální nebo brachiální artérie. Auskultační mezera může vézt zvláště u pacientů s hypertenzí k pochybení při naměření správného krevního tlaku. Dalším omezením auskultační techniky měření krevního tlaku je skutečnost, že tato metoda neposkytuje možnost změření středního krevního tlaku. Střední tlak však může být vypočten dle vzorce (1.) . Přes všechny tyto omezení dává auskultační technika dostatečně přesnou a opakovatelnou metodu k měření krevního tlaku v rukou zručného operátora. V důsledku přirozeného kolísání krevního tlaku minuty od minuty lze pomocí několika měření auskultační technikou získat přesný profil pacientova krevního tlaku. [1]

Nevýhodou auskultační techniky u automatických zařízení je nutnost použití mikrofonu pro snímání Korotkovových zvuků. K manžetě vede nejen hadička spojující manžetu se zdrojem tlakového vzduchu a snímačem tlaku, ale i vodiče pro spojení mikrofonu s elektronikou přístroje. Také je nutno dbát na správnou orientaci manžety na paži. Je nutné, aby byl mikrofon umístěn nad brachiální artérií. Zařízení je také citlivé na nadměrný hluk okolí. [6]

3. VLASTNÍ ŘEŠENÍ PROBLÉMU

3.1 Automatizované neinvazivní měření

Neinvazivní měření krevního tlaku může být automatizováno nahrazením ruční pumpy membránovým kompresorem, která je aktivována jednorázově nebo nastavena, aby nafukovala periodicky manžetu v předem určených intervalech. Tlak krve je měřen auskultační metodou s využitím malého mikrofону umístěném v manžetě, aby detekoval Korotkovy zvuky. Algoritmus v mikrořadiči potom určuje tlak krve. Při využití tohoto přístrojového vybavení musí však vyšetřující dbát na pečlivé přiložení manžety tak, aby mikrofon ležel přesně na brachiální artérii, aby byla zajištěna přesná detekce zvuků. [1]



Obrázek 3-1 Blokové schéma měřiče krevního tlaku pracujícího na principu Korotkových zvuků [1]

3.1.1 Požadavky na automatizované neinvazivní měření

Norma ČSN EN 60601-1-8 stanovuje základní požadavky na bezpečnost a na vlastnosti a zkoušky zdravotnických elektrických systémů. Zdravotnický elektrický systém je určen k sledování fyziologických veličin. Tato veličina je charakterizována intervalem hodnot, které se považují za normální. Hodnoty vně tohoto intervalu znamenají ohrožení pacienta. Při této situaci systém ohlásí alarmový stav. Alarmový stav vyvolá i poruchový stav. Je-li automatizovaný sfygmomanometr s nafouknutou manžetou vypnut obsluhou, musí být manžeta do 30s vypuštěna na hodnotu tlaku v manžetě menší než 5 mmHg pro novorozenecký režim, nebo menší než 15 mmHg pro kterýkoli jiný režim.

Automatizovaný sfygmomanometr napájený z vnitřního zdroje elektrické energie musí obsahovat prostředky, které v případě vyčerpání vnitřního zdroje energie zajistí:

- Ochranné vypnutí
- Zrušení indikovaného krevního tlaku
- Zjištění stavu napájení.

Z hlediska požadavků na přístroj, které norma ČSN EN 80601-2-30 vyžadují je nutno si uvědomit:

- Manžeta se nafukuje nad hodnotu systolického tlaku. Ten ovšem není u všech lidí stejný, takže je nutno stanovit nějaký práh. Příliš vysoký může způsobit zranění.
- Při nafouknutí manžety nad hodnotu systolické tlaku se zastaví průtok krve do části ruky. Tento stav může trvat pouze omezenou dobu, jinak dojde k poškození tkáně. Při případné poruše musí být proto zajištěno, že tlak v manžetě se po určité krátké době sníží na velmi nízkou hodnotu.
- Ani příliš časté cyklování není dobré. Jednak je to pro pacienta nepříjemnost a ani z hlediska měření to není přínosné.

Další požadavky normy ČSN EN 80601-2-30:

- Nejvyšší tlak v manžetě dosažitelný za normálního použití u přístroje specifikovaného pro dospělé nesmí překročit hodnotu 300 mmHg, u přístroje specifikovaného pro děti pak 150 mmHg.

- Za stavu jakékoli závady musí být k dispozici prostředky nezávisle fungující na systému řízení tlaku, které zabrání tomu, aby byl tlak v manžetě překročen o více než 10%.
- Jsou-li výše uvedené prostředky aktivovány, pak musí do 30 s dojít ke snížení tlaku v manžetě pro dospělé na 15 mmHg a u manžety pro novorozence na 5 mmHg.

Přesnost údajů systolického, středního a diastolického tlaku při manuálním režimu a dlouhodobém automatickém režimu musí být podle normy ČSN EN 80601-2-30:

- Maximální střední chyba ± 5 mmHg.
- Maximální směrodatná odchylka 8 mmHg.
- Splnění požadavku musí být prokázáno klinickými daty. [6]

3.2 Detekce Korotkových zvuků

Koncept detekce Korotkových zvuků vychází z laboratorní úlohy. [2]

Korotkovy zvuky jsou snímány mikrofonem umístěným nad brachiální arterií. Zesilovač umožňuje potlačení nežádoucího rušení snímaného signálu, například posunem manžety. Zachycení každého Korotkova zvuku je signalizováno impulsem čítači. S ohledem na vlastnosti použitého mikrofonu má zesilovač nastavitelné zesílení. [2]



Obrázek 3-2 Blokové schéma detektoru Korotkových zvuků [2]

3.2.1 Snímač zvuků

Ke snímání Korotkových zvuků je použit elektretový mikrofon. Elektret je dielektrický materiál nesoucí permanentní elektrický náboj. Není tedy potřebný zdroj polarizačního napětí. Elektretový mikrofon je složen ze dvou od sebe izolovaných elektrod. Před pevnou elektrodou je ve vzdálenosti 20 až 30 μm umístěna membrána z kovové nebo metalizované fólie. Tím vzniká kondenzátor o kapacitě 30 až 100 pF. Pevná elektroda je opatřena vrstvou elektretu. Velikost kapacity takto vzniklého kondenzátoru můžeme určit z rovnice pro výpočet kapacity deskového kondenzátoru:

$$C = \varepsilon \frac{S}{d} \quad (3.)$$

Náboj tohoto kondenzátoru je dán vztahem (4.)

$$Q = C \cdot U_p \quad (4.)$$

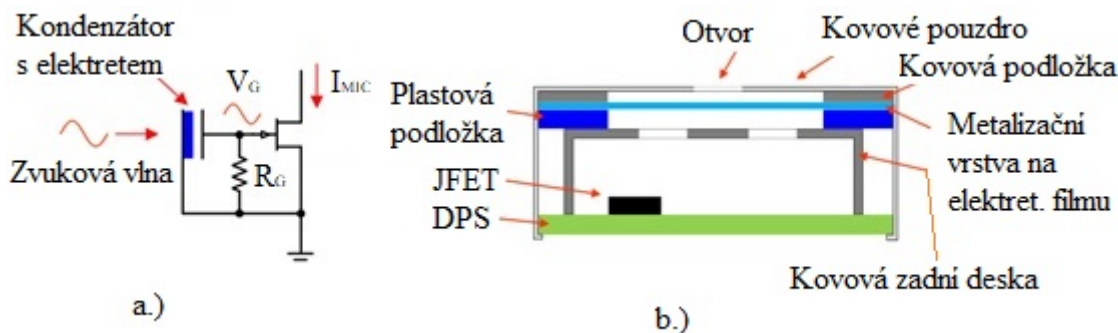
Změny akustického tlaku rozechvívají membránu, mění se vzdálenost d a tím kapacita kondenzátoru. Zajistíme-li, aby se náboj při změně kapacity kondenzátoru nemohl rychle vyrovnat, potom z (4.) vyplývá, že při zmenšení kapacity, tj. zvětšení vzdálenosti membrány od pevné elektrody, se musí zvětšit napětí na kondenzátoru, jestliže náboj Q považujeme za konstantní. Požadavek pomalého vyrovnání náboje při změně kapacity zajistíme rezistorem R_G , který zvýší vnitřní odpor zdroje polarizačního napětí. Jeho velikost volíme s ohledem na nejnižší požadovaný přenášený kmitočet. [7]

$$R_G \geq \frac{1}{2\pi f_d C} \quad (5.)$$

Většina elektretových mikrofonů má interní JFET, který transformuje změnu napětí na mikrofonním kondenzátoru. Napětíový signál produkovaný zvukem moduluje hradlové napětí JFET, označené V_G na Obrázek 3-3, což způsobuje změnu proudu protékajícího kanálem JFETu. K předpětí brány JFET je použit odpor R_G .

Příklad konstrukce elektretového mikrofonu je znázorněn na Obrázek 3-3. Jedna elektroda kondenzátoru je tvořena metalizační vrstvou na nabitě polymerové fólii. Metalizační vrstva na filmu je připojena k pouzdru mikrofonu kovovou podložkou a

pouzdro mikrofonu je obvykle připojeno ke zdrojovému terminálu interního JFETu. Druhá deska kondenzátoru je tvořena kovovou zadní deskou, oddělenou od fólie plastovou podložkou a připojenou k elektrodě G JFETu. Zvukové vlny deformují metalizovaný film, účinně mění vzdálenost mezi dvěma kondenzátorovými deskami a vytvářejí napětí. [9]



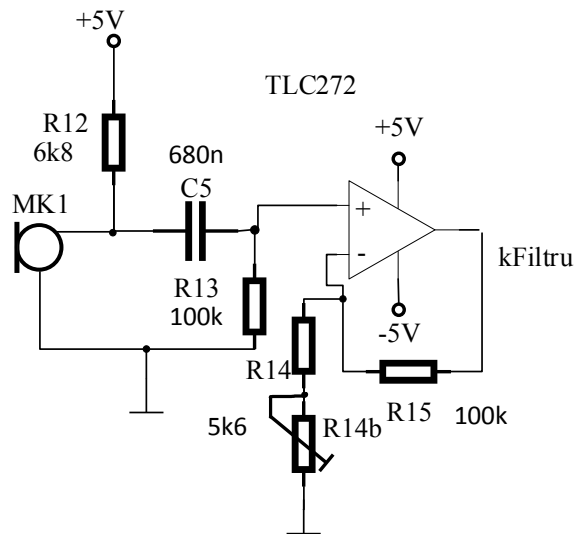
Obrázek 3-3 Zjednodušené obvodové schéma elektretového mikrofonu a.) a jeho řez b.) [9]

Pro své vhodné rozměrové a akusticko-elektrické vlastnosti byl zvolen mikrofon PMO-6022SN-42UQ, jeho parametry jsou uvedeny v Tabulka 3-1 .

Tabulka 3-1 Vybrané parametry mikrofonu PMO-6022SN-42UQ [8]

Parametr	Hodnota	Jednotka
Citlivost	-43±3	dB
Standardní pracovní napětí	2	V
Frekvenční rozsah	20÷16000	Hz
Spotřeba proudu	Max 0.5	mA
Impedance	2.2	kΩ
S/N	Min. 58	dB
Rozměr (dxh)	6x2.2	mm

3.2.2 Zesilovač s nastavitelným zesílením a filtr



Obrázek 3-4 Mikrofon s předzesilovačem [2]

Rezistorem R_{12} je nastaveno napěťové předpětí pro interní JFET elektretového mikrofonu na pracovní napětí 2V. [9]

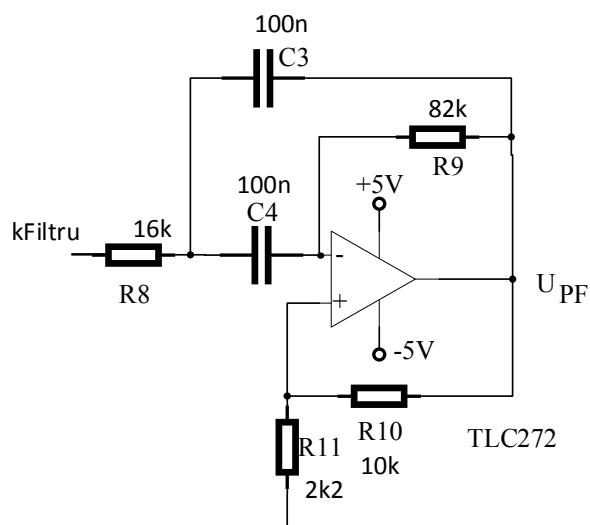
$$R_{12} = \frac{V_{cc} - V_{MK1}}{I_{MK1}} = \frac{5V - 2V}{0.5mA} = 6k\Omega$$

Střídavá složka prochází přes vazební obvod tvořeném kondenzátorem C_5 a rezistorem R_{13} , působící jako HP s mezním kmitočtem 3Hz, kde dochází k útlumu o 3dB proti střednímu pásmu.

$$C_5 = \frac{1}{2\pi f_{cut-off} \cdot R_{13}} = \frac{1}{6.28 \cdot 3 \cdot 100 \cdot 10^3} = 531nF$$

K zesílení nf signálu je užit operační zesilovač v neinvertujícím zapojení se zesílením

$$A = 1 + \frac{R_{15}}{R_{14} + R_{14b}} \quad (6.)$$



Obrázek 3-5 Filtr PP Deliyannisovo zapojení [33]

Selektivní zesilovač je realizován pásmovou propustí druhého řádu. Bylo zvoleno tzv. Deliyannisovo zapojení. U tohoto selektivního funkčního bloku se zavádí kmitočtově nezávislá kladná zpětná vazba do neinvertujícího vstupu operačního zesilovače. Tím lze dosáhnout vyšších činitelů tvaru realizované komplexně sdružené dvojice pólů.

Zapojení realizuje přenosovou funkci, kterou lze odvodit metodou MUN

$$H(p) = \frac{-\left(1 + \frac{R_{11}}{R_{10}}\right) R_9 C_4}{R_1 (C_3 + C_2) - \frac{R_{11}}{R_{10}} R_9 C_4} \cdot \frac{p \left[R_8 (C_3 + C_4) - \frac{R_{11}}{R_{10}} R_9 C_4 \right]}{p^2 R_8 R_9 C_3 C_4 + p \left[R_8 (C_3 + C_4) - \frac{R_{11}}{R_{10}} R_9 C_4 \right] + 1}$$

Přenosovou funkci lze upravit do tvaru [33]

$$H(p) = H_0 \cdot \frac{p \frac{\omega_p}{Q_p}}{p^2 + \frac{\omega_p}{Q_p} p + \omega_p^2} \quad (7.)$$

kde

$$H_0 = -\left(1 + \frac{R_{11}}{R_{10}}\right) Q_p \cdot \omega_p \cdot R_9 \cdot C_4 \quad (8.)$$

$$\omega_p = \frac{1}{\sqrt{R_8 \cdot R_9 \cdot C_3 \cdot C_4}} \quad (9.)$$

$$\frac{1}{Q_p} = \sqrt{\frac{R_8}{R_9}} \left[\sqrt{\frac{C_3}{C_4}} + \sqrt{\frac{C_4}{C_3}} \right] - \frac{R_{11}}{R_{10}} \sqrt{\frac{R_9 C_4}{R_8 C_3}} \quad (10.)$$

Ve spektru Korotkových zvuků převládají složky na frekvenci 45 Hz, na tuto hodnotu je nastavena střední frekvence pásmové propusti.

Podmínky návrhu jsou pro $Q_p < 20$ následující : [33]

Zvolenými parametry návrhu jsou $\omega_p = 2 \cdot \pi \cdot 45 = 282.6 \text{ rad} \cdot \text{s}^{-1}$, $Q_p = 2.6$, aby hodnota zesílení

$$H_0 = \sqrt{2 \cdot Q_p (Q_p + 1)} - 1 = \sqrt{2 \cdot 2.6 \cdot (2.6 + 1)} - 1 = 7.2$$

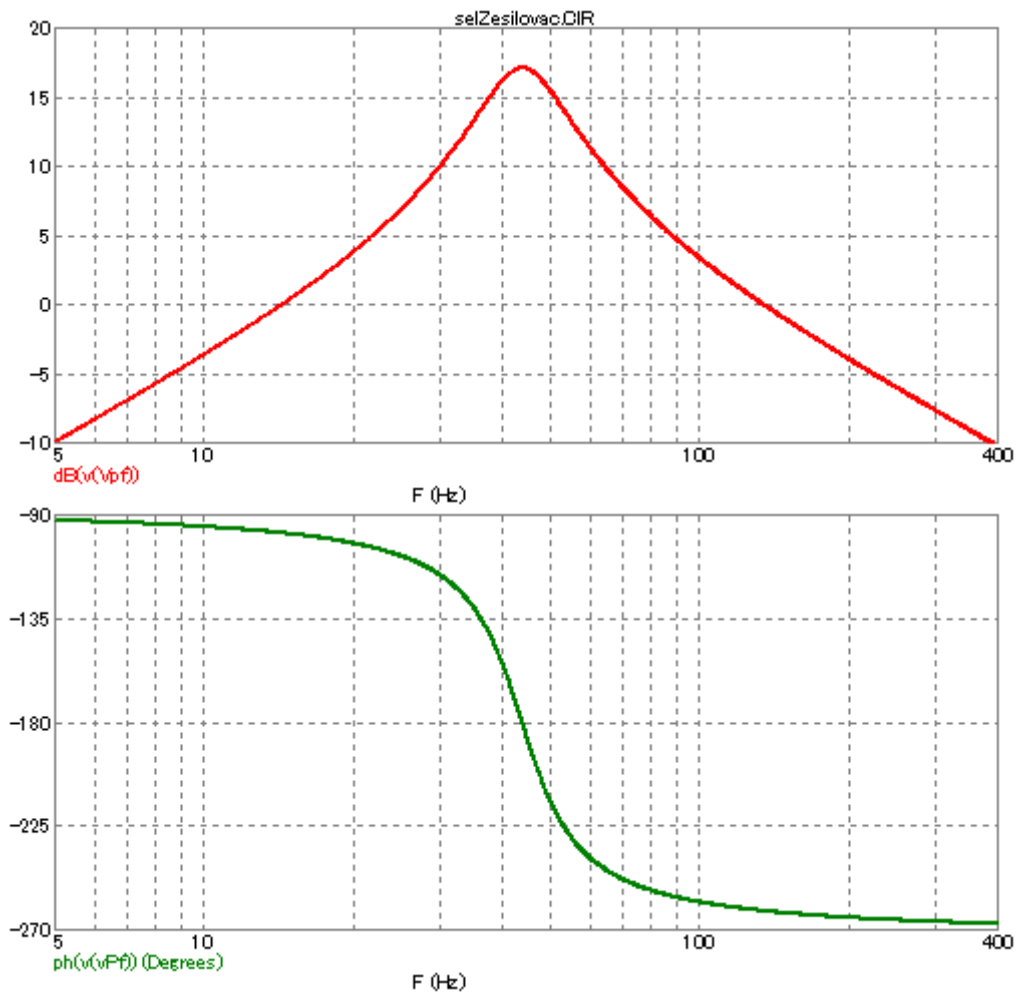
Volí se hodnoty $C = 100 \text{ nF}$, $R_{10} = 10 \text{ k}\Omega$, potom

$$C_3 = C = 100 \text{ nF}, C_4 = C = 100 \text{ nF}$$

$$R_8 = \frac{1}{\omega_p \cdot C \cdot \sqrt{2 \cdot Q_p}} = \frac{1}{282.6 \cdot 100 \cdot 10^{-9} \cdot \sqrt{2 \cdot 2.6}} = 15.517 \text{ k}\Omega$$

$$R_9 = 2 \cdot R_8 \cdot Q_p = 2 \cdot 15517 \cdot 2.6 = 80.691 \text{ k}\Omega$$

$$R_{11} = \frac{R_{10}}{Q_p} \left(1 - \frac{1}{\sqrt{2 Q_p}} \right) = \frac{10000}{2.6} \left(1 - \frac{1}{\sqrt{2 \cdot 2.6}} \right) = 2.16 \text{ k}\Omega$$



Obrázek 3-6 Amplitudová a fázová přenosová charakteristika selektivního zesilovače

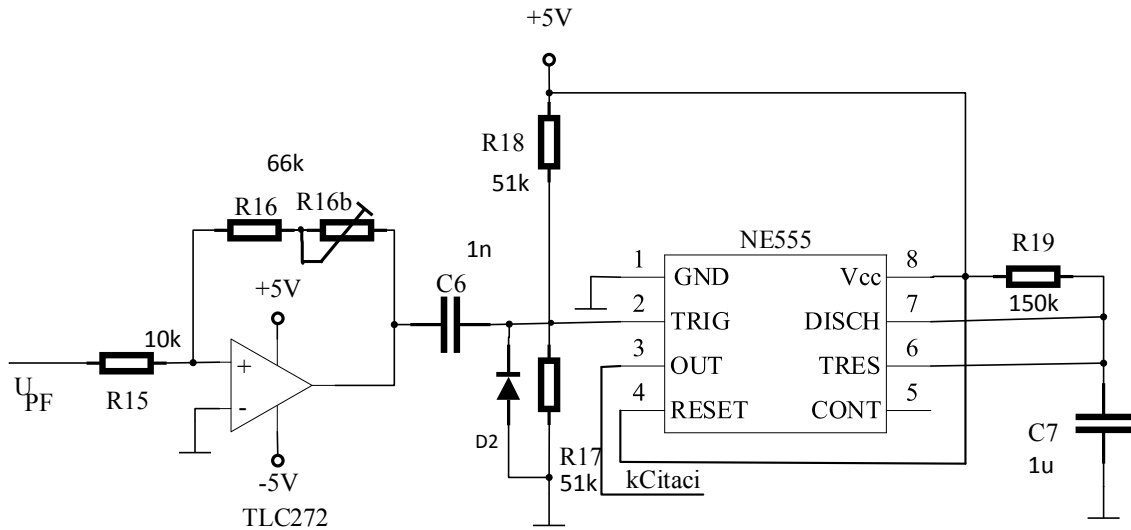
Za operační zesilovače jsou použity TLC272 s vstupní impedancí $10^{12} \Omega$, šumem $25 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ @ $f = 1 \text{ kHz}$, rychlostí přeběhu $4 \text{ V}/\mu\text{s}$ při jednotkovém zesílení a typické celkové spotřebě $1,2 \text{ mA}$ obou OZ. [11]

Celkové zesílení zesilovače a filtru je navrženo na 140, aby efektivní hodnota signálu Korotkových zvuků byla řádově ve Voltech.

3.2.3 Vyhodnocení přítomnosti Korotkových zvuků

K porovnání hodnoty napětí na výstupu filtru s prahovou hodnotou detekující výskyt Korotkových zvuků je využit komparátor s hysterezí. Tvořeném operačním zesilovačem

IC4 a rezistory R15 a R16. Napětí U_n , při kterém se obvod překlápí je závislé na výstupním saturačním napětí a poměru odporů [10]

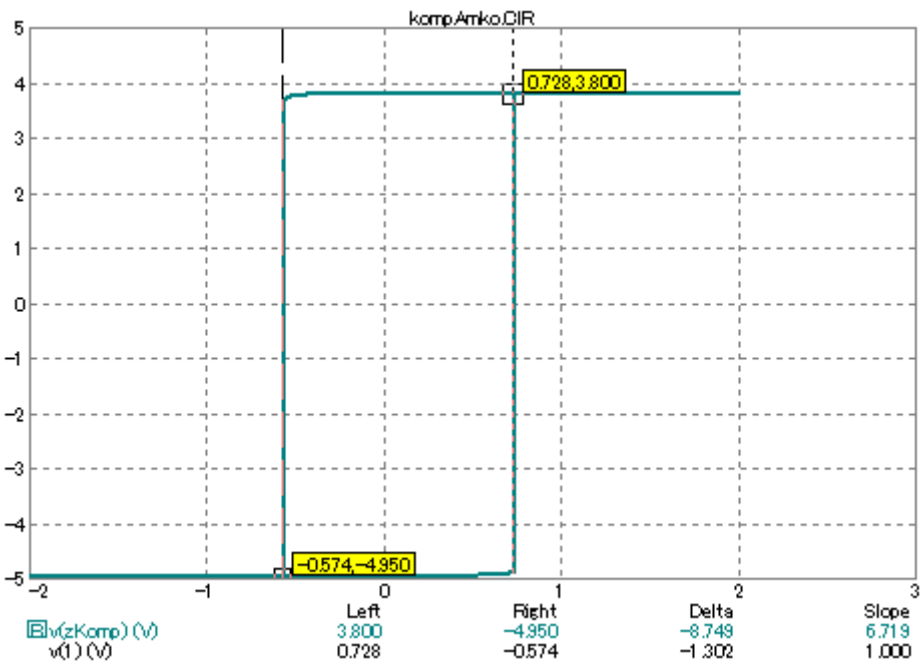


Obrázek 3-7 Komparátor s hysterezí a MKO [2]

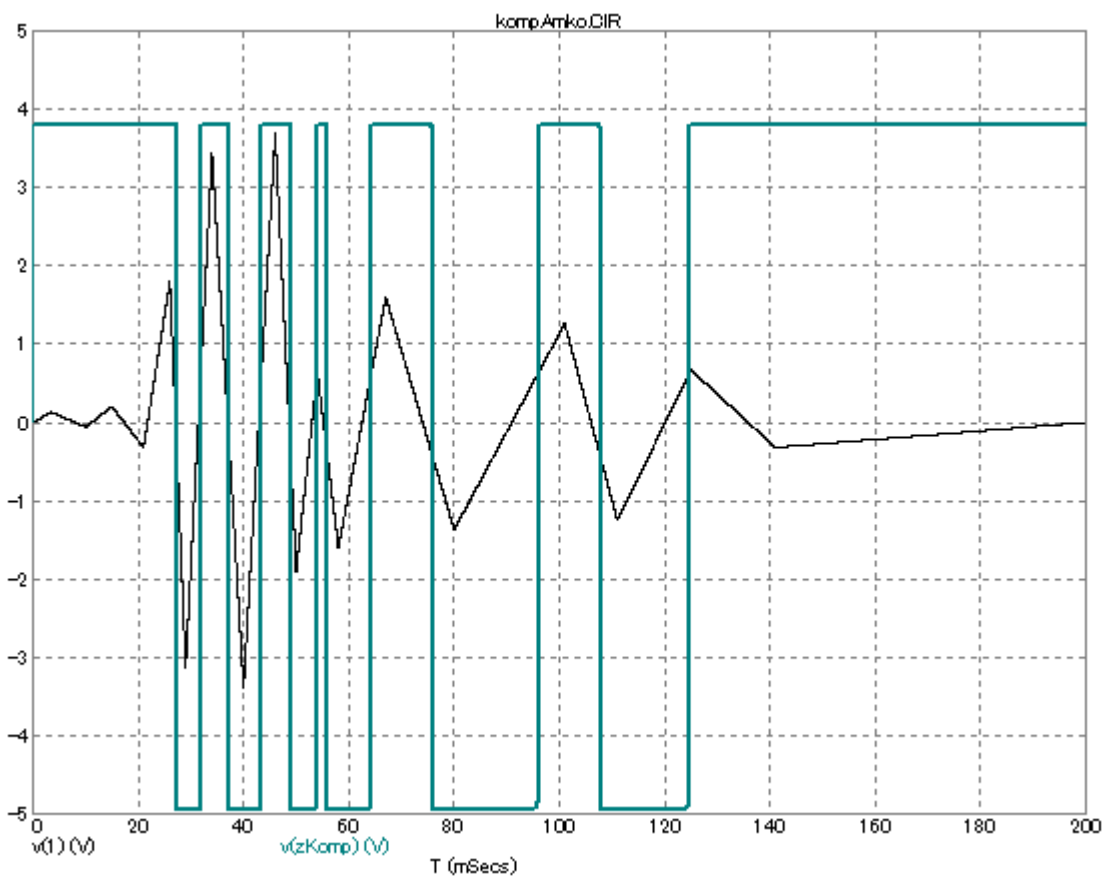
Operační zesilovač TLC272 má nesouměrné saturační napětí pro kladnou (3.8V) a zápornou polaritu (-5V) [11], proto nejsou překlápěcí úrovně U_n pro různé polaridy vstupního signálu totožné. [10]

$$-U_n = -U_s \frac{R_{15}}{R_{15} + R_{16}} \quad (11.)$$

Při požadované překlápěcí úrovni $-U_n = -0.5V$ a při $U_s = 3.8V$ a $R_{15} = 10k\Omega$ dostaneme $R_{16} = 66k\Omega$. Je-li výstup komparátoru v kladné saturaci U_s a snižujeme-li na vstupu komparátoru napětí, překlopí se OZ na záporné saturační napětí $-U_s$, až pokud je neinvertující vstup zápornější než invertující. Tj. je-li na vstupu komparátoru napětí menší než $-U_n$.

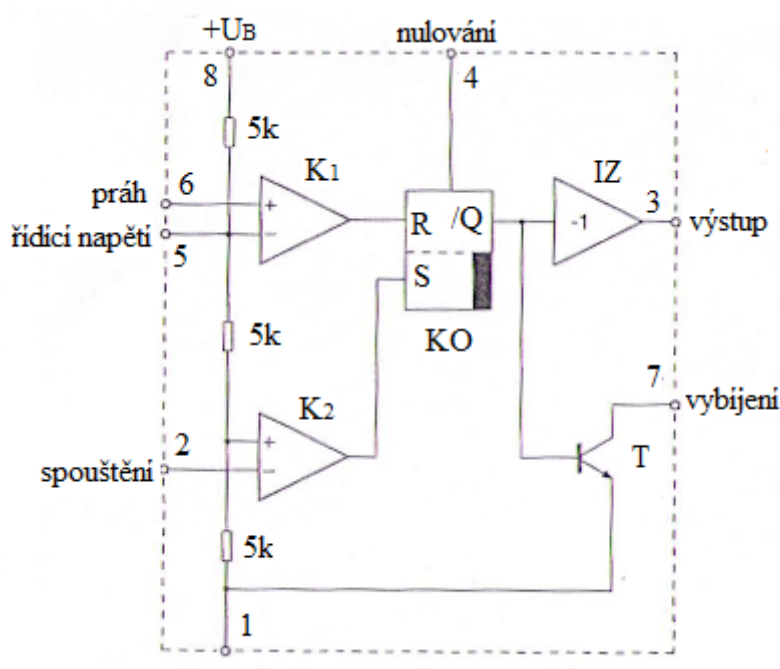


Obrázek 3-8 Hysterezní smyčka komparátoru.



Obrázek 3-9 Odezva komparátoru s hysterezí na trojúhelníkový signál simulující peaky Korotkových zvuků.

Při překročení prahové hodnoty v záporném směru detekující přítomnost Korotkových zvuků je vytvořen monostabilním klopným obvodem pulz délky 150 ms. Monostabilní klopný obvod je vytvořen časovačem NE555. Ten se skládá z napěťového děliče, ze dvou komparátorů, z paměťového klopného obvodu, z výkonového koncového stupně a ze spínacího tranzistoru. Výstupy obou komparátorů jsou spojeny se vstupy klopného obvodu RS, který má vyveden ještě jeden nulovací vstup. Výstup klopného obvodu je spojen se vstupem výstupního výkonového stupně, jehož výstup tvoří hlavní výstup časovače 555. Na výstup klopného obvodu je navíc připojen tranzistorový spínací stupeň s otevřeným kolektorem. [12]



Obrázek 3-10 Blokové schéma časovače 555 [12]

Vnitřní napěťový dělič tvoří tři shodné odpory s nominální hodnotou 5 k Ω . Dělič je připojen na napájecí napětí U_B a vytváří referenční napětí, potřebná pro vstupy komparátorů. Na propojení obou horních odporů je připojen invertující vstup horního komparátoru K1, nazývaný též vypínací komparátor, tento bod je současně vyveden (vývod 5). Na propojení dolních odporů je připojen neinvertující vstup komparátoru K2, nazývaný též zapínací komparátor. Tímto spojením vstupů komparátorů s děličem napětí je dosaženo toho, že komparátor K2 při poklesu spouštěcího napětí pod jeho prahové napětí nastaví klopný obvod, zatímco komparátor K1 při zvětšení vstupního napětí nad jeho prahové napětí dává klopnému obvodu nulovací signál. [12]

Vstupy obou komparátorů jsou vyvedeny a tvoří hlavní vstupy časovače 555. Vstup horního komparátoru K1 je spojen s vývodem 6 a je označován jako práh, anglicky „threshold“. Vstup dolního komparátoru K2 je spojen s vývodem 2 a je označován jako spouštění, anglicky „trigger“. Za klopným obvodem je zapojen invertující výkonový stupeň, takže hlavní výstup (vývod 3) může zpracovávat i větší proudy. Bez vnějšího zapojení se chová časovač 555 jako komparátor s hysterezi. Jestliže napětí na vstupu komparátoru K2 (vývod 2) poklesne pod dolní referenční napětí, překlopí výstup (vývod 3) na úroveň H. Překročí-li naopak napětí na vstupu komparátoru K1 (vývod 6) horní referenční napětí, překlopí výstup (vývod 3) na úroveň L. Časovač 555 má ještě jeden další výstup, vyvedený kolektor pomocného tranzistoru, který slouží jako spínač. Tranzistor T je buzen ze stejného místa jako dolní tranzistor koncového stupně, takže je-li spojen kolektor tranzistoru T zatěžovacím odporem s napájecím napětím, pracují oba výstupy soufázově. Tento samostatný spínací tranzistor je používán k vybíjení (vývod 7) označován jako vybíjecí, anglicky „discharge“. Paměťový klopný obvod má ještě jeden nulovací vstup, přístupný na vývodu 4, který umožňuje nulování klopného obvodu nezávisle na signálech z komparátoru. [12]

V zapojení časovače 555 jako MKO je vstupem časovače spouštěcí vstup (vývod 2). Je udržován děličem R18, R17 na potenciálu 2.5V. Vazební kondenzátor C6 s rezistory R18, R17 vytvářejí derivační článek. Při přepínání výstupu komparátoru na něm vznikají derivační impulzy. Záporný impulz spouští MKO. Jeho velikost je omezena zenerovou diodou D2. Druhý vstup s definovaným prahovým napětím (vývod 6) je připojen na člen $R_{19}C_7$, určující délku výstupního impulsu. Na hlavním výstupu (vývod 3) je odebírán výstupní impuls s definovanou délkou. [12]

Před příchodem spouštěcího impulsu je v počátečním stavu tranzistor T sepnut a kondenzátor C_7 vybit $u_c(0_-) = 0$. Po příchodu spouštěcího impulsu se výstup klopného obvodu dostane do stavu L a tranzistor T se rozepne. Obvod tvořený sériovou kombinací R_{19} , C_7 je připojen na napětí V_{cc} a aplikací MUN dostaneme rovnici [36]

$$R_{19}C_7 \frac{du_c}{dt} + u_c = V_{cc}$$

Řešení je dáno součtem obecného řešení rovnice homogenní a partikulárního řešení rovnice úplné

$$u_c(t) = K \cdot e^{\frac{-t}{RC}} + u_{cp} \quad (12.)$$

Ze spojitosti napětí na kapacitoru plyne počáteční podmínka

$$u_c(0_+) = u_c(0_-) = 0$$

Partikulární řešení dané rovnice představuje stacionární ustálený stav

$$u_{cp} = u_c(\infty) = V_{cc}$$

Dosazením partikulárního řešení a počáteční podmínky do (12.) pro $t = 0_+$ dostaneme $u_c(0_+) = 0 = Ke^0 + V_{cc}$, potom $K = -V_{cc}$

A hledaný průběh na nabíjeném kapacitoru C_7 je pro $t > 0$ [36]

$$u_c(t) = V_{cc} \left(1 - e^{\frac{-t}{R_{19}C_7}} \right) \quad (13.)$$

K překlopení vnitřního klopného obvodu dojde při napětí na kapacitoru převyšší

$$u_c = \frac{2}{3}V_{cc}, \text{ kdy sepne horní komparátor. Po dosazení tohoto napětí do (13.)}$$

dostaneme šířku pulzu MKO [12]

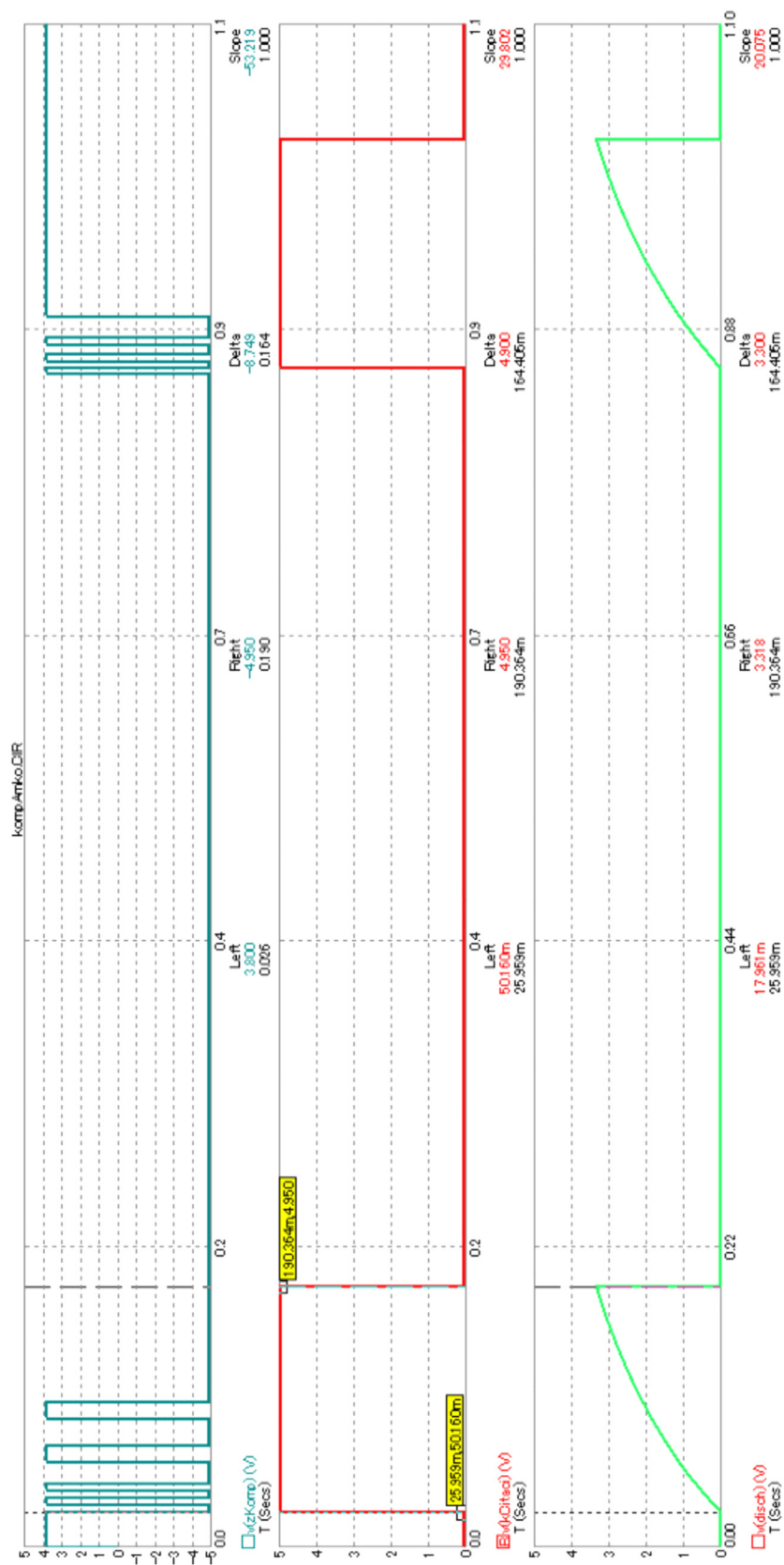
$$T = R_{19} \cdot C_7 \cdot \ln 3 \quad (14.)$$

Ta je při nejvyšší požadované, měřené tepové frekvenci 200 tepů/min. zvolena jako polovina periody tj. 150 ms. Při volbě $C_7 = 1\mu F$ potom

$$R_{19} = \frac{T}{C_7 \cdot \ln 3} = \frac{0.15}{10^{-6} \cdot \ln 3} = 136k\Omega$$

Výsledky simulace MKO jsou uvedeny v Obrázek 3-11.

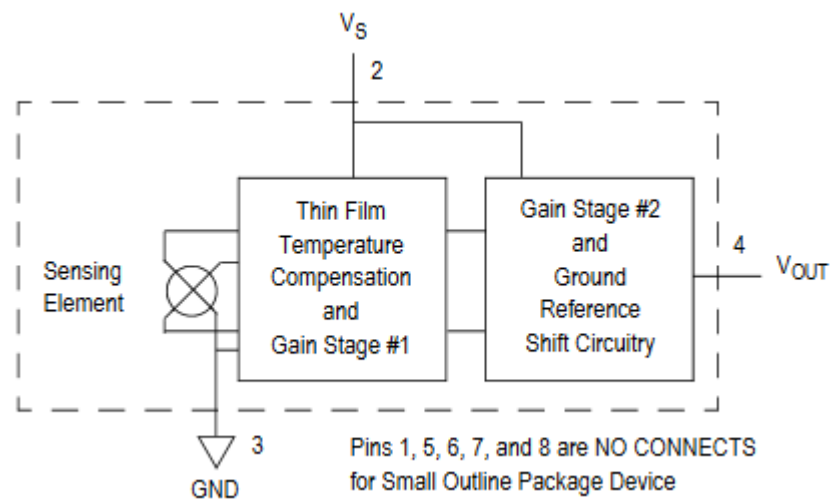
Hlavní výstup časovače je přiveden na vstupní pin čítače v mikrokontroléru. Druhý výstup s pomocným tranzistorem (vývod 7) je rovněž připojen na RC člen a tranzistor T uvnitř časovače slouží k vybíjení kondenzátoru C_7 . Nulovací vstup (vývod 4) je spojen s napájecím napětím. [12]



Obrázek 3-11 Simulace monostabilního multivibrátoru

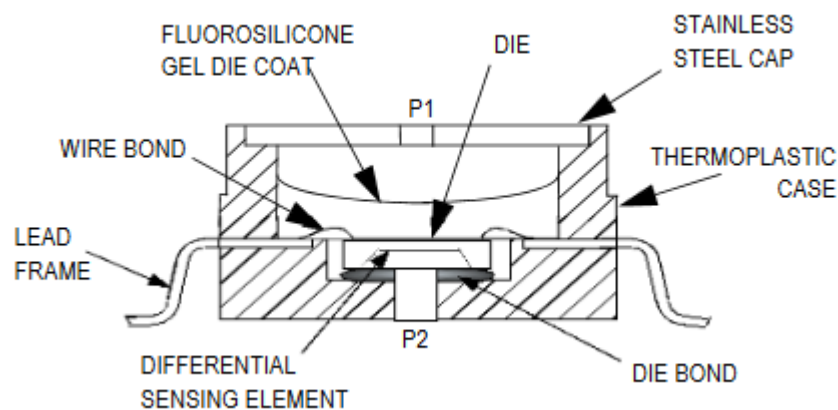
3.3 Pneumatická soustava

Ke snímání tlaku v manžetě je využit teplotně kompenzovaný v rozsahu -40°C to $+125^{\circ}\text{C}$ polovodičový senzor tlaku MP3V5050DP měřící tlak do 50kPa vzhledem k okolnímu tlaku. Jeho blokový diagram je znázorněn na Obrázek 3-12 .



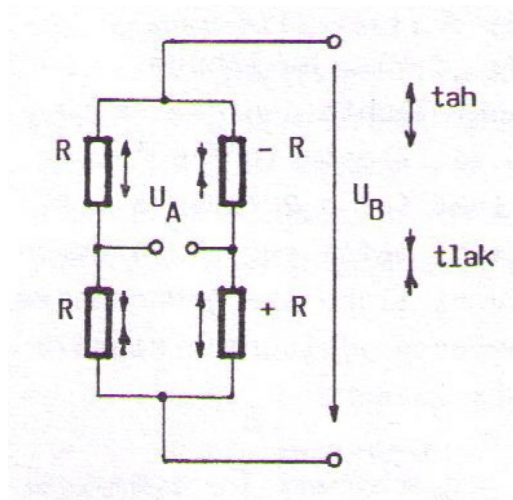
Obrázek 3-12 Blokový diagram obvodu integrovaného na čipu senzoru tlaku [13]

Obrázek 3-13 znázorňuje senzor diferenciálního měřidla na základním čipovém nosiči. Fluoro-silikonový gel izoluje povrch matrice a drátové vazby od okolního prostředí, přičemž umožňuje přenos tlakového signálu do membrány senzoru.



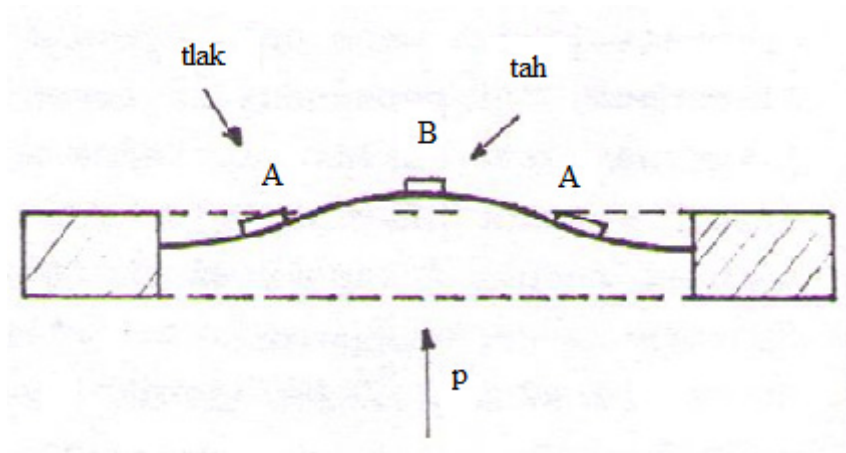
Obrázek 3-13 Řez pouzdem tlakového senzoru [13]

Polovodičový senzor tlaku využívá deformace pružných křemíkových nebo kovových tenkovrstvých vetknutých membrán a nosníků. Křemíkové membrány silné několik μm je možné získat selektivním elektrochemickým leptáním křemíkového substrátu $N - N_{epi}^+$. Vetknuté tenkovrstvé nosníky lze získat lokálním anizotropním odleptáváním křemíkové podložky. Tlakové senzory lze rozdělit do dvou základních skupin na kapacitní a piezodoporové. Základ piezodoporového senzoru tvoří pružné membrány, dnes nejčastěji křemíkové, na kterých jsou umístěny tenzometry. Membrána působí jako tlakový zesilovač. Tyto senzory mají lineární převodní charakteristiku. Hlavním nedostatkem senzorů s křemíkovou membránou je velká teplotní závislost, která musí být kompenzována odporovou kompenzační sítí. K měření se nejčastěji používá čtveřice piezodoporových pásků zapojených do Wheatstoneova můstku. Celkové uspořádání se volí tak, aby dva pásky zapojené v diagonále byly namáhané tahem a druhá dvojice tlakem. Zapojení má výhodu, že užitečné signály se sčítají a rušivé signály (např. teplotní) se kompenzují.



Obrázek 3-14 Zapojení tenzometrickch pásků [32]

Tvar pružných podložek (pružin, membrán) se volí podle účelu použití.



Obrázek 3-15 principiální uspořádání membránového tlakového senzoru [32]

Membránové podložky jsou velmi často používané na měření tlaku. Na obr je principiální uspořádání tlakové membrány. Pro zajištění dostatečné citlivosti při měření tlaků do 500 kPa se v praxi velmi často používá vlnitá membrána kombinovaná s tenzometry. Membránu z klasického materiálu, jako je např. kov, je možné nahradit polovodičovou, nejčastěji se používá křemíková membrána. V membráně jsou difúzí vytvořeny polovodičové tenzometry, které bylo nutné na kovovou membránu lepit. Tento typ senzoru je založen na využití piezodoporového jevu v polovodiči. Použití tohoto principu umožňuje vytvořit miniaturní až subminiaturní senzory, podstatně zlepšit mechanické vlastnosti membrány (hystereze,...), vytvoření většího počtu aktivních piezodoporových prvků na membráně (zvýšení citlivosti), zvětšení frekvenčního rozsahu tlakového senzoru. Technologie výroby křemíkové tenzometrické membrány je obdobná jako technologie pro výrobu integrovaných obvodů. Odpory na křemíkové destičce jsou vytvořeny planárně difúzní technologií. Uspořádání difúzních odporů a povrchové koncentrace difúzní vrstvy jsou voleny optimálně z hlediska citlivosti, teplotní závislosti a linearity. Lineární závislost mezi tlakem působícím na membránu membránou a mechanickým napětím je platný pouze pro malé deformace ve srovnání s tloušťkou membrány. Poměr výchylky středu membrány a tloušťky membrány musí být pro dosažení linearity lepší než 1%, menší než 0,4%.

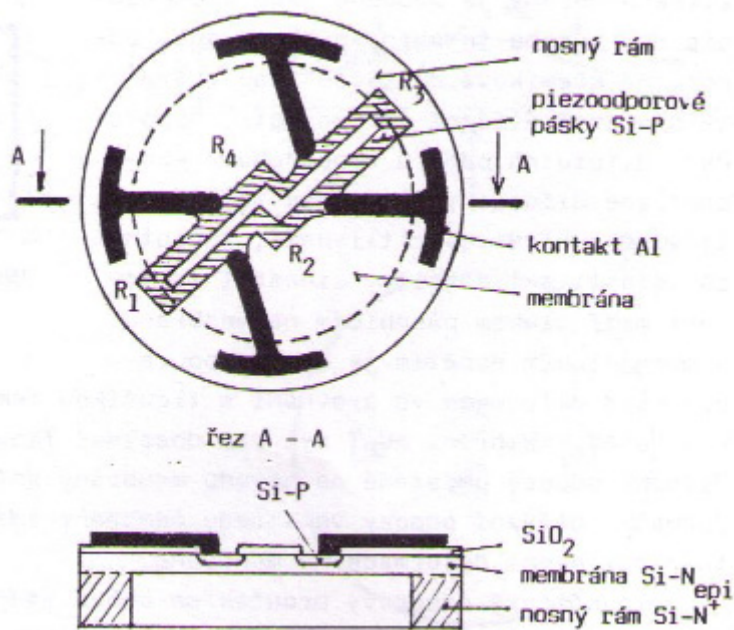
Difúzní odpory umístěné na obvodu membrány snímají převážně poměrnou radiální deformaci, difúzní odpory ve středu membrány snímají deformaci tangenciální. Vyplývá to z rozložení deformace na membráně. Polovodičový odporový proužek se chová stejně jako kovový tenzometr. Podstatně se však liší součinitel deformační citlivosti. V kovovém provedení tenzometrů je součinitel $k = 2$, u polovodičových tenzometrů je $k = 100$ až 150 v kladných i záporných hodnotách (podle typu polovodiče N nebo P). Pro dosažení optimálních parametrů senzoru je nutné, aby poměr délka/šířka polovodičového senzoru byl dostatečně velký. Tohoto se dosahuje tak, že do křemíkové destičky je vyleptaná prohlubeň tvaru kruhu, elipsy, čtverce, obdélníku, atd.. Vyleptání je provedeno na tloušťku 1 až 25 μm (i více) podle tlakového rozsahu. Tato tenká vrstva polovodiče vytváří vlastní membránu, ve které je vytvořený potřebný počet tenzometrů. Při deformaci kovu se na změně odporu podílí především změna geometrie. U polovodičů je nutné počítat při jeho namáhání s výraznou změnou elektrické vodivosti. Hookův zákon udává závislost mezi mechanickým prodloužením ε v pevném tělese a mechanickým napětím σ . Monokrystalický křemík je anizotropní, jeho fyzikální vlastnosti jsou tedy vzhledem ke krystalografickým osám závislé na směru. Lze tedy ovlivňovat celkovou piezoodporovou změnu odporů dílčích tenzometrů v membráně ve velikosti i ve znaménku závislostí na směru. Pro závislost poměrné změny odporu na poměrné změně deformace polovodičového tenzometru platí

$$\frac{\Delta R}{R} = C_1 \varepsilon_1 + C_2 \varepsilon_1^2 + C_3 \varepsilon_1^3$$

Koeficienty C_1 , C_2 , C_3 jsou závislé na odporu tenzometru. Pro popis obvykle postačují dva členy rovnice. [32]

Mezi základní výhody křemíku jako deformačního členu patří platnost Hookova zákona v širokém rozmezí deformací (až do $\varepsilon_1 = 0,01$). Další výhodou je minimální hystereze, dobře snáší vysoké teploty a není chemicky příliš reaktivní. Senzory se vyrábějí většinou s kruhovou membránou, ve které jsou vytvořeny tenzometry jednoduchých tvarů. Křemíkové piezoodporové pásky jsou velmi křehké, a proto se nejčastěji připravují monolitickou technologií. Křemíková podložka se používá jako pružný element a zároveň jsou v ní vytvořené piezoodpory. Odporové elementy v můstkovém zapojení připravené současně v jednom technologickém cyklu mají

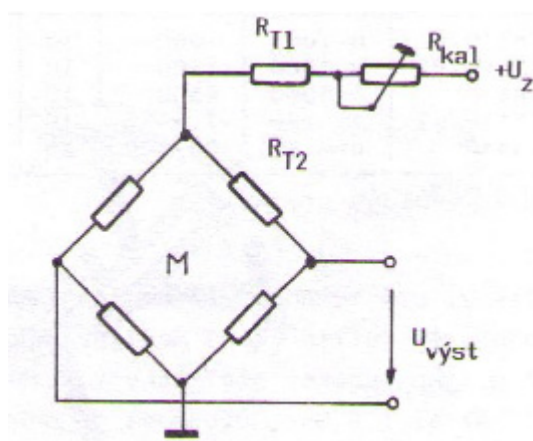
velmi podobné odporové hodnoty a téměř stejnou mechanickou citlivost. Piezoodporové elementy jsou v membráně umístěné radiálně nebo tangenciálně, je výhodné používat křemík typu N orientovaný v rovině /111/. Piezoodporový jev v této rovině nezávisí na orientaci odporového elementu, v rovině/100/ je však větší stabilita citlivosti. Příklad konstrukce tlakového piezoodporového senzoru s Si membránou fy Philips je na obr. Aktivní část membrány je uvnitř čárkovaného kruhu. Membrána je paralelní k rovině /111/. Difúzní odpory mají stejný odpor a stejný počet a tvar pravoúhlých ohybů.



Obrázek 3-16 Křemíkový membránový tenzometr s difundovanými piezoodporami [32]

Velmi tenké křemíkové membrány je možné vyrábět selektivním elektrochemickým táním vysoce dotované křemíkové podložky N⁺ s nízkodotovanou epitaxní vrstvou a povrchu. Epitaxní vrstva určuje sílu membrány. Piezoodporové pásky je možno nořit v epitaxní vrstvě plenární technologií před vytvarováním membrány. Křemík při pokojových teplotách plastický a proto se monokrystalické křemíkové desky lámou ihned po překročení meze pružnosti. V senzorech je třeba tomuto překročení meze pružnosti zabránit vhodnými podložkami, které slouží jako dorazy pro membránu před překročením dovolené deformace. Vakuovým spojením křemíkové membrány s nosným kroužkem s druhou křemíkovou destičkou (bez membrány) a

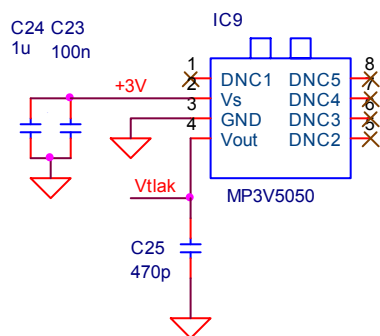
vyčerpáním vytvořením dutiny, získáme měřič absolutního tlaku. I přes integraci pásků na společném substrátu není odporový můstek bez působení mechanického napětí vyvážený. Existuje chyba nuly vyvolaná drobnými technologickými nepřesnostmi. Chybu nuly je nutné kompenzovat. Tlaková závislost výstupního signálu monolitického tenzometru v můstkovém zapojení se odchyluje od přímkové závislosti pouze asi o 0,5% maximální hodnoty. Při velkých tlacích vzniká chyba tím, že průhyb membrány je velký ve srovnání s její tloušťkou. Změna odporu piezoodporů se nejlépe vyhodnocuje měřením napětí nebo proudu na výstupu můstku pomocí číslicových měřících přístrojů. V případě, kdy elektrický signál je malý, je nutné signál nejprve zesílit. Protože polovodičové materiály, z nichž jsou vyrobeny senzory, mají velkou hodnotu teplotních koeficientů odporu, je nutné provádět teplotní kompenzaci. Nejběžnější způsob teplotní kompenzace je přidání teplotně závislých odporů R_{T1} a R_{T2} do můstkového obvodu. [32]



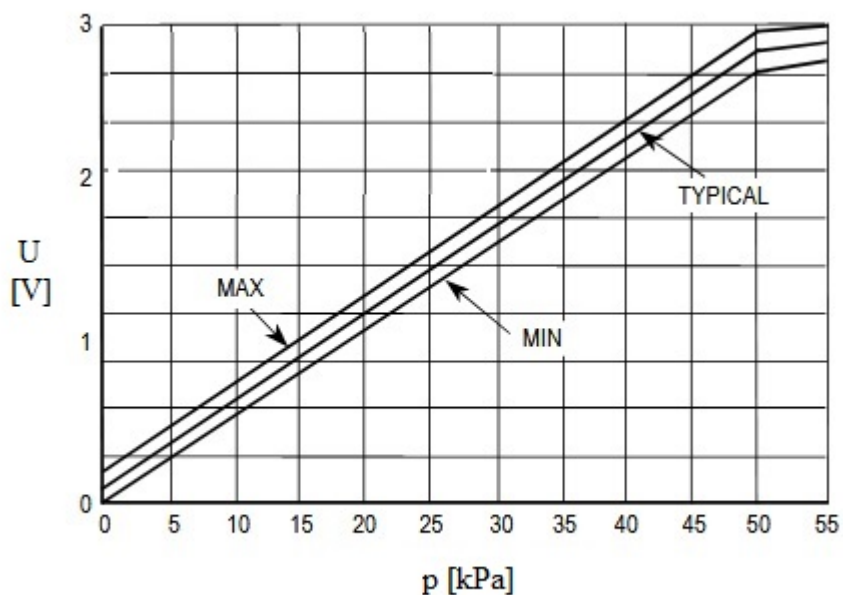
Piezoresistivní převodník řady MP3V5050 je monolitický, křemíkový, tlakový senzor navržený pro širokou škálu aplikací, ale zejména pro ty, které používají mikrokontrolér nebo mikroprocesor s A / D vstupy. Tento převodník kombinuje pokročilé techniky souběhu, metalizaci na tenkém filmu a bipolární zpracování, aby poskytl přesný analogový výstupní signál na vysoké úrovni, který je úměrný aplikovanému tlaku.[13]

Tabulka Parametry tlakového senzoru MP3V5050

P[kPa] pm[kPa] I 7[mA] Uvyst[mV] nelinear[%] hyster[%] chyba ± 1.25 (kPa) max



Obrázek 3-17 Doporučené blokování napájení a filtrování výstupu [13]



Obrázek 3-18 Převodní charakteristika senzoru tlaku při napájení 3V v teplotním rozsahu 0 až 80°C [13]

Převodní funkce je dána vztahem

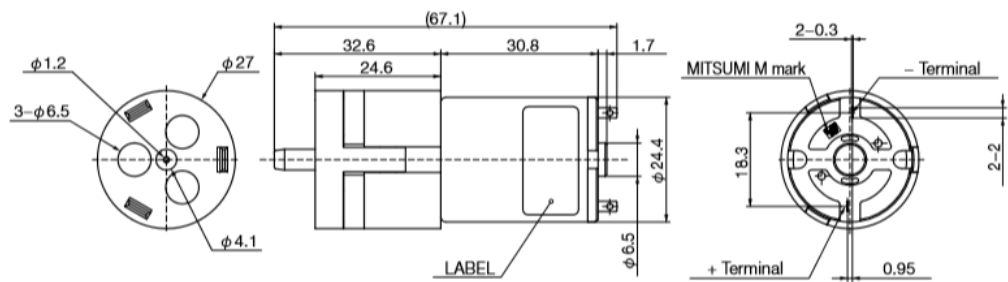
$$U = V_s \cdot (0,018 \cdot p + 0,04) \pm \text{ERROR} \quad (15.)$$

při napájení 3V v teplotním rozsahu 0 až 80°C. [13]

Hodnotě tlaku 300 mmHg odpovídá tlak 39.99 kPa. [14]

Výstup ze senzoru tlaku je přiveden na vstup 12-ti bitového A/D převodníku v mikrokontroléru. Referenční hodnota A/D převodníku je připojena na napájení 3V.

K vytvoření požadovaného tlaku v manžetě je užito membránové čerpadlo Mitsumi MAP-AM-265. Membránové čerpadlo je objemové čerpadlo, kde mechanická energie pohonu se přímo mění na tlakovou energii kapaliny, kinetická energie kapaliny je přitom nepatrná. Kapalina se přemísťuje prostřednictvím vytlačného tělesa (píst, plunžr, membrána, ozubená kola, lamely, šroub atd.). [21]



Unit : mm



Obrázek 3-19 Čerpadlo Mitsumi MAP-AM-265 [23]

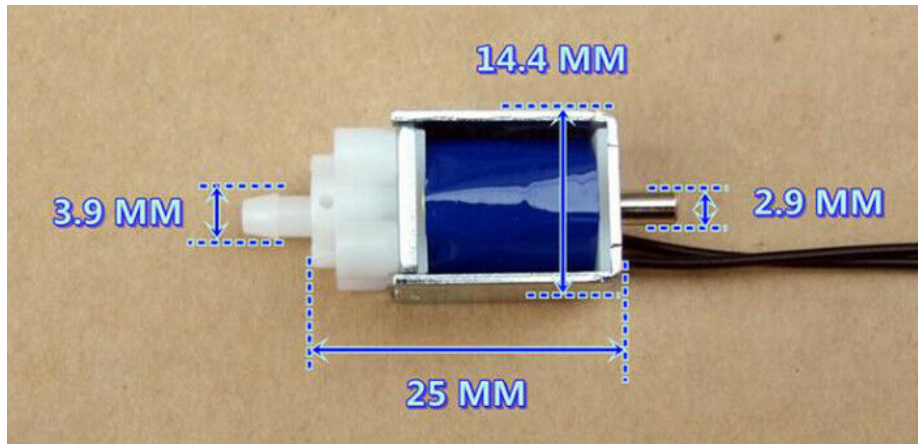
Membránové čerpadlo používá kombinaci vratného působení gumové, termoplastické nebo teflonové membrány a vhodných ventilů na obou stranách membrány (zpětný

ventil, klapkové ventily, klapkové ventily). nebo jakékoli jiné formy uzavíracích ventilů) k čerpání kapaliny. Existuje více typů membránových čerpadel:[22]

- Čerpadla, ve kterých je membrána utěsněna jednou stranou v čerpané kapalině a druhou ve vzduchu nebo hydraulické kapalině. Membrána je ohnutá, což způsobuje zvětšení a zmenšení objemu komory čerpadla. Dvojice zpětných ventilů brání zpětnému proudění kapaliny.
- Čerpadla, která používají objemový pozitivní posun, kde hlavní hnací ústrojí membrány je elektromechanické, pracuje přes klikový nebo převodový motorový pohon nebo je čistě mechanické, jako je páka nebo rukojeť. Tento způsob ohýbá membránu jednoduchým mechanickým působením a jedna strana membrány je otevřená vzduchu.
- Čerpadla, kteří používají jednu nebo více neuzavřených membrán s kapalinou, která má být čerpána na obou stranách. Membrána (membrány) jsou znovu ohnuty, což způsobuje změnu objemu.

Když se zvětší objem komory některého typu čerpadla (membrána se zvedne), tlak se sníží a tekutina se vtáhne do komory. Když se tlak v komoře později zvýší ze sníženého objemu (membrána se pohybuje dolů), tekutina dříve vtažená je vytlačena ven. Nakonec membrána pohybující se nahoru znovu vtáhne tekutinu do komory a dokončí cyklus. Tato akce je podobná akci válce u spalovacího motoru. Membránová čerpadla zajišťují hermetické utěsnění mezi hnacím mechanismem a kompresní komorou, což umožňuje čerpadlu přenášet, stlačovat a evakuovat médium bez maziva. Elastomerní membrána může být použita jako univerzální dynamické těsnění, které odstraňuje mnoho omezení zjištěných jinými způsoby těsnění. Neunikají, nabízejí malé tření a mohou být konstruovány pro citlivost na nízký tlak. Se správným ohledem na materiál mohou membrány utěsnit široký rozsah tlaků a teplot bez nutnosti mazání nebo údržby.[22]

K uzavření pneumatické soustavy při napouštění je užit elektromagnetický ventil model JQF1418-002 s nominálním napětím 3V, s proudem v sepnutém stavu 180mA, schopný zadržovat vzduch o tlaku 0-350mmHg, dle informací prodejce.

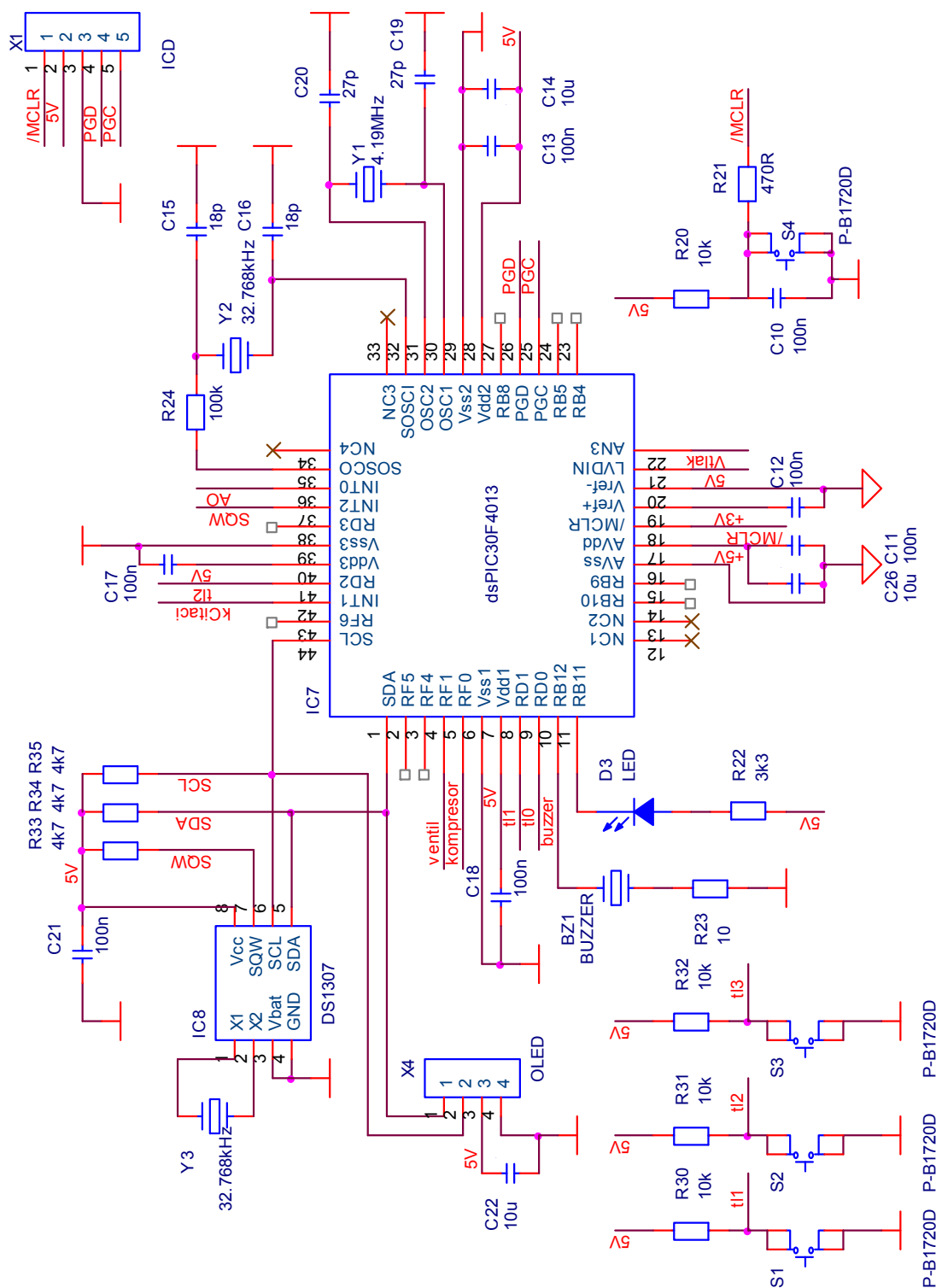


Obrázek 3-20 Elektromagnetický ventil

Solenoidové ventily se široce používají jako regulačními prvky. Jsou jednoduché z hlediska konstrukce, robustní a relativně levné na výrobu. Z těchto důvodů je lze nalézt v mnoha průmyslových a domácích přístrojích, u kterých je vyžadován omezený zdvih, mechanické pohyby zapnuto / vypnuto. Solenoidy se běžně používají ve formě elektrických stykačů v relé, ventily kapalina-plyn a spínání lineárně-rotačních pohybových zařízení.[24]

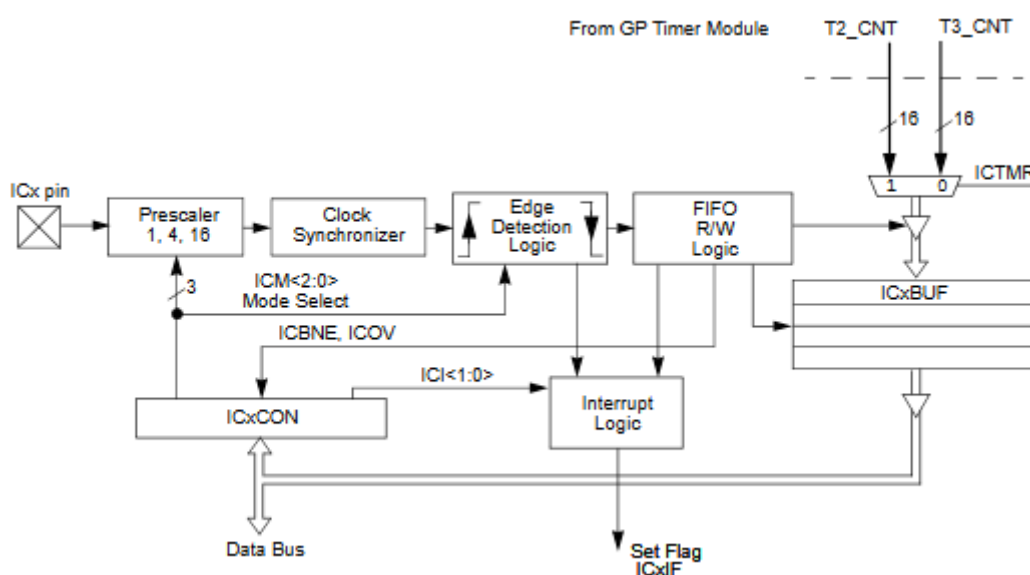
3.4 Řídící část

Elektronický měřič TK je řízen mikrokontrolérem dsPIC30F4013.



Obrázek 3-21 Řídící část měřiče TK

Procesor dsPIC30F4013 obsahuje rozsáhlé funkce digitálního signálového procesoru (DSP) s vysoce výkonnou 16-bitovou architekturou mikrokontroléru (MCU). Jádru obsahuje 24-bitové instrukční slovo. Program Counter (PC) je široký 23 bitů. Datový prostor je 64 kB (32k slov) a je rozdělen do dvou bloků, označovaných jako datová paměť X a Y. DSP podpora výrazně zvyšuje základní aritmetickou schopnost a propustnost. Je vybaven vysokorychlostním 17-bitovou x 17-bitovou násobičkou, 40-bitovou ALU, dvěma 40-bitovými saturačními akumulátory a 40-bitovým obousměrným posuvným registrem. Programátorský model sestává z 16-ti 16-bitových pracovních registrů (W0 až W15), dvou 40-bitových akumulátorů (AccA a AccB), registru STATUS (SR), registru stránek tabulky údajů (TBLPAG), Registr stránek pro viditelnost programového prostoru (PSVPAG), registry DO a REPEAT (DOSTART, DOEND, DCOUNT a RCOUNT) a počítadlo programů (PC). Pracovní registry mohou fungovat jako datové, adresové nebo ofsetové registry. Všechny registry jsou mapovány do paměti. W0 funguje jako W registr pro adresování registrů souborů. [16]



Obrázek 3-22 Blokový diagram jednotka input capture [16]

Ke stanovení tepové frekvence dochází čítáním času příchodu prvního Korotkova zvuku a posledního jednotkou input capture. Perioda Korotkových zvuků je určena jejich rozdílem a podělením počtem zvuků. Frekvence je převrácená hodnota periody.

Zobrazení naměřených hodnot je na OLED. Ke komunikaci s displejem mikrokontrolér využívá sběrnici I2C. Na PCB připojený přes dutinkovou lištu BL804G



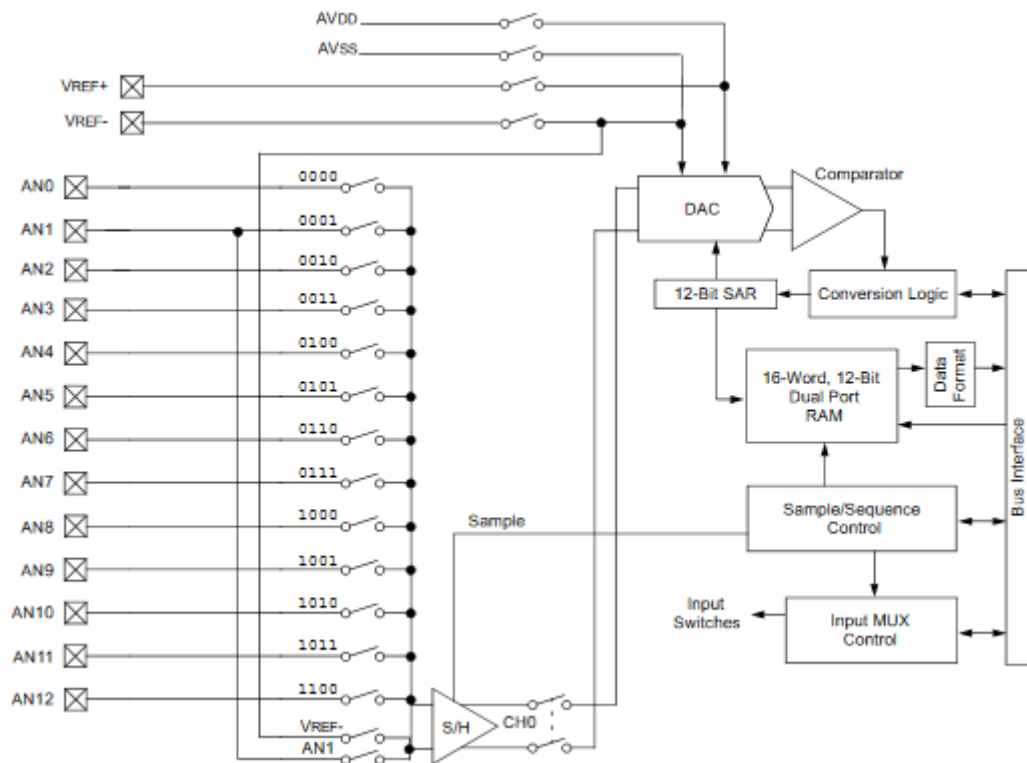
Obrázek 3-23 OLED I2C Displej 128x32 0,91" [25]

Tento OLED pochází z příslušenství k Arduino. Jeho rozměr je 0,91 palce, která je ale dostačující pro menší množství informací. Rozlišení tohoto displeje je 128 x 32 pixelů a o řízení celého displeje se stará obvod SSD1306, který komunikuje po rozhraní I2C. Tento typ může mít bílé nebo modré podsvícení a pro jeho napájení lze použít napětí v rozsahu 3,3 až 5 Voltů. Co se týká proudového odběru, tak výhodou OLED displeje je to, že spotřeba se zvyšuje s počtem rozsvícených bodů, a maximální odběr se pohybuje okolo 20 až 30 mA při napájení 5 Volty. Rozměry tohoto modulu jsou 38 x 12 mm. [25]

Zvuková signalizace je vydávána prostřednictvím piezoměniče BZ1. V sérii s piezoelektrickým měničem je zapojený rezistor R23. Ten ovlivňuje, jak hlasitost, tak i zabarvení zvuku vyráběného tónu a současně omezuje výstupní proud. [12]

Membránový kompresor, resp. ventil je spínán přes tranzistor T₁, resp. T₂ viz. Příloha 1. Diody D₄ a D₅ chrání proti napěťovým špičkám, vznikajících v cívce po skončení proudového pulzu. Pro přesnější měření je vhodnější pomalé vypouštění manžety.

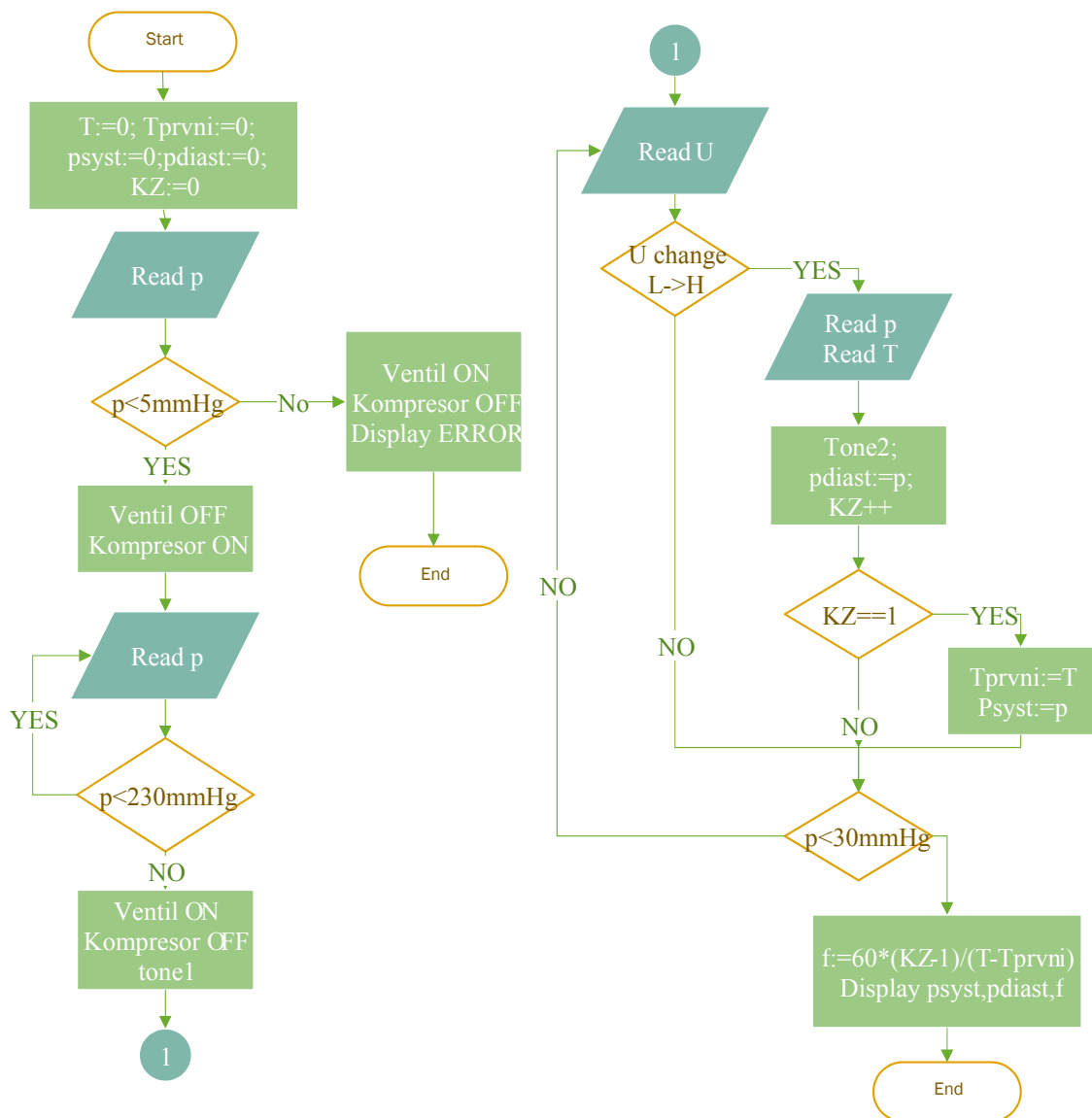
K ovládání jsou použita tlačítka T1₁, T1₂, T1₃. Zákmity jsou ošetřeny softwarově.



Obrázek 3-24 Blokový diagram 12-bitového A/D převodníku [16]

Analogový signál ze senzoru tlaku je přiveden na vstup 12-bitového A/D převodníku. Ten má referenční hodnotu připojenou na 3V napájení senzoru tlaku.

Pro přesnější měření hodnoty tlaku v manžetě je vhodnější pomalé vypouštění manžety. Hodnotu tlaku je třeba upravit konstantou v důsledku časového posuvu mezi začátkem turbulentního proudění a jeho detekcí v podobě indikace Korotkových zvuků, které jsou signalizovány náběžnou hranou do čítače v MCU.



Obrázek 3-25 Vývojový diagram činnosti mikrokontroléru

3.5 Napájení

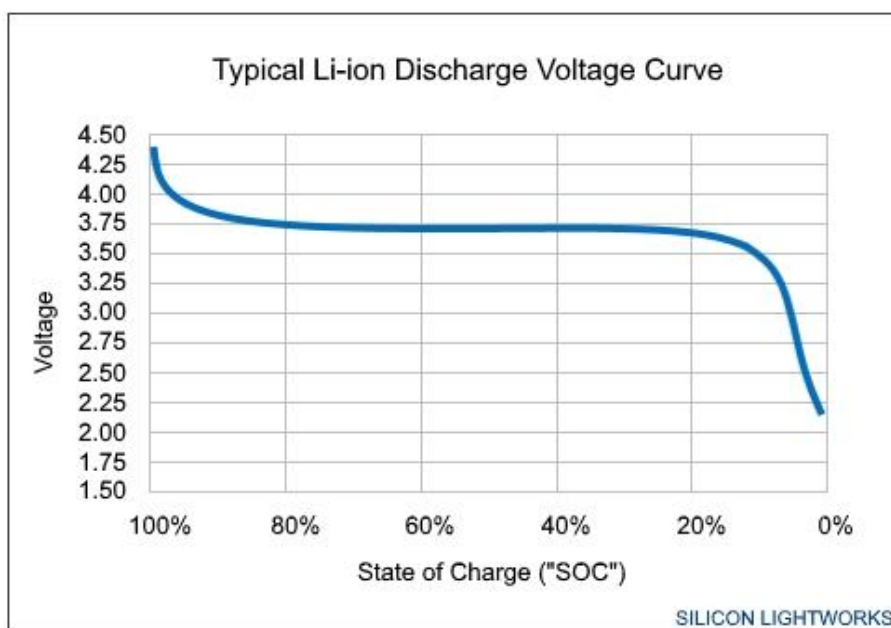
Zařízení je napájeno z akumulátoru. Akumulátor je k napájeným obvodům připojeny přes spínač a pojistku. Při výběru typu akumulátorů bylo vybíráno z možnosti, buď v zapojení 4 článků 1.2V NiMH v sérii, nebo jednoho akumulátoru 3.6V Li-Ion. Pro vytvoření napájecího napětí 5V je užit spínaný zdroj. Ten je tvořen obvodem LT1107 v zapojení boost při napájení z akumulátoru 3.6V Li-ION, při napájení ze 4 článků 1.2V NiMH by bylo třeba užít zapojení sepic.

Byl zvolen Li-Ion akumulátor v porovnání s NiMH. Základní výhodou je vyšší energetická hustota Li-Ion akumulátoru je 150–200 Wh/kg [17] oproti 70 Wh/kg u NiMH akumulátoru [18]. Dále je u nich i nižší samovybití než u většiny ostatních akumulátorů, princip nabíjení je jednoduchý a dobíjení je možné provádět v jakémkoliv okamžiku (stavu vybití) bez negativního vlivu na výkony akumulátorů. [17]

3.5.1 Li-Ion akumulátor

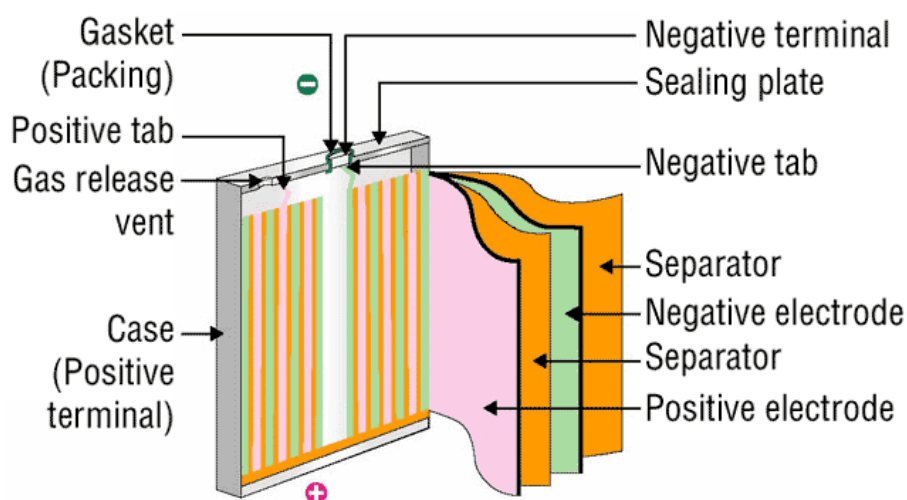
Lithiové akumulátory jsou akumulátory s bezvodým elektrolytem, využívající pro kladnou elektrodu lithium-kobalt oxid (LiCoO_2), lithium-mangan oxid ($\text{Li}_x\text{Mn}_2\text{O}_4$), lithium-nikl dioxid (LiNiO_2) a další, například lithium-vanad oxid (LiV_2O_5). Elektrolytem je nejčastěji lithium hexafluorofosfát, LiPF_6 , v nepolárním organickém rozpouštědle a záporná elektroda je vyrobena z uhlíkového materiálu. Ionty lithia se při nabíjení přesouvají z kladné elektrody na zápornou. Zásadním rozdílem oproti jiným typům akumulátorů je, že ionty lithia pouze interkalují do struktury záporné elektrody. To znamená, že v podstatě neprobíhá chemická reakce a je tak dosaženo velmi dlouhé životnosti bez velkých změn ve výkonech akumulátoru. Dalším rozdílem je vyšší jmenovité napětí, které u lithium-iontových (Li-Ion) akumulátorů dosahuje 3,6–3,7 V na článek. Energetická hustota je vyšší než u ostatních typů akumulátorů z velké části právě kvůli vyššímu napětí. Vybíjecí napěťová křivka je relativně plochá, což je výhodné, protože napájené zařízení má po dlouhou dobu téměř konstantní vstupní napětí, na druhou stranu je obtížnější zjistit stav nabití z napětí akumulátoru. [17]

Lithiové akumulátory jsou velice náchylné na přebíjení a podvybití, proto většina baterií musí obsahovat řídicí elektronické obvody. Při poklesu napětí při vybití pod povolenou mez dochází k trvalému zničení akumulátorové baterie. [20]



Obrázek 3-26 Typická vybíjecí charakteristika Li-Ion akumulátoru [19]

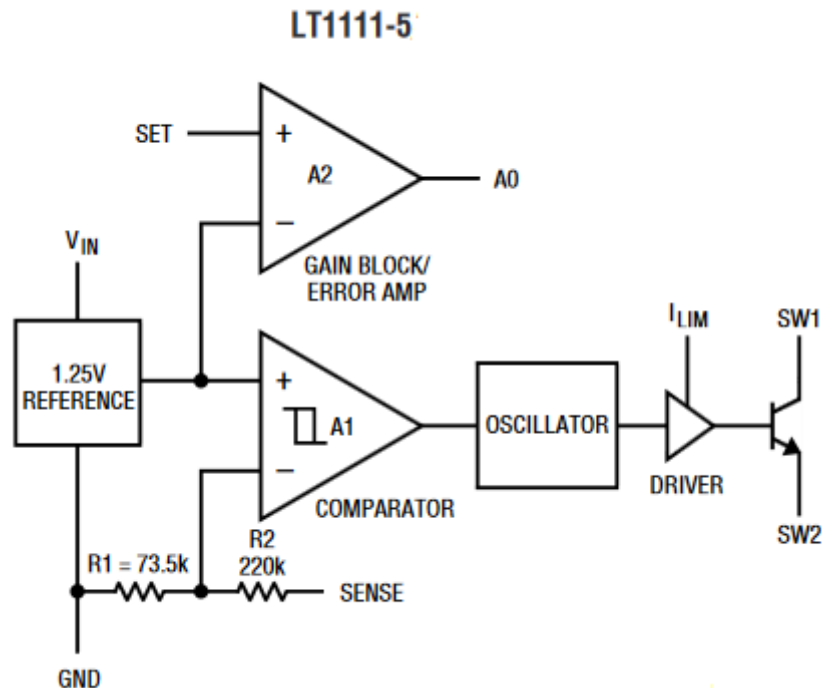
Zde užitým typem lithiových akumulátorů jsou lithium-iontové (Li-Ion) články s kapalným elektrolytem, ve formě válcových článků, kde jsou elektrody svinuty po obvodu článku. Nabíjecí napětí je 4,2 V na článek, jmenovité 3,6 V. Velikost článku je „18650“ = 18 mm průměr, 65 mm délka. Struktura takového akumulátoru je na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** Plášť těchto akumulátorů je kovový, s tlakovou pojistkou pro případ přebití a úniku plynů. Tyto akumulátory jsou proto relativně bezpečné a mechanicky odolné. [17]



Obrázek 3-27 Struktura Li-Ion akumulátoru [17]

3.5.2 Spínaný zdroj

Zdůvodu nízké spotřeby 320 μA a spínacího kmitočtu 72kHz, který je řádově mnohem vyšší než kmitočty spektra Korotkových zvuků, byl zvolen obvod LT1111-5, který obsahuje i detektor podpětí.

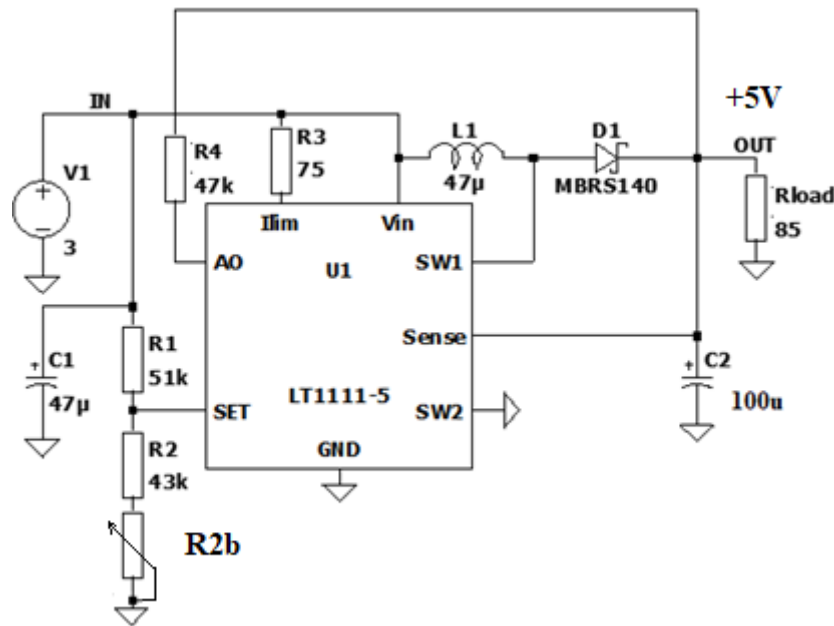


Obrázek 3-28 Blokové schéma obvodu LT1111-5 [15]

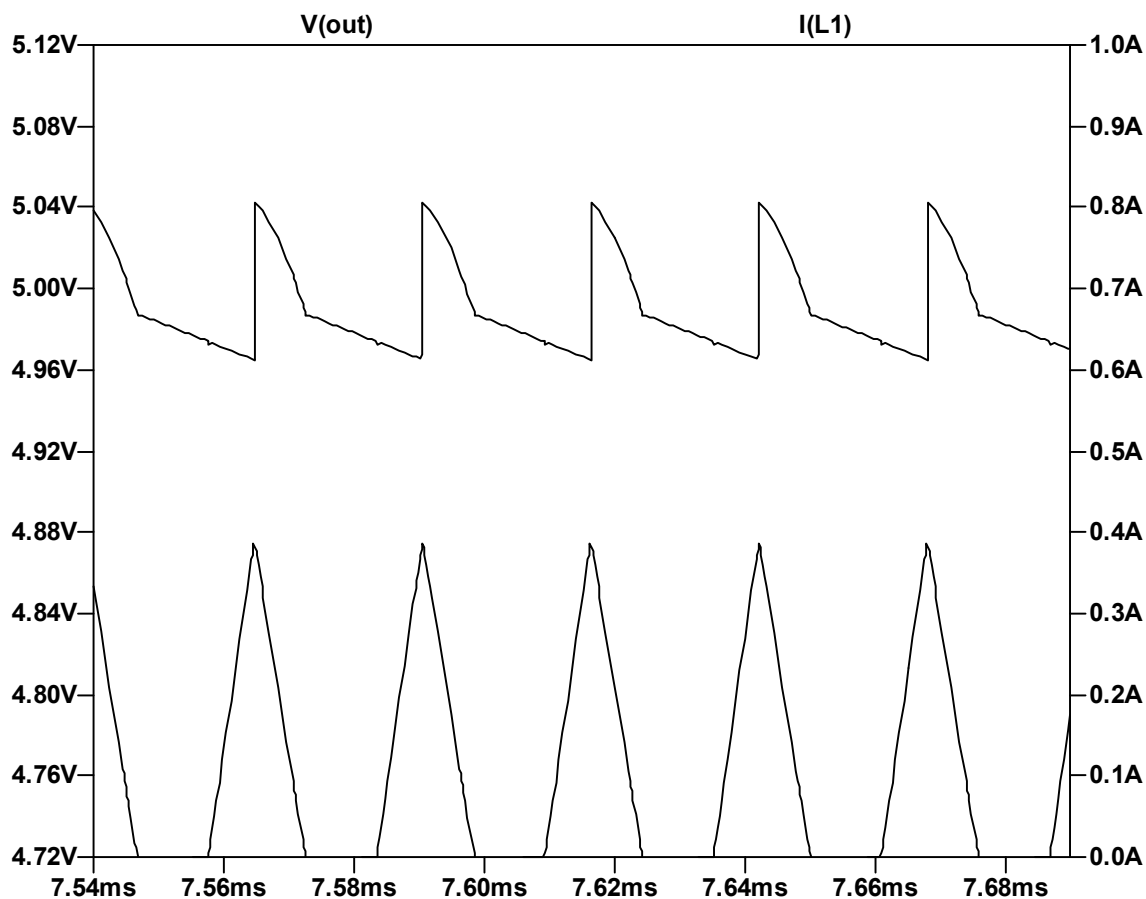
LT1111-5 je oscilátorem hradlovaný spínač. Tato architektura má velmi nízký napájecí proud, protože spínač je cyklován, když napětí zpětnovazebního pinu klesne pod referenční napětí. Komparátor A1 porovnává zpětnovazební (FB) pinové napětí s referenčním signálem 1,25V. Když FB klesne pod 1,25 V, A1 zapne oscilátor 72 kHz. Ovladač zesilovače zvyšuje úroveň signálu, aby řídil výstupní spínač NPNpower. Akce cyklického přepínání zvyšuje výstupní napětí a napětí FB pinů. Když je napětí FB dostatečné pro vypnutí A1, oscilátor je vypnut. Hystereze zabudované do A1 zajišťuje stabilitu smyčky bez vnější kompenzace frekvence. Když je výstup komparátoru nízký, oscilátor a všechny vysokonapěťové obvody se vypnou, sníží se klidový proud zařízení na pouhých 300 μA . Oscilátor je nastaven interně na 7 μs ON time a 7 μs OFFtime, což optimalizuje zařízení pro obvody, kde V_{OUT} a V_{IN} liší zhruba 2-krát. Kombinace

vysokého pracovního cyklu a funkce proudového limitu umožňuje nepřetržitý provoz v mnoha aplikacích a zvyšuje dostupný výstupní výkon. [15]

Blok A2 může sloužit jako detektor slabé baterie. Záporný vstup A2 je 1,25V reference. Oddělovač rezistorů z VIN na GND, se středovým bodem připojeným na kolík SET, poskytuje vypínací napětí v aplikaci detektoru s nízkou baterií. AO může klesnout 300 uA (použijte odpor 22 k odporu až 5 V). Odpor připojený mezi pin ILIM a VIN nastavuje maximální spínací proud. Když spínací proud překročí nastavenou hodnotu, spínací cyklus se předčasně ukončí. Pokud není použit limit, měl by být ILIM svázán přímo s VIN. Zpoždění propagace obvodem proudového limitu je přibližně 1 μ s. Ve zvýšeném režimu je emitor spínače (SW2) připojen k zemi a kolektor spínače (SW1) pohání induktor; v režimu snižování je kolektor připojen k VIN a emitor řídí induktor. LT1111-5 ma na čipu nastavovací odpory pro pevné výstupy 5V. Pin 8 u pevných verzí by měl být připojen k výstupu. Nejsou potřeba žádné externí odpory. [15]



Obrázek 3-29 Schéma zapojení spínaného zdroje [15]



Obrázek 3-30 Průběh proudu na spínači SW1 a výstupní napětí U_{out}

Tabulka 2 Zatížení spínaného zdroje

	[mA]
3V větev	15
-5V větev	4
5V větev	35

Požadavky na velikost indukčnosti tlumivky: [28]

- Energie akumulovaná v tlumivce v rámci jednoho pracovního cyklu měniče musí být o něco větší, než je nutné k pokrytí požadavků plynoucích z předpokládané maximální hodnoty zátěže připojené na výstup impulsního zdroje a to za

nejhorších podmínek, tj. nejmenší předpokládaná hodnota vstupního napětí zdroje pro akumulátor Westinghouse je to 2.75V. [29]

- Proud tlumivkou při sepnutém spínači nesmí překročit maximální povolenou hodnotu pro obvod LT1111, který je 1.5A [15]
- Při provozu nesmí dojít k nasycení jádra tlumivky.

$$P_L = (U_{výst} + U_D - U_{vst}) \cdot I_{výst} \quad (16.)$$

$$P_L = (5V + 0.55V - 2.75V) \cdot 60mA = 0.168W$$

Energie požadována od tlumivky na jeden cyklus musí být rovna, nebo větší než

$$\frac{P_L}{f_{osc}} = \frac{0.168W}{72kHz} = 2.33 \cdot 10^{-6}J$$

Odpor sepnutého spínače LT1111 je 0.8Ω [15] a odpor tlumivky je 0.35Ω . Maximální proud tlumivkou $47 \mu H$ na konci spínací doby $7 \mu s$ bude:

$$I_L = \frac{U_{vst}}{R_{ekv}} \left(1 - e^{-\frac{R_{ekv} \cdot t}{L}} \right) \quad (17.)$$

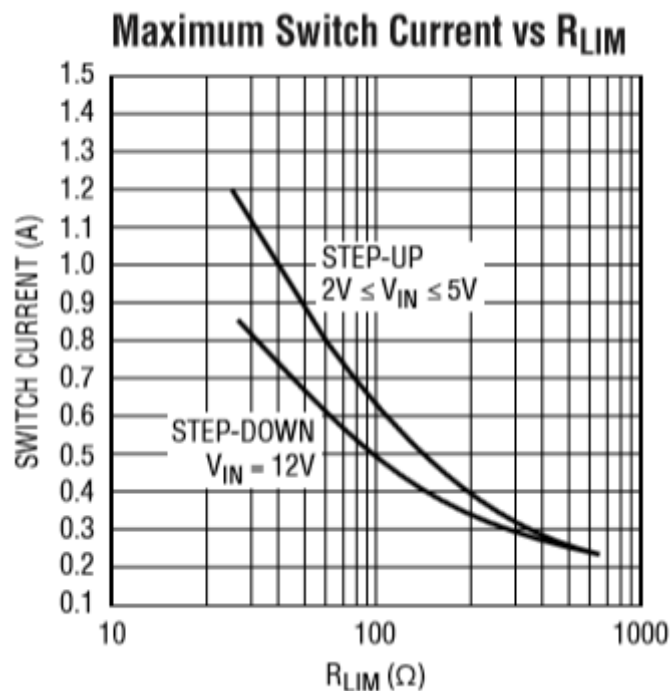
$$I_L = \frac{2.75}{1.15} \left(1 - e^{-\frac{1.15 \cdot 7 \cdot 10^{-6}}{47 \cdot 10^{-6}}} \right) = 0.376A$$

Energie v tlumivce na konci spínací doby:

$$E_L = \frac{1}{2} L \cdot I_{špič}^2 \quad (18.)$$

$$E_L = \frac{1}{2} \cdot 47 \cdot 10^{-6} \cdot (0.376)^2 = 3.33 \cdot 10^{-6}J$$

V našem případě platí $E_L > \frac{P_L}{f_{osc}}$, proto bude tlumivka v obvodu správně pracovat. [28]



Obrázek 3-31 Maximální spínací proud v závislosti na R_{LIM} [15]

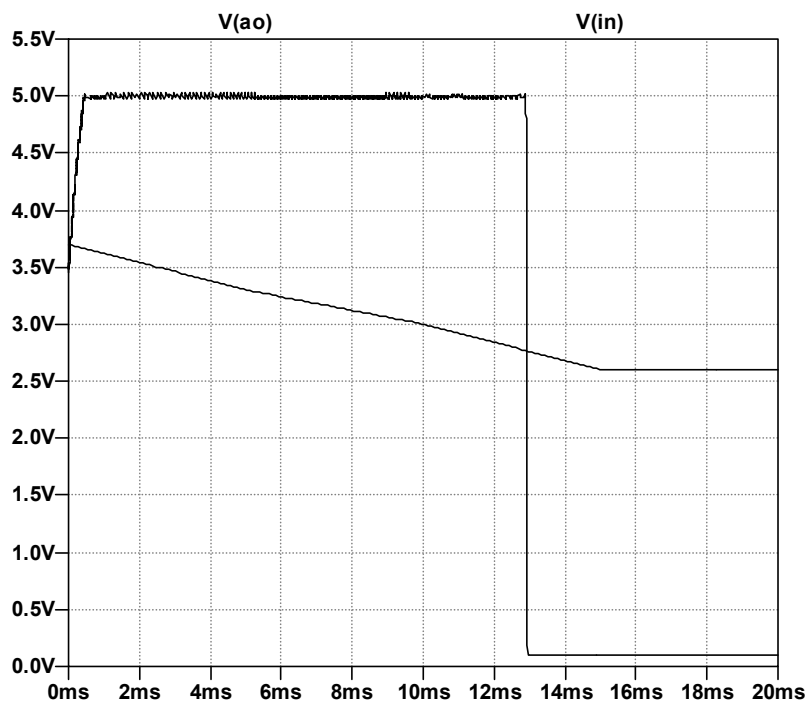
Z grafu na Obrázek 3-31Obrázek 3-31 odpovídá maximálnímu spínacímu proudu tlmivkou L1 0.75A hodnota rezistoru R_{lim}=75Ω.

Při výpočtu děliče pro obvod detekce nízkého napětí protéká do svorky SET proud maximálně 300nA [15] . Vstupním napětím děliče z rezistorů R1 a R2 je napětí akumulátoru. Pro výpočet je uvažováno napětí vybitého akumulátoru V_{cut-off}=2.75 V. [29] Pokud je akumulátor vybit, tak na výstupu děliče je právě 1.25V . To je napětí vnitřního referenčního zdroje napětí obvodu LT1107. Proud děličem je 100I_{set}, tedy 30μA. Celkový odpor děliče bude:

$$R_1 + R_2 = \frac{2.8V}{30 \cdot 10^{-6}} = 93.3k\Omega$$

Napětí na děliči: $1.25V = \frac{R_2}{R_1+R_2} \cdot 2.8V$ z toho R₂=41.7 kΩ a R₁=51.7kΩ.

Výstup detektoru podpětí AO je s otevřeným kolektorem, přes který je možné odebrat výstupní proud 300 μA.[28] Ten je připojen na vstupní pin mikrokontroléru. Simulace detekce podpětí je zobrazena v Obrázek 3-32Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..



Obrázek 3-32 Simulace podpětí u detektoru spínaného zdroje

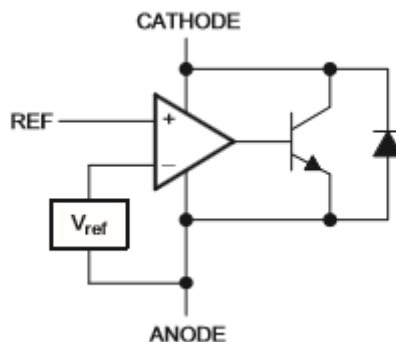
Zvlnění výstupního napětí při výstupním kondenzátoru $100\mu\text{F}/10\text{V}$ a $\text{ESR}=0.065\Omega$ vychází v simulaci na $U_{\text{outp-p}} = 80\text{mV}$. Příčinou zvlnění je nabíjení a vybíjení kondenzátoru C2, úbytek napětí na sériovém ztrátovém odporu ESR C2 a zesílení vnitřního komparátoru.[30]

3.5.3 Teplotně kompenzovaný zdroj 3V

Pro teplotně kompenzovaný zdroj 3V je užitá napěťová reference TL431bcd.

S $I_{\text{KAmin}}=0.6\text{mA}$ $V_{\text{ref}}=2.495\text{V}$, $I_{\text{ref}}=2\text{uA}$ [27]

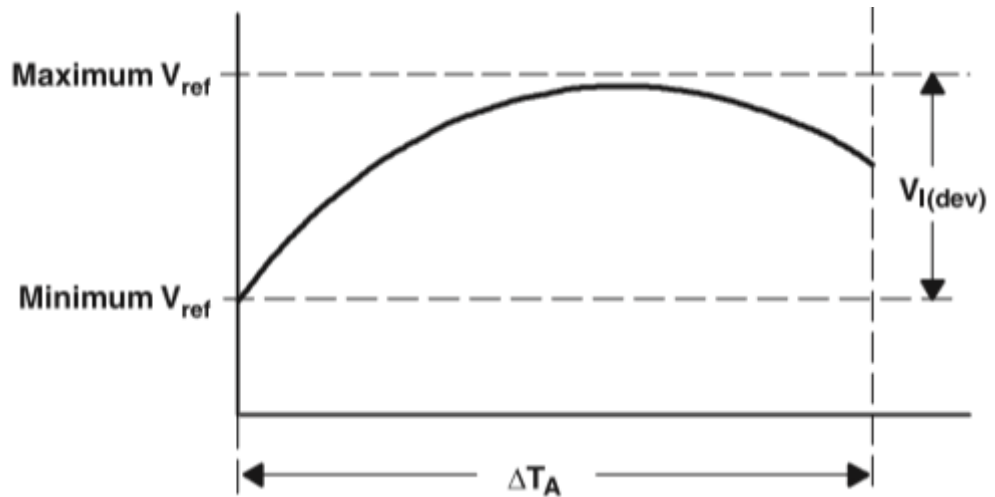
Obvod TL431 je třípinový nastavitelný regulátor se specifikovanou tepelnou stabilitou v použitelných automobilových, komerčních a vojenských teplotních rozsazích. Výstupní napětí lze nastavit na libovolnou hodnotu mezi V_{ref} (přibližně 2,5 V) a 36 V, se dvěma externími odpory. Toto zařízení má typickou výstupní impedanci $0,2\Omega$. Aktivní výstupní obvody poskytují velmi ostrou charakteristiku zapnutí, díky čemuž jsou tato zařízení vynikající náhradou za Zenerovy diody v mnoha aplikacích, jako je regulace na palubě, nastavitelné zdroje napájení a spínané zdroje napájení. TL431 je nabízena ve třech stupních, s počátečními tolerancemi (při 25°C) 0,5%, 1% a 2% pro třídy B, A a standardní třídy. Kromě toho nízká změna výstupního napětí na teplotě zajišťuje dobrou stabilitu v celém teplotním rozsahu.



Obrázek 3-33 TL431 ekvivalentní schéma [27]

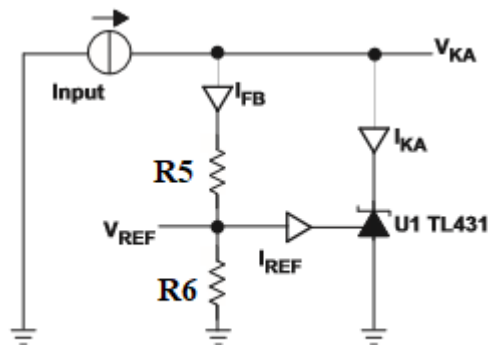
TL431 sestává z interní reference a zesilovače, který vydává základnu klesajícího proudu na rozdíl mezi referenčním pinem a virtuálním interním pinem. Sinkový proud je produkován interním Darlingtonovým párem, znázorněném na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** Darlingtonův pár se používá k tomu, aby toto zařízení bylo schopno přijmout maximální proud 100 mA. Při provozu s dostatečným napětím ($\geq 2,5$ V) a katodovým proudem (I_{KA}) vynucuje TL431 referenční pin na 2,5 V. Referenční pin však nemůže zůstat plovoucí, protože potřebuje $I_{REF} \geq 4 \mu A$. Důvodem je to, že referenční pin je zapojen do tranzistoru NPN, který potřebuje základní proud, aby fungoval správně.

Když je zpětná vazba aplikována z katodových a referenčních pinů, TL43xx se chová jako Zenerova dioda, která reguluje na konstantní napětí závislé na proudu dodávaném do katody. Je to kvůli tomu, že interní zesilovač a reference vstupují do správných operačních oblastí. Stejně množství proudu potřebné ve výše uvedené situaci zpětné vazby musí být aplikováno na toto zařízení v implementacích s otevřenou smyčkou, servo nebo zesílením chyb, aby bylo ve správné lineární oblasti, což dává TL43xx dostatečný zisk.[27]



Obrázek 3-34 Závislost referenčního napětí 3V na teplotě [27]

Na rozdíl od mnoha lineárních regulátorů je TL43xx vnitřně kompenzován, aby byl stabilní bez výstupního kondenzátoru mezi katodou a anodou.



Cíle návrhu: $V_{KA}=3.0V$, $I_{KA}=2mA$, $I_{FB}=200\mu A$

Pokud $V_{KA} \leq 10 V$ potom pro V_{REF} platí: [31]

$$V_{REF} = V_{NOM} + (I_{KA} - I_{NOM}) \cdot Z_{KA} + (V_{KA} - V_{NOM}) \cdot (-1.4mV/V) \quad (19.)$$

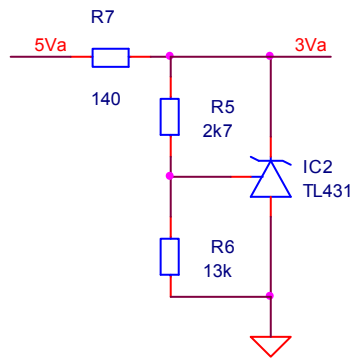
$$V_{REF} = 2.495V + (2mA - 10mA) \cdot 0.2\Omega + (3V - 10V) \cdot \left(-\frac{1.4mV}{V}\right) = 2.5064V$$

$$R_5 = (V_{KA} - V_{REF})/I_{FB} \quad (20.)$$

$$R_5 = \frac{(3V - 2.5064V)}{0.2mA} = 2.468k\Omega$$

$$R_6 = V_{REF}/(I_{FB} - I_{REF}) \quad (21.)$$

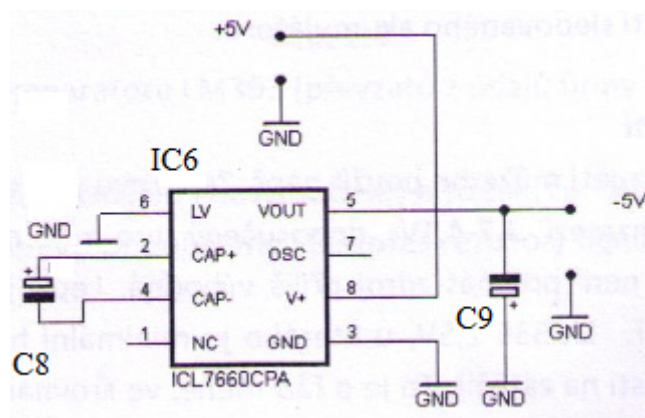
$$R_6 = \frac{2.5064V}{(0.2mA - 2\mu A)} = 12.658k\Omega$$



Obrázek 3-35 Teplotně kompenzovaný zdroj +3V

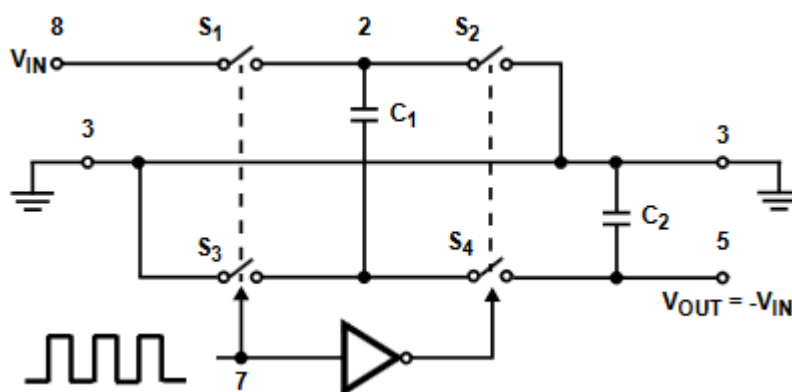
3.5.4 Zdroj záporného napětí

Jako zdroj -5V pro napájení operačních zesilovačů je použit CMOS napěťový konvertor ICL7660.



Obrázek 3-36 Zdroj záporného napětí prostřednictvím nábojové pumpy [28]

ICL7660 obsahuje všechny potřebné obvody pro vytvoření záporného napětového převodníku, s výjimkou 2 externích kondenzátorů, které mohou být levné 10 μ F polarizované elektrolytické typy. Režim činnosti zařízení lze nejlépe pochopit na základě obrázku, který ukazuje idealizovaný převodník záporného napětí. Kondenzátor C1 se nabíjí na napětí $V + v$ v půlperiodě, když jsou spínače S1 a S3 sepnuty. (Poznámka: Spínače S2 a S4 jsou otevřeny během této půlperrody.) Během druhé poloviny cyklu činnosti jsou spínače S2 a S4 sepnuty, s otevřenými S1 a S3, čímž negativně posouvají kondenzátor C1 o $V + v$ volty. Nabíjení se pak převádí z C1 na C2 tak, že napětí na C2 je přesně $V + v$, za předpokladu ideálních spínačů a bez zatížení na C2. ICL7660 přistupuje k této ideální situaci blíže než stávající nemechanické obvody.



V ICL7660 jsou 4 spínače na obrázku 12 výkonové spínače MOS; S1 je zařízení P-Channel a S2, S3 a S4 jsou zařízení N-Channel. Hlavním problémem tohoto přístupu je to, že při integraci spínačů musí substráty S3 a S4 vždy zůstat zpětně zkreslené s ohledem na jejich zdroje, ale ne tolik, aby degradovaly své „ON“ odpory. Kromě toho musí být při spuštění obvodu a za podmínek zkratového výstupu ($V_{OUT} = V + v$) snímáno výstupní napětí a podle toho musí být upraveno předpětí substrátu. Pokud by se to nepodařilo, mělo by to za následek vysoké energetické ztráty a pravděpodobné zablokování zařízení. Tento problém je v ICL7660 odstraněn logickou sítí, která snímá výstupní napětí (V_{OUT}) společně s hladinovými překladači a přepíná substráty S3 a S4 na správnou úroveň, aby se udržela nezbytná zpětná odchylka.

Regulátor napětí části ICL7660 je nedílnou součástí obvodů anti-latchup, avšak jeho vlastní pokles napětí může narušit provoz při nízkém napětí. Pro zlepšení provozu při nízkém napětí by tedy měl být pin „LV“ připojen k GROUND, což by deaktivovalo

regulátor. Pro napájecí napětí vyšší než 3,5 V musí být terminál LV ponechán otevřený, aby se zajistil provoz odolný proti zablokování a zabránilo poškození zařízení. [26]

[

4. ZÁVĚR

V návrhu automatického měřiče krevního tlaku se snažím o poměrně přesný měřicí systém menších rozměrů, aby mohl být upevněn i na paži pro případné monitorování jako holter, který by byl po určitou dobu autonomní. V práci jsou srovnány metody neinvazivního měření tlaku krve s jejich přednostmi a nedostatky. Měřič TK na principu Korotkových zvuků má oproti elektronickým tonometrům založených na oscilometrické metodě výhodu, že není citlivý na aritmie a změří přesně systolický a diastolický TK. Tepová frekvence je měřena z průměru za celou dobu měření. Tím je dosaženo srovnání aritmií.

V práci je popsán autonomní měřič TK s požadavky, které jsou na něj kladeny. Jednotlivé bloky jsou dovedeny až do konkrétní obvodové realizace, jejíž funkčnost je ověřena simulací. Návrh automatického měřiče krevního tlaku ověřuji realizací. Program v mikrokontroléru by měl implementovat vývojový diagram uvedený dříve.

Výrobek v současné době ještě není plně funkční.

Literatura

- [1] Chmelař, M.: Lékařská přístrojová technika I, CERM s.r.o. Brno 1995, ISBN 80-85867-63-X
- [2] Chmelař, M.: Lékařská přístrojová technika, materiály k předmětu Brno: FEKT VUT, 2008
- [3] Nihon Kohden Kogyo CO., LTD. : A New Principle For Spectral Detection Of Korotkoff Sound, 7th International Conference on Medical and Biological Engineering, Stocholm, Sweden in August 1967
- [4] Sovová, E.: 100+1 otázek a odpovědí o krevním tlaku , Grada Publishing, a.s. Praha 2008, ISBN 978-80-247-2281-8
- [5] Bureš, J.: Vnitřní lékařství, Galén Praha 2014, ISBN 978-80-7492-145-2
- [6] Chmelař, M.: Normy podle přístrojů, interní materiály UBMI, FEKT VUT 2016
- [7] Wirsum, S. : Abeceda nf techniky , BEN Praha 2003
- [8] Datasheet mikrofону PMO-6022SN-42UQ [cit. 2019-12-10].. Dostupné na URL: <<https://www.mspindy.com/Specifications/PMO-6022SN-42UQ.pdf>>
- [9] Caldwell, J.: Single-Supply, Electret Microphone Pre-Amplifier Reference Design [cit. 2019-12-10]. Dostupné na URL: <<http://www.ti.com/lit/ug/tidu765/tidu765.pdf>>
- [10] Belza, J.: Operační zesilovače pro obyčejné smrtelníky, BEN Praha 2003
- [11] Datasheet operačního zesilovače TLC272 [cit. 2019-12-10]. Dostupné na URL: <<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlc272.pdf>>
- [12] Hájek, J.: Časovač 555, BEN Praha 1996
- [13] Datasheet senzoru tlaku MP3V5050DP [cit. 2019-12-10]. Dostupné na URL: <<https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MP3V5050.pdf>>
- [14] Boušek, J.: Vakuová technika, učební text, FEKT-UMEL, VUT v Brně, Brno 2004.
- [15] Datasheet LT1111 [cit. 2019-12-10]. Dostupné na URL: <<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/1111fd.pdf>>
- [16] Datasheet dsPIC30F4013 [cit. 2019-12-10]. Dostupné na URL: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70138G.pdf>>

- [17] Tichý, J.: Lithiové akumulátory Přehled základních typů a jejich vlastností. [cit. 2019-1-5]. Dostupné na URL:< <https://oze.tzb-info.cz/akumulace-elektriny/13612-lithiove-akumulatory>>
- [18] Humlhans, J.: Inteligentní nabíječky s obvodu MAXIM, BEN Praha 2000, ISBN 80-86056-83-X
- [19] Silicon Lightworks: Li-Ion Voltage Analysis [cit. 2019-1-5]. Dostupné na URL:< <https://siliconlightworks.com/li-ion-voltage>>
- [20] Battex sro: Abeceda baterií a akumulátorů [cit. 2019-1-5]. Dostupné na URL:< <http://www.battex.info/hermeticke-akumulatory/li-akumulatory/zakladni-charakteristiky>>
- [21] Čerpadla multimediální učební pomůcka [cit. 2019-1-5]. Dostupné na URL < https://katedry.osu.cz/kpv/cerpadla-jh/Jan_Hruska_MUC_soubory/page0008.htm >
- [22] Wikipedia : Membránové čerpadlo [cit. 2019-1-5]. Dostupné na URL <https://en.wikipedia.org/wiki/Diaphragm_pump#cite_note-4>
- [23] Mitsumi Micro Air Pump Motor [cit. 2019-1-5]. Dostupné na URL <https://www.mitsumi.co.jp/latest/Catalog/compo/motorav/mapam265_e.html>
- [24] Rahman, M: Position estimation in solenoid actuators, IEEE Transactions on Industry Applications, Volume 32, Issue 3, 1996, Pages 552-559
- [25] Arduino-shop : OLED I2C Displej 128x32 0,91" [cit. 2019-5-3]. Dostupné na URL <<https://navody.arduino-shop.cz/navody-k-produktum/oled-i2c-displej-128x32.html>>
- [26] ICL7660 datasheet [cit. 2019-5-3]. Dostupné na URL <<https://www.renesas.com/eu/en/www/doc/datasheet/icl7660.pdf>>
- [27] TL431 datasheet [cit. 2020-5-3]. Dostupné na URL < <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl431.pdf?&ts=1589238013562>>
- [28] Chmelař, M.: Řešené příklady pro numerická cvičení z předmětu Diagnostika bio a ekosystémů, MJ servis, Brno 2011, ISBN 978-80-214-4361-7
- [29] Akumulátor Li-ion Westinghouse 18650 2600mAh datasheet [cit. 2019-5-3] dostupné na URL <<https://www.gme.cz/akumulator-lithiovy-westinghouse-li-ion-18650-2600mah>>
- [30] Krejčířík, A.: Napájecí zdroje I- Základní zapojení analogových a spínaných napájecích zdrojů, BEN Praha 1996, ISBN 80-86056-02-3
- [31] Texas Instruments : Setting the Shunt Voltage on an Adjustable Shunt Regulator [cit. 2020-5-5]. Dostupné na URL <<http://www.ti.com/lit/an/slva445/slva445.pdf?&ts=1589393393988>>
- [32] Husák, M.: Senzorové systémy, ČVUT, Praha 1993
- [33] Davídek, V.: Analogové a číslicové filtry, ČVUT, Praha 2004, ISBN 978-80-01-03026-1
- [34] Záznam Korotkových zvuků [cit. 2020-5-3]. Dostupné na URL <https://www.youtube.com/watch?v=_7kcTFTURQc>

- [35] Čmejla, R.: Úvod do číslicového zpracování signálů – Cvičení, ČVUT, Praha 2004, ISBN 80-01-03158-6
- [36] Havlíček, V.: Elektrické obvody 2, ČVUT, Praha 2004, ISBN 978-80-01-03971-7

Seznam symbolů a zkratek

Zkratky:

AKA	...	Americká kardiologická asociace
HP	...	horní propust
PP	...	pásmová propust
MKO	...	monostabilní klopný obvod
Li-Ion	...	Lithium-iontový
Ni-MH	...	Nikl-metal hydridový
IO	...	integrovaný obvod
MUN	...	metoda uzlových napětí
MCU	..	mikrokontrolér

Symboly:

U	...	napětí	[V]
C	...	kapacita	[F]
TK	...	tlak krve	[mmHg]
Re	...	Reynoldsovo číslo	[-]
v	...	střední hodnota rychlosti roztoku	[cm.s ⁻¹]
d	...	průměr trubice	[cm]
ρ	...	hustota roztoku	[g.cm ⁻³]
η	...	viskozita roztoku	[Pa.s]
p	...	tlak	[Pa]
f	...	frekvence	[Hz]
ε	...	permitivita	[F.m ⁻¹]
S	...	plocha elektrod	[m ²]
d	...	vzdálenost elektrod	[m]
U _p	...	polarizační napětí	[V]
f _d	...	nejnižší přenášený kmitočet	[Hz]
A	...	zesílení	[-]
T	...	délka pulzu	[s]
ESR	...	efektivní stejnosměrný odpor kondenzátoru	[Ω]

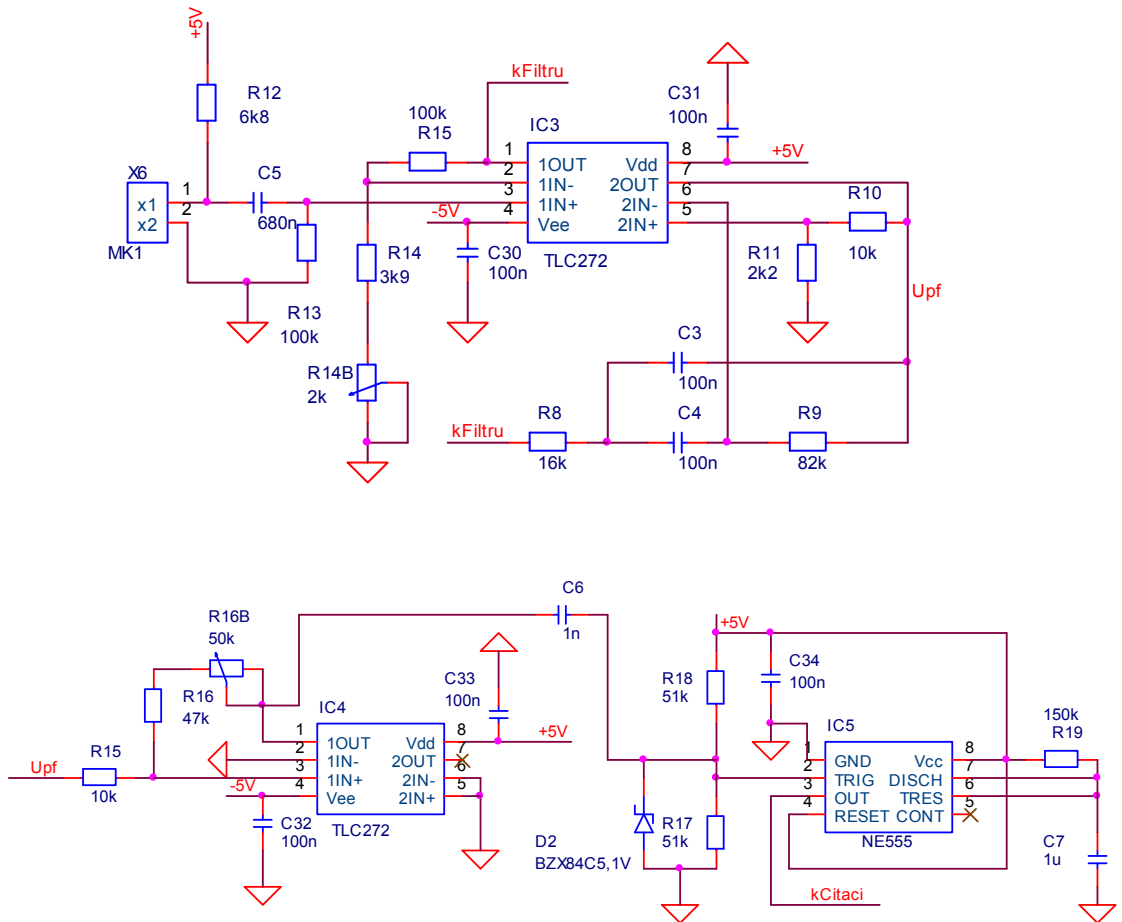
p	...	komplexní kmitočet ve spojitě oblasti	$[\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}]$
ω_p	...	kmitočet středu propustného pásma	$[\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}]$
Q_p	...	činitel tvaru	$[-]$
H_0	...	násobná konstanta	$[-]$
V_{cc}	...	napájecí napětí	$[\text{V}]$

Seznam příloh

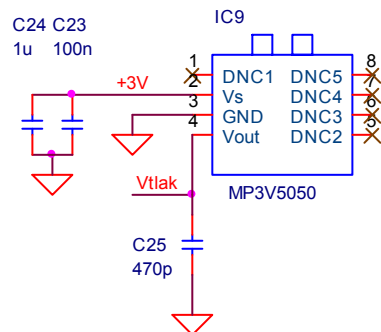
PŘÍLOHA 1 - SCHÉMA ZAPOJENÍ	69
PŘÍLOHA 2 - OBRAZEC PLOŠNÝCH SPOJŮ	73
PŘÍLOHA 3 - SEZNAM SOUČÁSTEK	74
PŘÍLOHA 4 OBSAH PŘILOŽENÉHO CD	76
PŘÍLOHA 5 SIGNÁL KOROTKOVÝCH ZVUKŮ A JEHO SPEKTRUM [34] [35]	77

Příloha 1 - Schéma zapojení

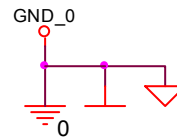
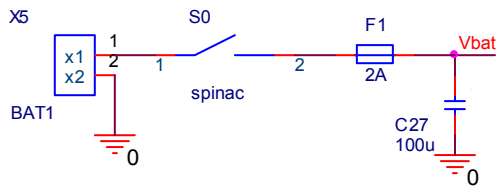
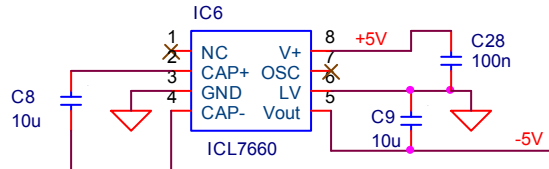
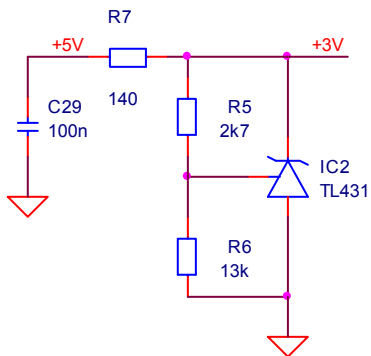
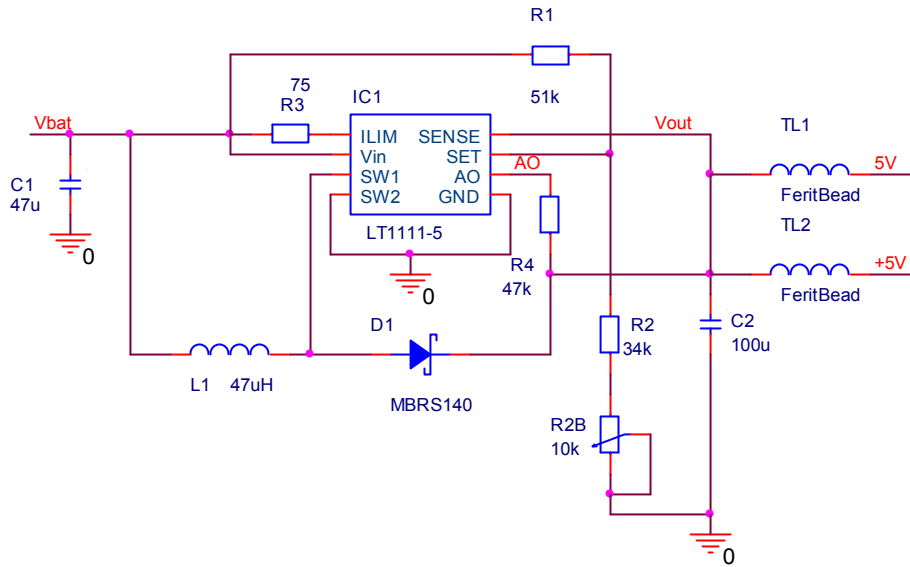
Snímač Korotkových zvuků

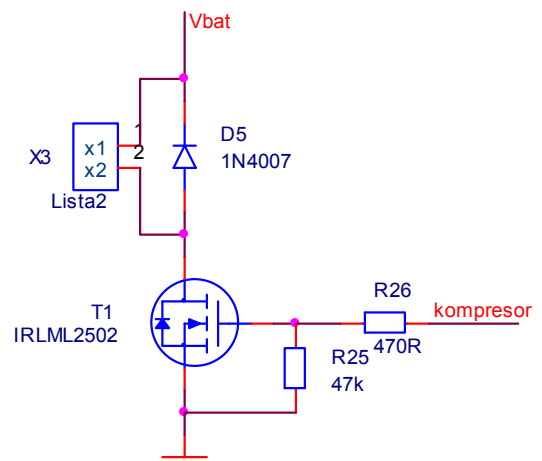
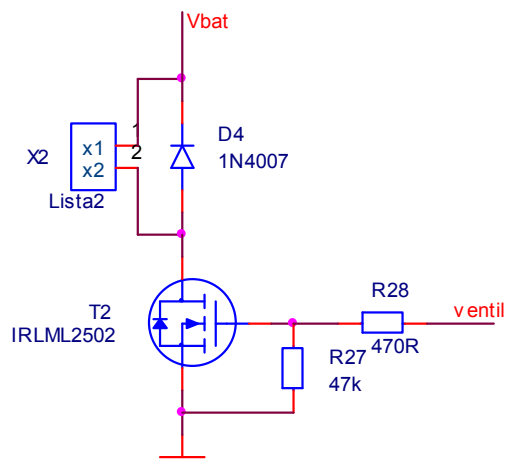


Senzor tlaku

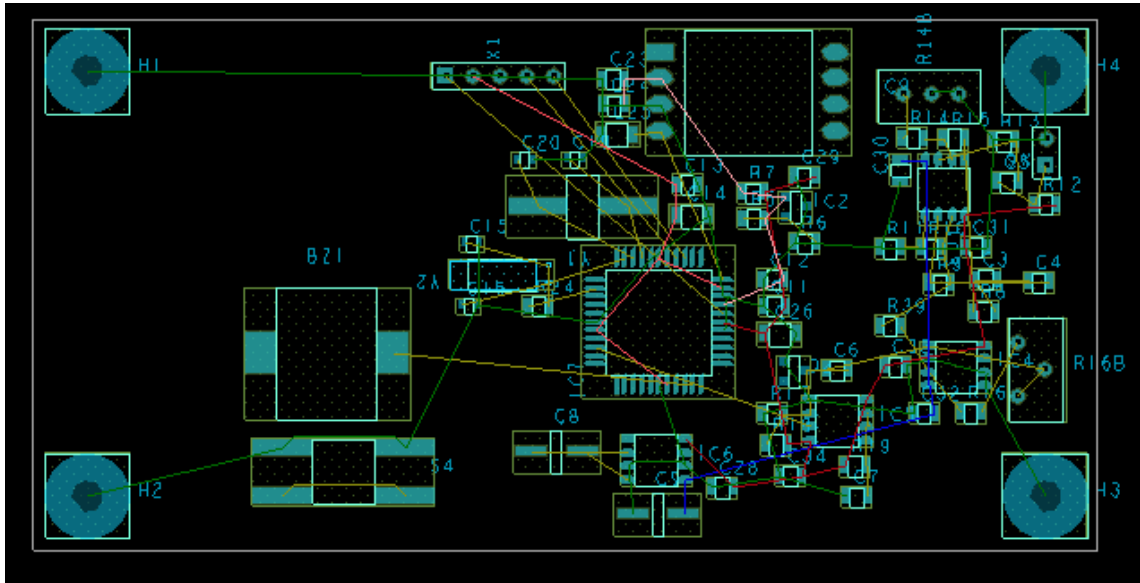


Napájení





Příloha 2 - Obrazec plošných spojů



Příloha 3 - Seznam součástek

Označení	Hodnota	Pouzdro	Popis
BZ1	MCABT-458-RC	SMD	piezoměnič
C1	47uF/16V	RM5,5(4)	elektrol. Kondenzátor
C28, C29, C30, C31	100nF/50V 5%, X7R	0805	keram. Kondenzátor
C32, C33, C34	100nF/50V 5%, X7R	0805	keram. Kondenzátor
C10, C11, C12, C13	100nF/50V 5%, X7R	0805	keram. Kondenzátor
C17, C18, C21	100nF/50V 5%, X7R	0805	keram. Kondenzátor
C3, C4, C23	100nF/50V 5%, X7R	0805	keram. Kondenzátor
C2	100uF/10V ESR=0.065Ω	D	tantal. Kondenzátor
C27	100uF/16V	RM6(3),5(4)	elektrol. Kondenzátor
C8, C9	10uF/16V	RM5,5(1)	elektrol. Kondenzátor
C14, C22, C26	10uF/10V +/-20%	1206	tantal. Kondenzátor
C15, C16	18pF/50V	0603	keram. Kondenzátor
C6	1nF	0805	keram. Kondenzátor
C7, C24	1uF/16V X7R	0805	keram. Kondenzátor
C19, C20	27 pF/50V C0G/NP0	0603	keram. Kondenzátor
C25	470pF	1206	keram. Kondenzátor
C5	680n/16V X7R 10%	0805	keram. Kondenzátor
D1	MBRS140	SMB	schottkyho dioda
D2	BZX84C5,1V	SOT-23	Zenerova dioda
D3	LED 0805, zelená, 450mcd, 120°	0805	LED
D4, D5	1N4007	MELF	dioda
F1	1A pojistka s držákem	SMD	pojistka
IC1	LT1111-5	SOIC-8	IO
IC2	TL431BCD	SOT-23	IO
IC3, IC4	TLC272	SO8	OZ
IC5	NE555	SO8	IO
IC6	ICL7660a	SO-8	IO
IC7	psPIC30F4013	TQFP44	IO
IC8	DS1307Z+T&R	SOIC-8	IO
IC9	MP3V5050DP	98ASA99255D	senzor tlaku
kabel1	MK PVC/PVC 0,08/2,4mm		audiokabel
L1	47uH / 0,75A, Rdc (max) = 0,35Ω	SMT54	tlumivka
MK1	PMO-6022SN-42UQ		mikrofón
R1	51k 1% 0.125W	0805	rezistor
R10, R39,	10k 1% 0.125W	0805	rezistor
R11	2.2k 1% 0.125W	0805	rezistor

Označení	Hodnota	Pouzdro	Popis
R12	6k8 5% 0.125W	0805	rezistor
R13, R15	100k 1% 0.125W	0805	rezistor
R14	3k9 5% 0.125W	0805	rezistor
R14b	Cermetový trimr 2K	64W	cermetový trimr
R16,R4	47k 1% 0.125W	0805	rezistor
R16b	50k	64Y	cermetový trimr
R17, R18	51k 5%	0805	rezistor
R19	150k 1%	0805	rezistor
R2	34k 1% 0.125W	0805	rezistor
R20,R30,R31, R32	10k 5%	0805	rezistor
R21, R26, R28	470R 5% 0.125W	0805	rezistor
R22	330R	0805	rezistor
R23	10R	0805	rezistor
R24	100k 5% 0.125W	0805	rezistor
R25, R27	47k 5% 0.125W	0805	rezistor
R2b	10k	THT 64Y	cermetový trimr
R3	75R 5% 0.125W	0805	rezistor
R33, R34, R35	4k7 5%	0805	rezistor
R36, R37, R38	0R	0603	propojka
R5	2.7k 1% 0.125W	0805	rezistor
R6	13k 1% 0.125W	0805	rezistor
R7	120R 5% 0.125	0805	rezistor
R8	16k 1% 0.125W	0805	rezistor
R9	82k 1% 0.125W	0805	rezistor
S0	SMRS-101-1C3-B/B	THT	Kolébkový spínač
S1, S2, S3,s4	TD-03XG-T	SMD	mikrospínač
T1, T2	IRLML2502	SOT-23	unipolární tranzistor
TL1, TL2	120Ω,3 A, 0.03Ω,± 25%	1206	Ferit. korálek
X1	5x1, rozteč 2,54 mm	THT	kolíková lišta
X2, X3, X5, X6	2x1, rozteč 2,54 mm	THT	kolíková lišta
X4	4x1, rozteč 2,54 mm	THT	dutinkova lišta
Y1	Krystal, 4.194304 MHz	SMD	krystal
Y2, Y3	Krystal 32.768kHz	DT38	krystal

Příloha 4 Obsah přiloženého CD

/CD/Matlab/korotkov.m	...	signál Korotkových zvuků a jeho spektrum
/CD/MicroCap/selZesilovac	...	simulace selektivního zesilovače
/CD/MicroCap/kompAmko.cir	...	simulace komparátoru a MKO
/CD/MicroCap/zdroj3V.cir	...	simulace napěťové reference 3V
/CD/LTSpice/1111-5.asc	...	simulace spínaného zdroje
/CD/OrCAD/korotkov.brd	...	layout desky plošných spojů
/CD/dsPIC/main.c	...	program

Příloha 5 Signál Korotkových zvuků a jeho spektrum [34] [35]

