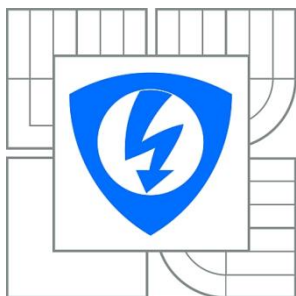




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

AUDIOMETRIE ČISTÝMI TÓNY

PURE TONE AUDIOMETRY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

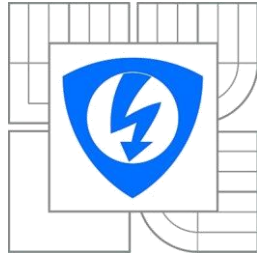
Bc. LEONA MARŠÁLKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Studentka: Bc. Leona Maršálková
Ročník: 2

ID: 125052
Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Audiometrie čistými tóny

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte anatomii sluchového aparátu a jeho funkce. 2) Rozeberte možnosti testování funkce sluchového orgánu. 3) Popište současné používané metody a postupy. Zaměřte se zejména na audiometrii čistými tóny. 4) Navrhněte blokové schéma audiometru. 5) Navrhněte jednoduchý audiometr pro audiometrii čistými tóny. Navržený audiometr realizujte. 6) Proveďte ověření funkce audiometru a výsledky diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KABÁTOVÁ, Z, PROFANT, M a kol., Audiologia, Grada 2012 360 s., ISBN 978-80-247-4173-4.
[2] CHMELAŘ, M, Řešené příklady pro numerická cvičení z předmětu Diagnostika bio a ekosystémů, FEKT VUT 2011, 104 s. ISBN 978-80-214-4361-7.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 23.5.2014

Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Konzultanti semestrální práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, 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.

ABSTRAKT

Diplomová práce se v úvodu zabývá akustikou, konkrétně vybranými vlastnostmi zvuku. Zaměřuje se dále na anatomii sluchového aparátu a jeho funkci. Práce popisuje možnosti testování funkce sluchového orgánu a představuje současné používané metody vyšetření sluchu, zejména audiometrii čistými tóny. Součástí práce je návrh audiometru pro audiometrii čistými tóny, který je uveden v detailním blokovém schématu spolu se stručným popisem jednotlivých bloků. V dalších kapitolách jsou rozebrány dílčí obvody audiometru spolu s výpočty jednotlivých prvků. Závěrečná část práce se zabývá zhodnocením funkčnosti zařízení.

ABSTRACT

The presented master's thesis deals with the acoustics, specifically with the selected characteristics of the sound. It focuses on the anatomy of the auditory system and its function. The work describes the testing approaches for an evaluation of the auditory organ function and introduces modern methods used for the hearing tests, especially pure tone audiometry. A part of the thesis is dedicated to a concept of an audiometer for pure tone audiometry, which is presented in a detailed block diagram along with a description of its working components. Included chapters describe the partial circuits of the audiometer supplemented by the calculations of its individual elements. The concluding part of the thesis deals with the evaluation of the device's functionality.

KLÍČOVÁ SLOVA

Akustika, audiometr, audiometrie, zvuk, tón, šum, ucho, sluch, vzdušné vedení, kostní vedení, generátor, atenuátor, zesilovač, sluchátka, baterie.

KEYWORDS

Acoustic, audiometer, audiometry, sound, tone, noise, ear, hearing, air conduction, bone conduction, generator, attenuator, amplifier, headset, battery.

MARŠÁLKOVÁ, L. *Audiometrie čistými tóny*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 82 s., 4 s. příloh. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc..

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Audiometrie čistými tóny jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 23. května 2014

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za odborné vedení, ochotu, trpělivost, čas, který mi věnoval a především za cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 23. května 2014

.....
podpis autora

Obsah

Úvod.....	1
1 Akustika.....	2
1.1 Zvuk.....	2
1.2 Hlasitost	3
1.3 Intenzita zvuku	5
1.4 Akustický tlak	6
2 Sluchový orgán	7
2.1 Zevní ucho	8
2.2 Střední ucho	8
2.3 Vnitřní ucho	9
3 Vyšetření sluchu.....	11
3.1 Subjektivní metody.....	11
3.1.1 Vyšetření pomocí řeči.....	11
3.1.2 Vyšetření ladičkami.....	12
3.1.3 Audiometrie čistými tóny	13
3.1.4 Řečová audiometrie	16
3.2 Objektivní metody.....	17
3.2.1 Tympanometrie	18
3.2.2 Objektivní audiometrie	19
3.2.3 Otoakustická emise	20
4 Návrh audiometru	22
4.1 Popis jednotlivých bloků	23
5 Popis zapojení obvodů elektroniky audiometru a výpočet jednotlivých prvků.....	25
5.1 Tónový generátor	25
5.1.1 Výpočet jednotlivých prvků obvodu	26
5.2 Analogové hradlo	28
5.2.1 Výpočet jednotlivých prvků obvodu	31
5.3 Monostabilní a astabilní klopný obvod	34
5.3.1 Časovač 555	34
5.3.2 Výpočet jednotlivých prvků astabilního obvodu	39
5.4 Šumový generátor	45
5.4.1 Výpočet jednotlivých prvků obvodu	46
5.5 Atenuátor	50
5.5.1 Výpočet jednotlivých prvků.....	51
5.6 Výkonový zesilovač	53

5.7	Sluchátka.....	55
5.8	Tlačítko pacienta	56
5.8.1	Výpočet jednotlivých prvků.....	57
5.9	Bateriový zdroj.....	60
5.9.1	Výpočet jednotlivých prvků.....	62
5.9.2	Energetická rozvaha	65
6	Zhodnocení funkčnosti audiometru	68
	Závěr.....	74
	Seznam použité literatury	75
	Seznam zkratk a symbolů.....	79
	Seznam obrázků	80
	Seznam tabulek	82
	Příloha: Rozpiska součástí	83

Úvod

Sluch patří k jednomu z pěti nepostradatelných smyslů, který člověk využívá každý den. V raném dětství, zejména během prvních tří let života, je sluch patrně nejdůležitějším smyslem, protože se podílí na rozvoji řeči a vývoji dítěte. Proto je důležité začít s vyšetřením sluchu už u novorozenců. Např. pomocí měření tzv. otoakustických emisí je možné odhalit až 80 % sluchových vad. [28]

Diplomová práce se v první části věnuje akustice, vědě úzce související se sluchem, zabývající se především vznikem, šířením a vnímáním zvuku sluchem. Popisuje vlastnosti zvuku a parametry, které ho charakterizují, mezi něž patří především hlasitost, intenzita zvuku a akustický tlak. Sluchem přijímáme mnoho informací z okolního světa, varuje nás před nebezpečím nebo naopak jeho prostřednictvím můžeme relaxovat za poslechu hudby. Sluch slouží ke vzájemnému dorozumívání pomocí zvukových vln, které vnímá orgán sluchu – ucho. Člověk nepatří k jedincům s nejlepším sluchem, někteří živočichové mají výrazně lepší sluch, jako např. pes, kočka nebo netopýr, který využívá sluch k orientaci v prostoru. S věkem se sluch zhoršuje, a to nejdříve v nejvyšších frekvencích (okolo 20 kHz), které jsou důležité právě k porozumění řeči. Kromě stařecké nedoslýchavosti může být příčinou poškození nebo ztráty sluchu i dlouhodobé vystavování se vysokému hluku, závažná onemocnění nebo úrazy hlavy. Současné diagnostické metody vyšetření sluchu jsou schopny zjistit závažnost poškození a určit typ a lokalizaci poruchy. Čím dříve se na poruchu sluchu přijde, tím je lepší prognóza léčby. Díky dnes již pokročilé medicíně je možné ztrátu sluchu částečně obnovit např. chirurgicky pomocí kochleárního implantátu nebo konzervativně výkonnými sluchadly zesilující přijímané zvuky, nejedná se ovšem o plnohodnotnou náhradu sluchu.

Další část práce poskytuje informace o anatomii sluchového orgánu a popisuje jeho jednotlivé části – vnější, střední a vnitřní ucho. Značnou část práce zabírá kapitola věnující se metodám vyšetření sluchu, které jsou zde rozděleny na subjektivní a objektivní. Vyšetření sluchu patří dnes již k běžným lékařským úkonům. Mezi nejčastěji používanou subjektivní metodu patří audiometrie čistými tóny, které je zde věnován největší prostor. K dalším metodám vyžadující spolupráci pacienta patří vyšetření řeči, ladičkami a v neposlední řadě řečová audiometrie. K objektivním metodám vyšetření sluchu se řadí především tympanometrie, objektivní audiometrie a vyšetření otoakustických emisí.

Následující kapitola se věnuje již samotnému návrhu audiometru pro audiometrii čistými tóny a představuje jeho blokové schéma se stručným popisem jednotlivých bloků. Další kapitoly si kladou za cíl podrobně se seznámit s jednotlivými částmi navrženého audiometru a nastiňují možnosti řešení dílčích obvodů. Součástí jsou i výpočty jednotlivých prvků obvodů a zdůvodnění výběru konkrétních součástí. Zhodnocením funkčnosti celého zařízení se pak zabývá závěrečná část práce.

1 Akustika

Akustika je věda zabývající se obecně zvukem od jeho vzniku, šíření prostorem až po jeho vnímání sluchem. Akustika nezkoumá pouze slyšitelný zvuk v rozsahu frekvencí 16 – 20 000 Hz, ale věnuje se i oblasti infrazvuku (do 16 Hz) a ultrazvuku (nad 20 kHz). Akustika má několik podoblastí, kterými jsou např. fyzikální, hudební, stavební nebo fyziologická akustika, která se zabývá vznikem zvuku v hlasivkách člověka a jeho vnímáním sluchovým orgánem. [16]

1.1 Zvuk

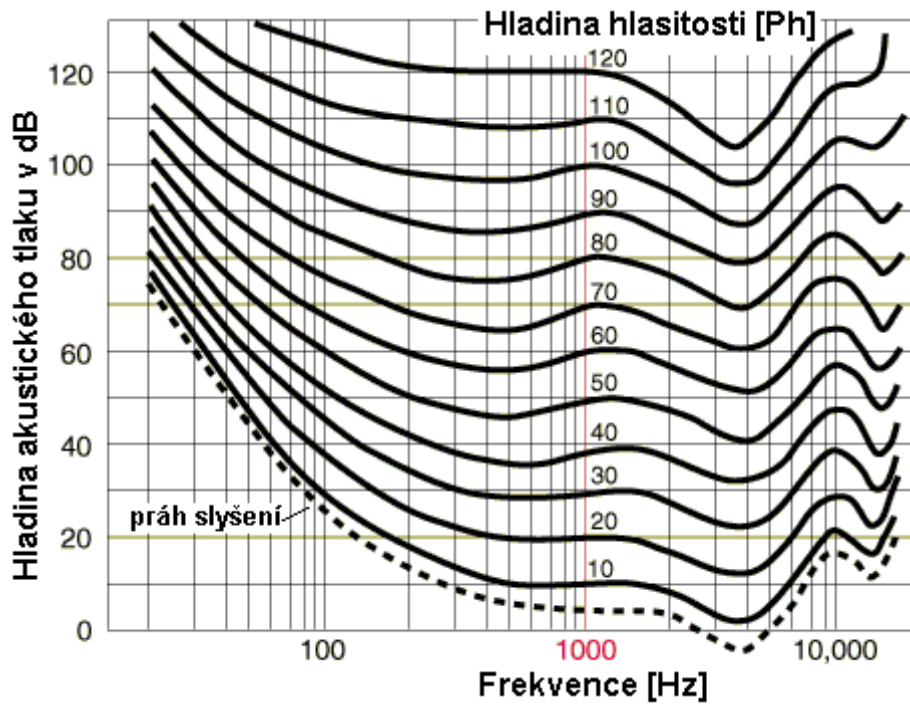
Zvukem se obecně rozumí mechanické kmitání pružného prostředí, které je schopné vyvolat sluchový vjem. Zvuk se šíří formou vlnění, a to buď podélným (v plynném a kapalném prostředí), kdy kmitají částice ve směru šíření vlny, což je častější způsob, nebo vlněním příčným, ke kterému dochází pouze v pevném skupenství a částice kmitají kolmo na směr šíření vlny. Mezi základní veličiny popisující šíření zvuku patří **fázová rychlost c** , což je vzdálenost (v metrech), kterou projde zvuková vlna za 1 sekundu, závisí na prostředí, kterým se šíří, především na teplotě a pružnosti. S rostoucí teplotou a nadmořskou výškou se rychlost zvuku zvyšuje. K dalším důležitým veličinám patří **frekvence kmitavého pohybu f** , **délka zvukové vlny**, **akustický tlak** a **intenzita zvuku**. Některé z nich budou dále podrobněji popsány.

Zvuk můžeme rozdělit na **jednoduchý** nebo **složený**. Jednoduchým nebo také čistým tónem se rozumí zcela pravidelné kmity mající tvar sinusoidy. V přírodě se nevyskytují, ale jsou často používány při vyšetření sluchu (tónový audiometr). Složené zvuky se dále dělí na hudební a nehudební. Hudební složený tón má periodický charakter a vzniká tedy spojením harmonických kmitů. Naopak nehudební zvuk se vyznačuje neperiodickým charakterem a zahrnuje především hluk a šum (nejčastější zvuk v přírodě). Jak širokopásmový tak úzkopásmový šum má velký význam v audiometrii, např. při maskování do sluchátka pro netestované ucho u audiometrie čistými tóny. Každý zvuk může být popsán pomocí tří základních vlastností – **výšky**, **barvy** a **síly (hlasitosti)**. Výška je dána frekvencí tónu, barva zastoupením harmonickým kmitočtů a síla je určena intenzitou a tedy množstvím zvukové energie, která projde za 1 sekundu jednotkovou plochou kolmou na směr šíření vlny. [2] [10] [16]

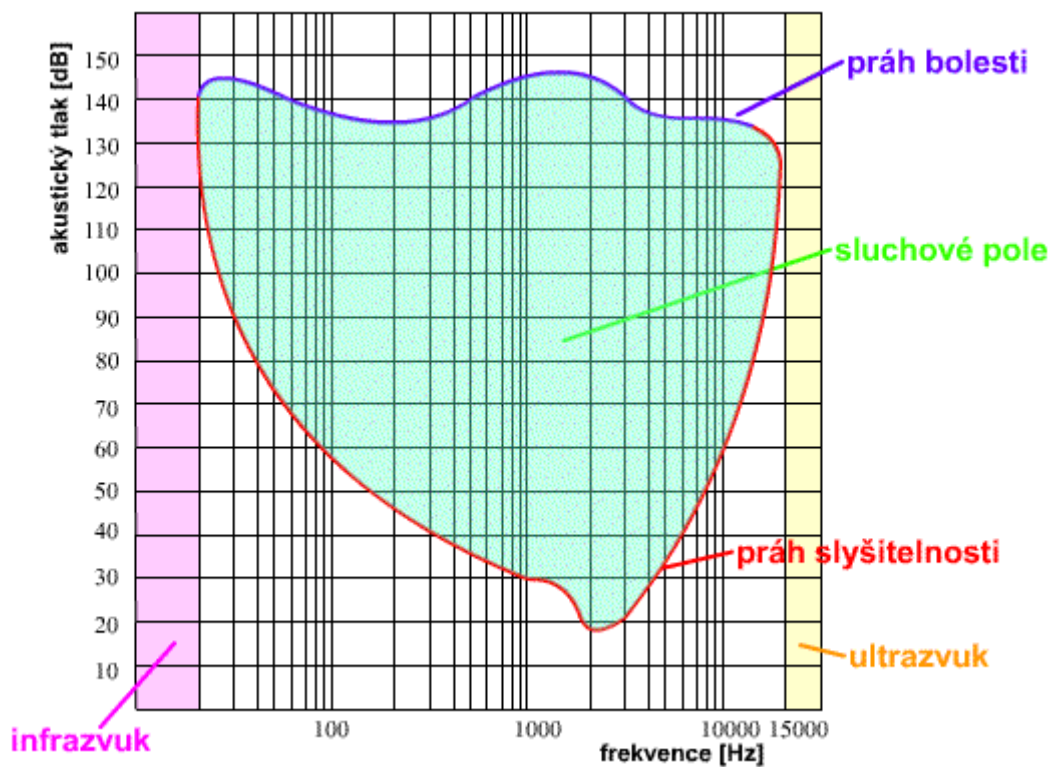
1.2 Hlasitost

Hlasitost je míra subjektivního vnímání zvuku určité intenzity. Tato subjektivně vnímaná intenzita se liší od fyzikální intenzity z důvodu různé citlivosti ucha pro různé vysoké tóny. Podle Weber-Fechnerova zákona roste hlasitost s logaritmem intenzity zvukového podnětu. Tato závislost není lineární a je pouze přibližná (stejný rozdíl hladin intenzity nezpůsobí vždy stejnou změnu hlasitosti). Jednotkou hlasitosti je *son*. Hlasitost 1 sonu odpovídá hladině intenzity 40dB (u normálně slyšícího člověka).

Hladina hlasitosti respektuje různou citlivost sluchu v celém akustickém pásmu. Jednotkou je *fon (Ph)*, pro referenční tón 1000Hz odpovídá hladina hlasitosti 1 fon hladině intenzity 1 decibelu. Pro ostatní hodnoty frekvence se od sebe tyto dvě veličiny liší, což dobře znázorňují *Fletcher-Munsonovy křivky - křivky stejné hlasitosti (izofony)*. Tyto křivky udávají, jakou musí mít hladina intenzity zvuku velikost při různých frekvencích, aby se tón jevil jako stejně hlasitý. Platí tedy, že zvuky příslušné frekvence a intenzity ležící na stejné křivce, mají stejnou hlasitost. Čím vyšší je hladina hlasitosti, tím více se tvar izofón blíží lineárnímu průběhu. Naopak při nižších hladinách hlasitosti je výrazný rozdíl mezi vnímáním tónů nízkých kmitočtů a tónů středních kmitočtů. Křivky vznikly stanovením průměrných hodnot získaných z měření u velkého množství osob s normálním sluchem. **Práh slyšení – nulová izofóna** (naznačena čárkovanou čarou na obr.1) je spojnicí všech minimálních (prahových) intenzit zvuku všech frekvencí, které jsou nutné k vyvolání sluchového vjemu. Práhová intenzita je pro různé frekvence rozdílná. Práh slyšení při frekvenci tónu 1000Hz byl u osob ve věku 18 – 25 let s normálním sluchem stanoven na 0dB. Čárkovaná křivka naznačuje, že existují jedinci, kteří mají ještě lepší sluch, proto křivka sahá i pod úroveň 0dB. Podobně lze získat i **práh bolesti**, to je minimální intenzita zvuku, která při určité frekvenci vyvolá pocit bolesti. U zdravých osob se práh bolesti pohybuje okolo 130dB. Oblast zvuků ohraničená prahem slyšení a prahem bolesti v rozsahu slyšitelných frekvencí (16 – 20 000Hz) se nazývá **sluchové pole** (obr. 2). Křivka znázorňující práh slyšitelnosti na obr. 2 je oproti prahu slyšení vyznačeném na obr. 1 posunuta směrem k vyšším hodnotám akustického tlaku, tzn., že patří osobám s horším sluchem než na předchozím obrázku. V tabulce 1 jsou uvedeny hodnoty hladiny hlasitosti různých zvuků vyskytující se v normálním životě. [2] [11] [10]



Obrázek 1: Křivky hladin stejné hlasitosti [16]



Obrázek 2: Sluchové pole [16]

Druh zvuku	Hladina hlasitosti [Ph]
Práh slyšení	0
Šepot	10 – 20
Pohyb listí stromů	20 – 30
Normální hovor	40 – 60
Pouliční hluk	60 – 90
Sbíječka	100 – 110
Tryskový motor	120 – 130
Práh bolesti	130 – 140

Tabulka 1: Hladina hlasitosti vybraných zvuků [2]

1.3 Intenzita zvuku

Intenzita zvuku I je dána množstvím akustické energie, která projde za jednotku času jednotkovou plochou orientovanou kolmo na směr šíření vlnění. Jednotkou je $W \cdot m^{-2}$. Můžeme ji vyjádřit vztahem (1), kde P značí výkon akustického vlnění a S je obsah plochy, kterou vlnění prochází.

$$I = \frac{P}{S} \quad [W \cdot m^{-2}] \quad (1)$$

Referenční intenzita zvuku je $I_0 = 10^{-12} W \cdot m^{-2}$, která odpovídá minimální (prahové) intenzitě slyšitelné při frekvenci 1000Hz osobami s normálním sluchem. Této hodnotě intenzity odpovídá referenční akustický tlak $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} Pa$. Naopak intenzita zvuku, která již může vyvolat bolest je řádově rovna $1 W \cdot m^{-2}$. Intenzita zvuku je přímo úměrná druhé mocnině akustického tlaku.

Jelikož intenzita zvuků má velký rozsah hodnot, je vhodnější ji vyjádřit pomocí logaritmické stupnice, kde je prahové intenzitě přiřazena nulová hodnota. Pro srovnání dvou intenzit byl zaveden pojem **hladina intenzity** L , kterou můžeme vyjádřit podle vztahu:

$$L = 10 \cdot \log \frac{I}{I_0} \quad [dB] \quad (2)$$

I_0 je prahová intenzita a I je intenzita posuzovaného zvuku. Hladina intenzity je formulována jako logaritmus poměru určité intenzity k intenzitě referenční, jinak řečeno rozdíl ve vnímání dvou zvuků o různé síle odpovídá logaritmu poměru jejich intenzit (podle Weber-Fechnerova zákona). Jednotkou hladiny intenzity byl stanoven 1 *bel*, v praxi se však používá desetkrát

menší jednotka – *decibel*. Hladina intenzity je stejně jako intenzita zvuku objektivně měřitelnou fyzikální veličinou. Intenzitám zvuku v rozsahu $10^{-12}\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$ až $10\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$ odpovídají hodnoty hladiny intenzity zvuku v rozmezí 0dB až 130dB. [2] [10] [27]

1.4 Akustický tlak

Při šíření zvukové vlny prostředím dochází ke zhušťování a zředování molekul, což se projeví tlakovými změnami. Při zhušťování částic dochází ke zvětšení tlaku, naopak při zředování se tlak zmenšuje. Tyto odchylky od klidového tlaku (atmosférického) se nazývají akustickým tlakem p . Celkový tlak v daném místě zvukového pole je roven součtu klidového a akustického tlaku. Celkový tlak se od klidového atmosférického tlaku v čase mění o hodnotu akustického tlaku v obou směrech. Za normálních okolností se v přírodě nevyskytují hodnoty akustického tlaku vyšší než 102Pa. Velikost akustického tlaku je kromě hustoty prostředí závislá i na rychlosti a frekvenci vlnění. Jednotkou akustického tlaku je *pascal* (Pa).

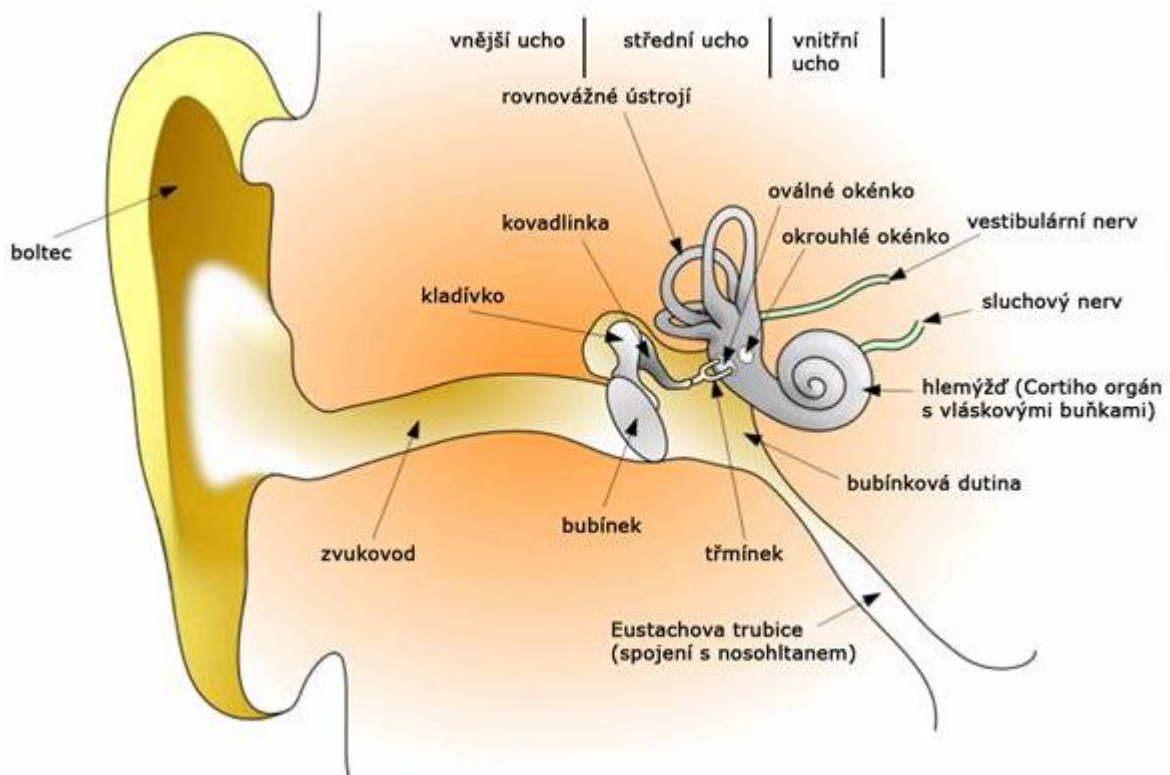
Vztah mezi změřeným a referenčním akustickým tlakem vyjadřuje **hladina akustického tlaku** L , která se stejně jako hladina intenzity udává v dB . Protože je intenzita zvuku přímo úměrná druhé mocnině akustického tlaku, můžeme hladinu akustického tlaku vyjádřit vztahem:

$$L = 20 \cdot \log \frac{p}{p_0} \quad [dB] \quad (3)$$

kde p_0 je referenční hodnota akustického tlaku při frekvenci 1000Hz ($p_0 = 2 \cdot 10^{-5} Pa$) a p je změřená (okamžitá) hodnota akustického tlaku. Hladina intenzity se v tomto případě označuje jako absolutní a značí se zkratkou SPL (Sound Pressure Level). Zkratka HL – hladina sluchu (Hearing Level) určuje relativní hladinu akustického tlaku a nachází se nad normálním prahem slyšení zdravých lidí. [12] [10] [16] [27]

2 Sluchový orgán

Sluchový orgán slouží ke vnímání zvuků. Lidské ucho jakožto velmi citlivý orgán, dokáže rozlišit tóny od 16Hz do 20kHz, s rostoucím věkem se ovšem horní hranice postupně snižuje. Nejcitlivější je pak v kmitočtové oblasti od 1kHz do 3kHz. Z anatomického hlediska můžeme sluchový orgán rozdělit na část periferní a centrální. Periferní část je dále rozdělena na tři části - **zvní**, **střední** a **vnitřní** ucho a dochází v ní k převodu akustických signálů, jejich recepci a nakonec k transformaci na nervové vzruchy. Do centrální části spadají sluchové a rovnovážné dráhy s příslušnými centry. [3] [5]



Obrázek 3: Anatomie sluchového orgánu [25]

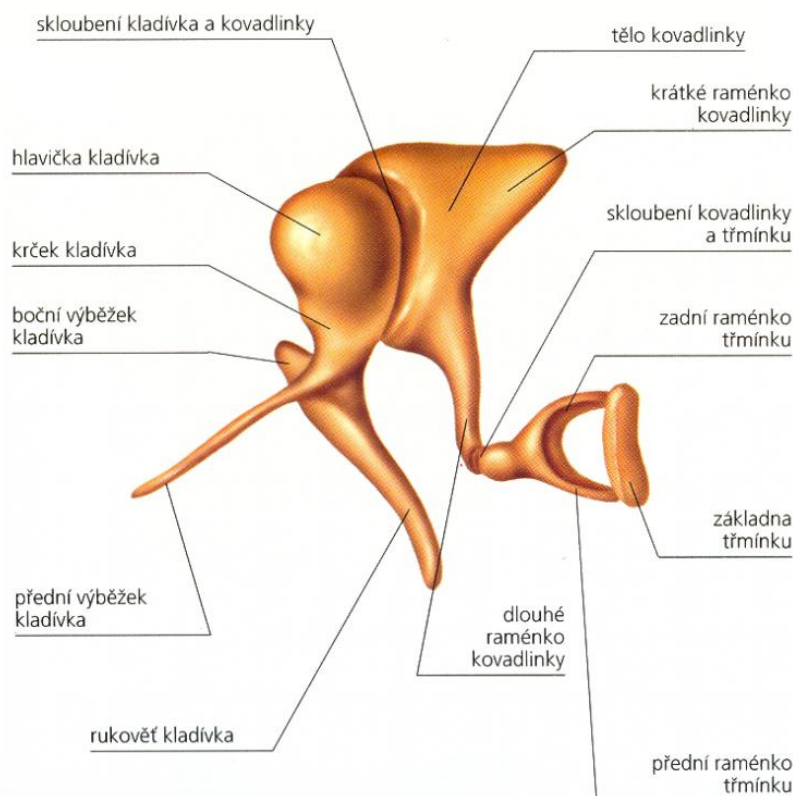
2.1 Zevní ucho

Zevní ucho tvoří boltec spolu se zevním zvukovodem. Ušní **boltec** je tvořen elasticitou chrupavkou (s výjimkou ušního lalůčku), má charakteristický tvar a velikost, je minimálně pohyblivý a jeho funkce spočívá v zachycení zvuku z okolí, který pak směřuje do zevního zvukovodu. Zvuky, které dopadají na boltec a svírají s osou obou uší úhel 15° , jsou nejlépe slyšitelné. **Zvukovod** je tvořen zakřiveným a přibližně 25mm dlouhým kanálkem, na jehož povrchu se vyskytují četné mazové žlázy, které produkují voskovitý ušní maz. Hlavním úkolem zvukovodu je dopravit a zároveň zesílit zvukové vlny zachycené boltcem až k bubínku, který odděluje zevní ucho od středního. [2] [3]

2.2 Střední ucho

Střední ucho se nachází ve spánkové kosti a je tvořeno bubínkem, dutinou vyplněnou vzduchem, která je Eustachovou trubicí spojena s nosohltanem a třemi sluchovými kůstky. Bubínek, jehož podklad tvoří vazivová vrstva, má podobu tenké pružné oválné blány o ploše asi 55mm^2 . Hlavní součást středního ucha tvoří tři sluchové kůstky, které jsou na sebe navzájem napojeny – **kladívko**, **kovadlinka** a **třmínek**. Kladívko je ze všech tří kůstek největší a jeho rukojeť je připojena ke stěně bubínku. Hlavička kladívka je připojena ke kovadlince a pomocí vazů i ke stěně středního ucha. Kovadlinka je dále skloubena s hlavičkou nejmenšího třmínku, který je pomocí prstenčitého vazů spojen s oválným okénkem oddělující střední ucho od vnitřního. Pod oválným okénkem se nachází ještě okénko okrouhlé, které tvoří rovněž přechod do hlemýždě vnitřního ucha. Ve středním uchu se dále nachází drobné svaly, které chrání ucho před poškozením zvuky s vysokou intenzitou.

Funkce středního ucha spočívá v optimálním přenosu akustických signálů z vnějšího prostředí do vnitřního ucha pomocí již zmíněných nitroušních kůstek. Zvukové vlny, které dopadnou na bubínek, způsobí jeho rozkmitání a tyto kmity jsou pomocí soustavy sluchových kůstek přeneseny do vnitřního ucha. Středoušní kůstky v tomto přenosu působí jako páka, čímž zvyšují tlak zvukového vlnění a zabraňují tak značné ztrátě energie, která je způsobena rozdílnými akustickými impedancemi mezi vzduchem v okolním prostředí a tekutinou vnitřního ucha. Kromě tohoto pákového systému kůstek kompenzuje ztrátu energie ještě fakt, že se akustické vlnění přenáší z bubínku na téměř 20 krát menší plochu oválného okénka. [2] [3]

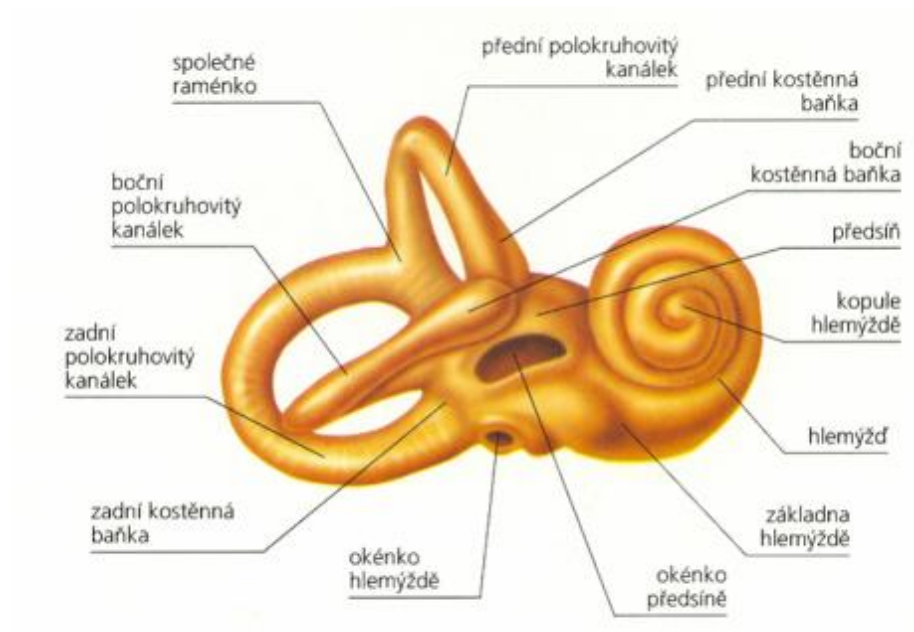


Obrázek 4: Středoušní kůstky [26]

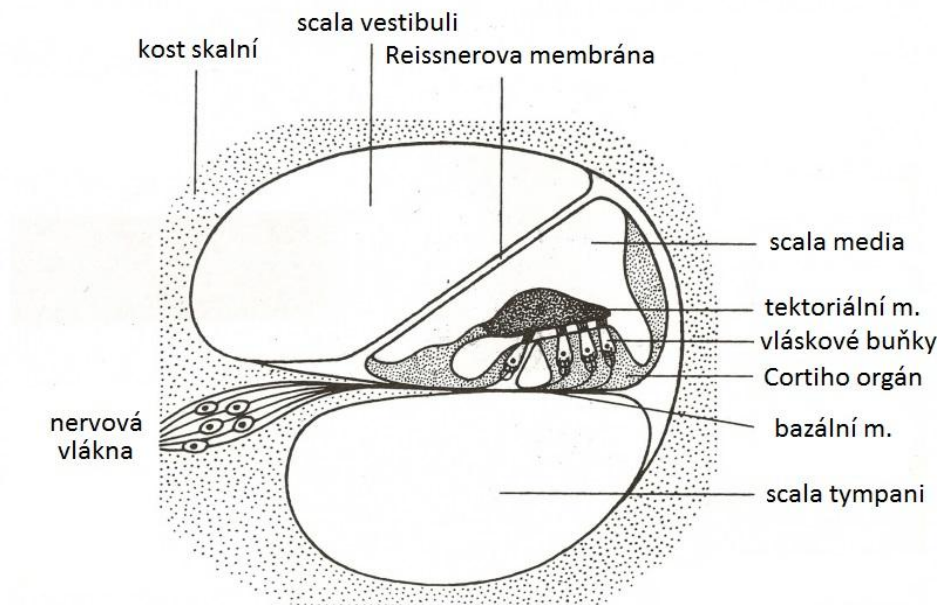
2.3 Vnitřní ucho

Vnitřní ucho je uloženo ve skalní kosti a je tvořeno systémem kanálků nazývaným **kostěný labyrint**, skládající se ze tří polokruhovitých kanálků, předsíně a hlemýždě. Uvnitř kostěného hlemýždě vyplněného tekutinou – **perilymfou**, se nachází menší **blanitý labyrint**, který je obklopen podobnou tekutinou nazývanou **endolymfa** (od perilymfy se liší iontovým složením). Hlemýžď je po celé své délce rozdělen bazální a Reissnerovou membránou na tři dutiny – **scala vestibuli**, **scala tympani**, **scala media (ductus cochlearis)**. Scala vestibuli vyúsťuje v oválné okénko, naproti tomu scala tympani končí okrouhlým okénkem. Obě dutiny jsou vyplněny perilymfou a spojují se na vrcholu hlemýždě otvorem zvaným **hellicotrema**. Scala media je součástí blanitého hlemýždě a obsahuje tedy endolymfu. Na bazální membráně je uloženo vlastní smyslové ústrojí neboli **Cortiho orgán** sestávající z vnitřních a více početnějších vnějších vláskových buněk (receptory sluchu) obsahující smyslové vlásky - **stereocilie**. Cortiho orgán slouží k přeměně zvukových vln na nervové vzruchy, od vnitřních buněk vychází přibližně 95% neuronů a zbylých 5% aferentních neuronů pochází z buněk vnějších.

Rozkmitáním bubínku a přenosem kmitů prostřednictvím sluchových kůstek na oválné okénko dojde k proudění perilymfy, které se přenesou na endolymfu blanitého hlemýždě. Tlakové změny v endolymfě rozkmitají bazální membránu, která dráždí vláskové buňky Cortiho orgánu a dojde tak ke vzniku akčních potenciálů, které putují prostřednictvím sluchového nervu do mozku. Vnitřní ucho je ze všech tří částí nejcitlivější ke sluchovým poruchám. [1] [2] [3]



Obrázek 5: Kostěný labyrint vnitřního ucha [26]



Obrázek 6: Příčný řez hlemýžděm [26]

3 Vyšetření sluchu

Vyšetření sluchu patří k běžným lékařským úkonům, jehož cílem je zjistit, zda je sluch v normě nebo zda je poškozen. Vyšetřením lze zjistit typ sluchové poruchy (**převodní, percepční, smíšená**), závažnost a také v jaké části sluchového orgánu se vyskytuje. Převodní vada se vyznačuje poruchou středního ucha, v případě percepční poruchy je postiženo ucho vnitřní. Existuje několik způsobů jak vyšetřit sluch počínaje jednoduchými až po náročné techniky. Metody se obvykle dělí na **subjektivní** a **objektivní**. Mezi nejčastěji používané subjektivní metody patří především vyšetření pomocí řeči, ladiček, audiometrie čistými tóny a řečová audiometrie. K objektivním metodám se řadí tympanometrie, objektivní audiometrie a vyšetření otoakustických emisí. Většina těchto vyšetření se používá jak u dospělých tak i u dětí. [29]

3.1 Subjektivní metody

Jak už název napovídá, subjektivní metody jsou závislé na spolupráci pacienta. Nespolupráce vyšetřované osoby může negativně ovlivnit výsledek měření. U některých jedinců je provedení těchto metod takřka nemožné kvůli nemožnosti poskytnutí zpětné vazby. Proto bývají nahrazeny metodami objektivními, které nevyžadují jejich spolupráci. Těmito osobami jsou myšleny např. malé děti nebo osoby se sníženým intelektem.

3.1.1 Vyšetření pomocí řeči

Vyšetření sluchu pomocí řeči patří mezi orientační a jednoduchou subjektivní metodu. Provádí se v nehlučné, nejméně 6 metrů dlouhé místnosti. Kvalita sluchu se vyšetřuje plným hlasem (**vox magna - V**) nebo šepotem (**vox sibilans - Vs**). K vyšetření se používají slova obsahující nízké (slova s »u« – hůl, kůl), střední (slova s »a« a »o« – voda, okno) a vysoké formanty (slova s »i«, »e« a *sykavky* – tisíc, měsíc). Při samotném vyšetření sedí pacient vyšetřovaným uchem směrem k lékaři. Druhé ucho je při zkoušce šepotem ucpáno prstem asistenta, který mimo jiné i zabraňuje ve výhledu pacienta na lékaře. Při zkoušce hlasitou řečí je většinou použit Barányho ohlušovač, který vysílá širokospektrální hluk o síle 60 dB. Lékař vyslovuje jednotlivá slova a podle toho zda je po něm vyšetřovaná osoba správně nebo špatně reprodukuje, se od pacienta vzdaluje nebo se k němu přibližuje.

Díky použitým slovům lze určit typ sluchové vady. Převodní nedoslýchavost se vyznačuje špatnou slyšitelností středních a hlubokých hlásek naopak při špatné slyšitelnosti vysokých tónů se jedná o percepční poruchu. Percepční nedoslýchavost je oproti převodní nedoslýchavosti charakterizována velkým rozdílem mezi slyšením hlasité řeči a šepotu.

Pacient s percepční vadou dobře slyší hlasitou řeč, ve které převládají spíše hluboké tóny a naopak špatně slyší šepot, který obsahuje vysoké tóny. Normální sluch se vyznačuje slyšitelností všech slov hlasitou řečí z více než 10 metrů ($10 = V = 10$) a šepotem z více než 6 metrů ($6 - 10 = V_s = 6 - 10$). [3] [9] [10]

3.1.2 Vyšetření ladičkami

Dříve se provádělo vyšetření sluchu sadou ladiček o různých kmitočtech, dnes se především uplatňují speciální ladičkové zkoušky, které využívají jako zdroj zvuku většinou pouze jednu ladičku s konstantní frekvencí. Ladičky jsou většinou kovové a jejich rozkmitáním dojde k produkci zvuku o určité frekvenci. Cílem těchto zkoušek je rozeznat percepční a převodní nedoslýchavost a srovnání délky slyšení kostním a vzdušným vedením. K tomuto účelu se používá kovová ladička s komorním a s patkou. Používají se tři typy zkoušek:

Weberova zkouška (W) – srovnává kostní vedení u obou uší. Rozezvuchaná ladička je patkou přiložena na střední čáru (temeno) vyšetřované osoby, která má za úkol určit ve kterém uchu zvuk ladičky slyší. Pokud tón lateralizuje do hůře slyšícího ucha, jde o převodní vadu tohoto ucha, jestliže lateralizuje do ucha lépe slyšícího, jedná se o percepční vadu horšího ucha. V případě normálního sluchu obou uší, zvuk ladičky nelateralizuje a vyšetřovaná osoba slyší ladičku uprostřed hlavy.

Rinneho zkouška (R) – srovnává kostní a vzdušné vedení jednoho ucha. Nazvučená ladička je patkou přiložena na mastoidní výběžek za uchem a poté před boltec. Vyšetřovaná osoba má za úkol určit, kdy přestane slyšet zvuk ladičky. Rinneho zkouška je pozitivní tehdy, když zdravé ucho slyší déle ladičku vzdušným vedením než vedením kostním, což značí dobrou funkci převodního systému. Stejně je to i u percepční nedoslýchavosti. Naopak Rinneho zkouška je negativní, slyší-li vyšetřovaný ladičku déle kostním vedením, děje se tak u převodní nedoslýchavosti. Rozdíl mezi kostním a vzdušným vedením je přibližně 30dB.

Schwabachova zkouška (Sch) – srovnává délku slyšení kostním vedením mezi vyšetřovaným a lékařem (v případě, že má lékař normální sluch). Ladička se v tomto případě umísťuje na mastoidní výběžek za uchem. Schwabachova zkouška je normální, pokud pacient slyší zvuk ladičky stejně dlouho jako lékař. V případě, že lékař slyší ladičku déle je Schwabachova zkouška zkrácená a vyšetřovaný trpí percepční nedoslýchavostí zkoušeného ucha. V opačném případě slyší-li pacient ladičku déle než lékař, je Schwabachova zkouška prodloužená a vyšetřované ucho má převodní nedoslýchavost. Tato zkouška se ze všech tří uvedených používá nejméně. [3] [9] [10]



Obrázek 7: Vyšetření ladičkami - Weberova a Rinneho zkouška [24]

3.1.3 Audiometrie čistými tóny

Audiometrie čistými tóny (tónová audiometrie) je velmi používanou subjektivní metodou, která slouží k měření citlivosti ucha. Pomocí audiometru jsou do vyšetřovaného ucha generovány čisté tóny určitého kmitočtu (Hz) a intenzity (dB). Čistým tónem se zde rozumí akustický signál, který má sinusový průběh. Rozsah frekvencí se pohybuje od 125Hz do 8kHz (standardní používané kmitočty: 125, 250, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000Hz) a rozsah intenzit je od -10 do 100dB. Kmitočtový rozsah může být v souladu s ISO 389-7 rozšířen na rozsah od 20Hz do 16 000Hz [14]. Audiometrické vyšetření prováděné nad prahem sluchu se označuje jako nadprahová audiometrie. Samotné vyšetření probíhá od záporných hodnot intenzity z důvodu možnosti vyšší citlivosti sluchu některých lidí. Při měření prahu slyšení u velkého množství osob s normálním sluchem byla odvozena úroveň slyšení 0 dB. Pro každou frekvenci je stanoven sluchový práh, který je určen minimální slyšitelnou intenzitou zvuku. Vyšetření se provádí pomocí sluchátek vzdušným a pomocí kostního vibrátoru kostním vedením pro každé ucho zvlášť. U druhého netestovaného ucha je použito maskování úzkopásmovým šumem, aby nedošlo k ovlivnění výsledku. V praxi se nejprve provádí vyšetření prahu vzdušného vedení na lépe slyšícím uchu.

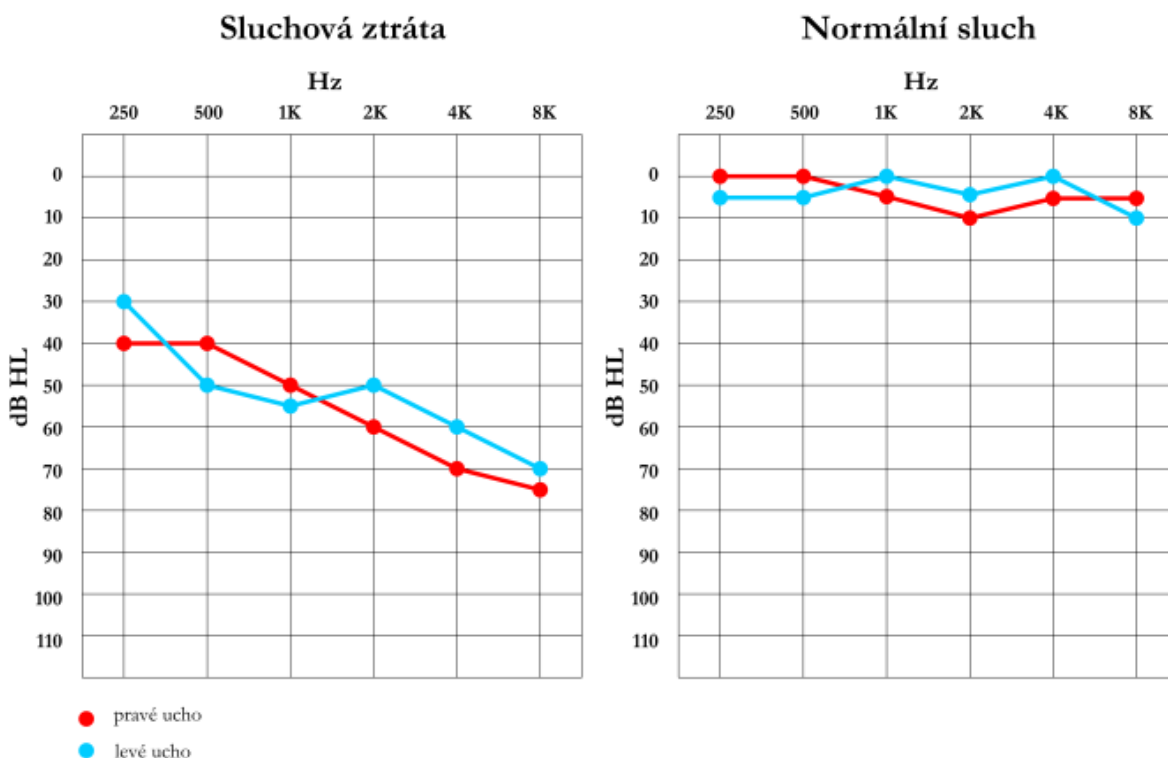
Vyšetření probíhá následujícím způsobem. Vyšetřovaná osoba sedí ve zvukově izolované kabině (audiokomoře), kde se nachází i potřebné přístroje. Pomocí audiometru jsou přes sluchátka do vyšetřovaného ucha přiváděny tóny od nízkých kmitočtů ke kmitočtům vysokým. Tón zvoleného kmitočtu je generován nejprve s nízkou intenzitou a postupně je zesilován k vyšším hladinám intenzity (přibližně po 5dB). Úkolem pacienta je při zaslechnutí tónu signalizovat (zmáčknutím tlačítka na audiometru) vnímání tónu audiologovi, který sedí mimo audiokomoru. Pokud tedy pacient slyší 50% tónů s nastavenou intenzitou a při určitém kmitočtu, je tato hodnota zjištěným prahem slyšení. Pro přesnost se ještě provádí testování s intenzitou mírně pod a nad tímto prahem, pokud je odezva stejná, je tato hodnota intenzity zaznamenána jako práh slyšení při zvoleném kmitočtu. Přesnost měření je závislá na spolupráci vyšetřované osoby a na její soustředěnosti během vyšetření.

Výsledkem audiometrického měření je pak **audiogram** – grafické znázornění prahu slyšení v závislosti na kmitočtu. Vyšetřením každého ucha pro vzdušné i kostní vedení získáme čtyři křivky citlivosti sluchu – křivka pro vzdušné vedení pravým uchem, kostní vedení pro pravé ucho, vedení vzduchem pro levé ucho a kostní vedení pro levé ucho. V audiogramu je vzdušné vedení obvykle značeno plnou čarou a kostní čárkovaně. Pravé ucho se zakresluje červeně a levé modře, pro každé ucho se používají odlišné značky, aby bylo možné od sebe jednotlivé křivky rozlišit. Ukázka audiogramu normálního sluchu a sluchové ztráty je zobrazena na obr. 8.

Pomocí audiometrie čistými tóny lze zjistit ztrátu sluchu na jednotlivých kmitočtech pro každé ucho zvlášť a také můžeme rozlišit jednotlivé typy nedoslýchavosti. Percepční vada sluchu se vyznačuje rovnoměrným zvýšením prahu při vzdušném i kostním vedení. U převodní nedoslýchavosti dochází ke zvýšení prahu pro vzdušné vedení, pro kostní vedení je práh slyšení v normě. Smíšená nedoslýchavost je kombinací obou předchozích, tzn. zvýšení prahu slyšení při obou typech vedení, výraznější zvýšení prahu je u vedení kostního (viz tabulka 2). Audiogramu lze využít i k přednastavení naslouchadel. [5] [7] [9] [12]

Typ poruchy sluchu	Práh kostního vedení	Práh vzdušného vedení
převodová	≤ 20 dB	zvýšený
percepční	zvýšený	zvýšený
smíšená	zvýšený	zvýšený

Tabulka 2: Typ poruchy sluchu [7]



Obrázek 8: Ukázka audiogramu [18]

Jak už bylo řečeno, k vyšetření je nezbytný elektroakustický přístroj přizpůsobený pro vyšetření funkce sluchového orgánu – **audiometr** (ukázka na obr. 9), který v tomto případě generuje čisté tóny přesně určených frekvencí, s nastavitelnou intenzitou a dobou trvání. Doba trvání každého tónu se pohybuje od 200 do 500ms, rozsah používaných frekvencí a intenzit je uveden výše v textu. Čisté tóny bývají vytvářeny jako sled jednotlivých tónů, mezi nimiž je např. 200ms pauza. Aby nedocházelo k mylným výsledkům měření způsobených chybami přístroje, musí být audiometr spolu se sluchátkem a kostním vibrátorem pravidelně kalibrován.

Audiometr obsahuje několik důležitých částí. Základní část tvoří **tónový generátor** s nastavitelným kmitočtem. Další částí je **atenuátor** (dělič napětí) sloužící k nastavení akustického tlaku do sluchátka, při nastavení děliče na 0dB se generuje akustický tlak, který odpovídá normálnímu prahu slyšení. Nezbytnou součástí jsou **kalibrační obvody** umožňující nastavení předepsané hodnoty akustického tlaku, dále **výkonové zesilovače** pro obě sluchátka a pro kostní vibrátor. Potřebným prvkem je i **přepínač**, který slouží k přepínání signálu pro pravé a levé ucho a zároveň k přivedení šumu do sluchátka pro netestované ucho. Důležitou částí je i **generátor maskovacího šumu**, **kommunikační zařízení** pro domluvu mezi lékařem a pacientem, **registrační zařízení** pro zápis audiogramu, **vstup pro CD přehrávač**, **sluchátka** nebo **kostní vibrátor**. Audiometr je řízen mikroprocesorem.



Obrázek 9: Audiometr Madsen Xeta [19]

3.1.4 Řečová audiometrie

Řečová, někdy také slovní audiometrie, se používá ke zjištění prahu vnímání lidské řeči. Cílem vyšetření je určit procento správně slyšených a zopakovaných slov při určité hladině intenzity stimulu. Na záznamové médium je nahrána série testovacích slov, která jsou foneticky vyvážená a běžně známá. Pro dospělé se využívají slovní sestavy podle Sedláčka, pro děti sestavy podle Nováka. Ukázka testovacích slov pro dospělé je v tabulce 3. Dekáda slov (5 jednoslabičných, 3 dvouslabičné, 2 tříslabičné) je poté s různou intenzitou přehrávána přes audiometr pomocí sluchátek do ucha vyšetřovaného, který má za úkol tato slova opakovat. Do druhého ucha je přiveden maskovací šum. Do grafu je následně vyneseno procento správně určených slov v závislosti na intenzitě. Práh vnímání řeči je určen nejnižší hladinou intenzity, při které pacient zcela rozumí 50% testovacích slov. Hodnotí se tvar křivky a její posun. U převodní nedoslýchavosti má křivka normální esovitý tvar, ovšem je posunuta do oblasti vyšších intenzit. Percepční nedoslýchavost se vyznačuje protáhlejším tvarem křivky a diskriminací řeči (vyšetřovaná osoba slyší, ale slovům nerozumí ani při vyšších intenzitách).

Vyšetření probíhá ve zvukově tlumené kabině. Slova mohou být do sluchátek prezentována buď s postupně se snižující nebo zvyšující se intenzitou. V případě vzestupného způsobu prezentace slov se první desítka slov testuje na nejnižší možné hladině intenzity. V dalších krocích se hladina intenzity zvyšuje vždy o 10dB až do doby, kdy pacient opakuje správně všech 10 slov nebo po dosažení maximální hladiny intenzity audiometru. Výsledné hodnoty jsou vyneseny do grafu. Normálně slyšící osoby jsou schopny reprodukovat 90 – 100% testovaných slov, u lehké poruchy je to 75 – 89%, u střední poruchy se procento správně detekovaných slov pohybuje v rozmezí 60 – 74%, u těžké poruchy je to 50 – 59% a osoby s velmi těžkou poruchou jsou schopny rozeznat méně než 49% testovaných slov.

Kromě určení prahu vnímání řeči se vyšetření používá k odlišení periferní a centrální poruchy sluchu, ke stanovení nejnižší intenzity, při které pacient správně detekuje nejvíce slov, k hodnocení efektu sluchadel nebo ke stanovení stupně ztráty sluchu porovnáním prahu vnímání řeči s normálně slyšícími jedinci. Existují tři možnosti prezentace testovacích slov a to pomocí již zmíněných sluchátek, dále z reproduktorů ve „volném zvukovém poli“ (ohraničení místnosti nemá takřka žádný vliv na zvukové vlny) nebo vysílání do kostního vibrátoru, čímž dochází ke stimulaci vnitřního ucha.

Ve srovnání s tónovou audiometrií má řečová audiometrie několik omezení. Jedním z nich je obtížné nastavení přesné hlasitosti vysílaných slov, dalším je komplikovanější odezva vyšetřovaného, který musí opakovat testovací slova. Nelze vyloučit i možnost, že pacient předem zná použitá slova, což může negativně ovlivnit výsledky. [3] [5] [7] [12]

Testovací slova									
drát	olej	lať	váš	tlak	vrch	chraň	tvář	pět	krajka
kolena	žák	kořen	koně	ořech	také	kolečko	daně	trojka	vlečka
čaj	šterk	křeč	krajinka	žert	lež	jelen	věž	dělej	ten
těžko	voda	dveře	dar	kleště	délka	vrata	šavle	čočka	tvoje
kluk	volno	krb	rok	brouk	muclat	blok	hrom	hluk	horko
obul	půl	průlom	kukla	humor	plot	pumpa	mouka	mnoho	dub
plot	hluboko	olovo	uhnout	pomohl	průvod	proud	půlka	poloha	kůlna
tisíc	sít'	cit	děšť	štěstí	síň	sysel	sed'	žeň	šest
dík	žizeň	šicí	sice	sněž	řidič	jíst	křičí	třetí	střed
čtyři	Češi	třicet	číšník	cizí	vzkříšení	šetřit	řetězy	číst	cizinec

Tabulka 3: Testovací slova pro vyšetření řečovou audiometrií

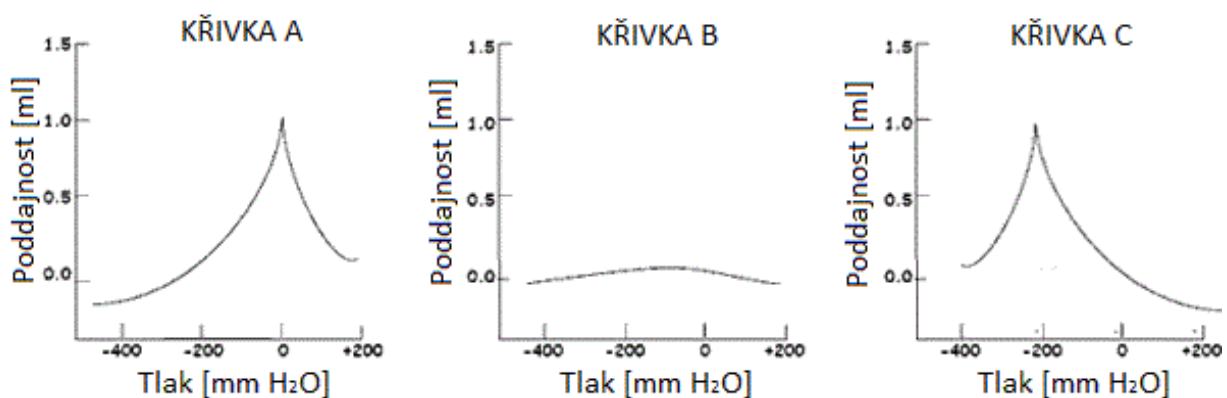
3.2 Objektivní metody

Podstata objektivních metod spočívá v tom, že vyšetření není závislé na spolupráci pacienta a výsledek tak není ovlivněn jeho vůlí. Všechny objektivní metody vyžadují speciální přístrojové vybavení.

3.2.1 Tympanometrie

Tympanometrie slouží k vyšetření pohybů (poddajnosti) ušního bubínku a nepřímo k měření vlastností středoušního převodního systému. Princip metody spočívá v měření odražené akustické energie od bubínku zpět k tympanometru na základě změny tlaku vzduchu v zevním zvukovodu. Tympanometr se skládá ze sondy umístěné v ušním kanálu. Sonda umožňuje vysílat zvuk a zároveň měnit tlak ve zvukovodu. Po vyslání zkušebního tónu s kmitočtem okolo 220Hz a úrovní 90dB se v závislosti na poddajnosti bubínku část zvukové energie odrazí a část projde do středního ucha. Současně zajišťuje sonda změny tlaku vzduchu. Platí, že čím je větší poddajnost bubínku, tím více zvukové energie projde převodním systémem do vnitřního ucha. Nejvyšší poddajnost bubínku odpovídá situaci, kdy se tlaky na obou stranách bubínku rovnají, což ve výsledném tympanometrickém záznamu (tympanogramu) odpovídá vrcholu křivky při nulovém tlaku (viz obr. 10 - křivka A). Čím více se tlak vzduchu ve zvukovodu bude lišit od tlaku vzduchu ve středním uchu, tím nižší bude poddajnost bubínku a zpět k tympanometru se bude odrážet větší množství zvukových vln. Pokud je vrchol křivky posunut směrem k negativním hodnotám tlaku (podtlak ve středouší), značí to poruchu funkce Eustachovy trubice (křivka C). Třetí typ křivky je bez vrcholu, což je způsobeno tím, že tlakové změny ve zvukovodu nemají vliv na poddajnost systému a od bubínku se odráží stále stejný počet zvukových vln (křivka B). Nejčastější příčinou bývá výpotek (tekutina) ve středoušní dutině. Výška křivky tedy udává poddajnost převodního systému, čím je vyšší, tím větší je poddajnost. Vrchol křivky podává informaci při jakém tlaku vzduchu ve středouší je převodní systém nejpoddajnější.

Sonda tympanometru se skládá ze tří částí – *oscilátor, vzduchová pumpa, mikrofon*. Oscilátor slouží k vysílání zvuku do zvukovodu, vzduchová pumpa reguluje změny tlaku vzduchu v uchu v rozmezí +200 daPa až -600 daPa (dekapascal) a konečně mikrofon snímá velikost odražených zvukových vln a zaznamenává úroveň tlaku vzduchu v zevním zvukovodu. Tympanometrie je rychlá, objektivní metoda, kterou lze provádět i u malých dětí. [3] [5] [9] [12]



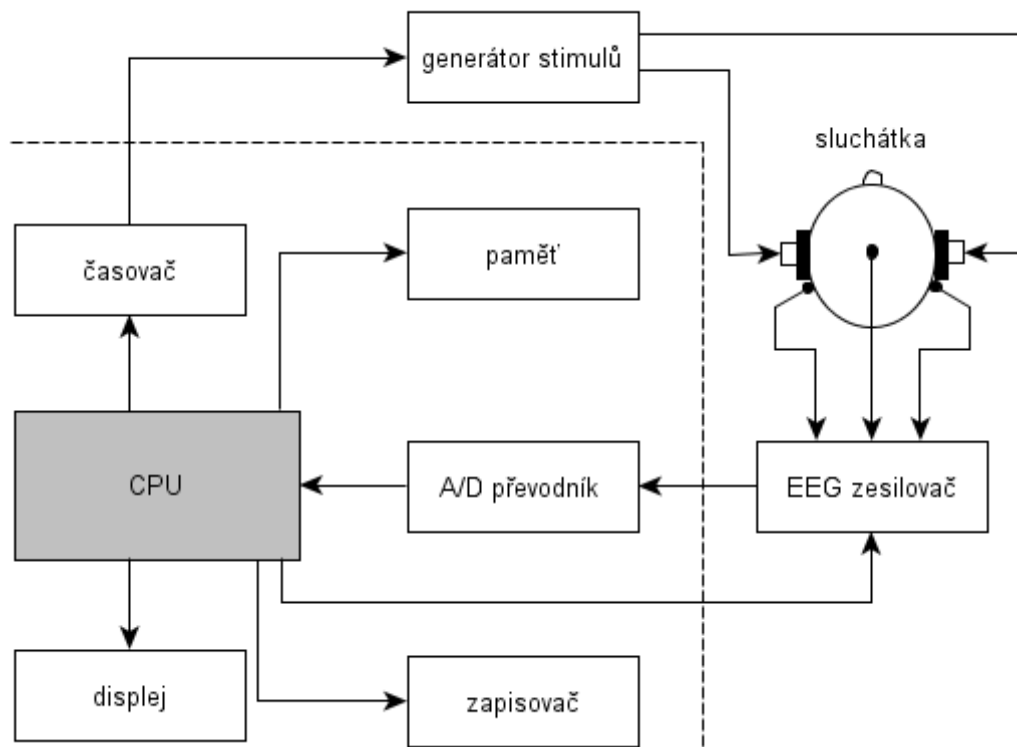
Obrázek 10: Tympanometrické křivky [21]

3.2.2 Objektivní audiometrie

Objektivní audiometrie (ERA) je založena na detekci evokovaných potenciálů z mozku, které jsou odezvou na nadprahový podnět. Elektrické odpovědi vznikající v mozku s časovým zpožděním, jsou velice malé úrovně (mikro až nanovolty), proto je jejich detekce poměrně složitá. Mozek je elektricky aktivní a neustále vytváří elektrické signály, které mají náhodný tvar s velikostí v řádech desítek mikrovoltů a z tohoto důvodu dochází k nežádoucímu překrytí evokovaných potenciálů se spontánní aktivitou mozku. Abychom tyto evokované potenciály mohli detekovat, využívá se metoda sumace, kdy se při opakované stimulaci odstraní náhodné signály a zároveň dojde ke zvýšení amplitud evokovaných potenciálů. Sumační technika je závislá na skutečnosti, že časové zpoždění odpovědi na vyslaný podnět má vždy stejnou hodnotu (okolo 10ms). Čím více opakování akustického podnětu proběhne, tím lepší bude kvalita získaných evokovaných potenciálů.

Podle toho, ve kterých místech potenciály snímáme se dělí na elektrokochleografii, kmenovou audiometrii a korovou audiometrii. **Elektrokochleografie (ECOG)** měří elektrickou aktivitu hlemýždě. Evokované potenciály zde vznikají do 5ms. Při **kmenové audiometrii (BERA)** vznikají elektrické odpovědi v mozковém kmeni a doba latence se pohybuje od 2 do 10ms. Metoda se často používá ke stanovení sluchového prahu a vyšetření sluchové dráhy. Výsledkem vyšetření je křivka s pěti charakteristickými vlnami. První vlna vzniká díky aktivitě sluchového nervu a má nejmenší dobu latence a to 1,5 – 1,9ms. Druhá vlna s latencí 2,5 – 3,0ms je výsledkem aktivity sluchového jádra. Třetí vlna odpovídá aktivitě olivárního jádra a má latenci 3,5 – 4,1ms. A konečně čtvrtá a pátá vlna s latencí 4,3 – 5,2ms a 5,1 – 5,9ms odpovídá colliculus inferior, obě vlny jsou závislé na intenzitě a kmitočtu podráždění. Čím větší je intenzita podnětu, tím kratší jsou vlny. Pokud je komplex všech vln posunut k vyšším latencím, může se jednat o převodní sluchovou vadu. U percepční sluchové vady dochází k prodloužení latencí při nižší intenzitě podnětu. **Korová audiometrie (CERA)** zaznamenává evokované potenciály z kůry mozkové a nese tak informaci o skutečném slyšení. Doba latence se pohybuje až od 50 do 250ms, ve spánku mohou dosáhnout až dvojnásobku.

Audiometr pro objektivní audiometrii se skládá z předzesilovače pro EEG signál s vysokým vstupním odporem, dále z generátoru akustických podnětů a nesmí chybět výkonný a rychlý počítač, který zpracovává snímaný signál. Blokové schéma audiometru pro objektivní audiometrii je vyznačeno na obr. 11. [3] [5] [9] [12]



Obrázek 11: Blokové schéma audiometru pro objektivní audiometri – převzato z [12]

3.2.3 Otoakustická emise

Vyšetření otoakustických emisí je rychlá, jednoduchá a přesná metoda používaná především u malých dětí a novorozenců. Princip metody spočívá ve snímání zvukových emisí, které vznikají činností zevních vláskových buněk. Pohyb vláskových buněk putuje zpátky přes středoušní kůstky a způsobí rozkmitání bubínku, čímž dojde ke vzniku otoakustických emisí. Pokud jsou vláskové buňky nějakým způsobem porušeny, emise nevznikají a s největší pravděpodobností se jedná o nedoslýchavost. Emise zvuku mohou být pohlceny i poškozeným převodním systémem. Vyšetření se provádí speciálním přístrojem opatřeným sondou s citlivým mikrofonom k zaznamenání odezvy na podnět.

Rozlišují se 2 typy otoakustické emise (OAE):

- a) **Spontánní (SOAE)** – k emisi dochází nezávisle bez vnější stimulace. Existují přibližně u 60% zdravých osob.

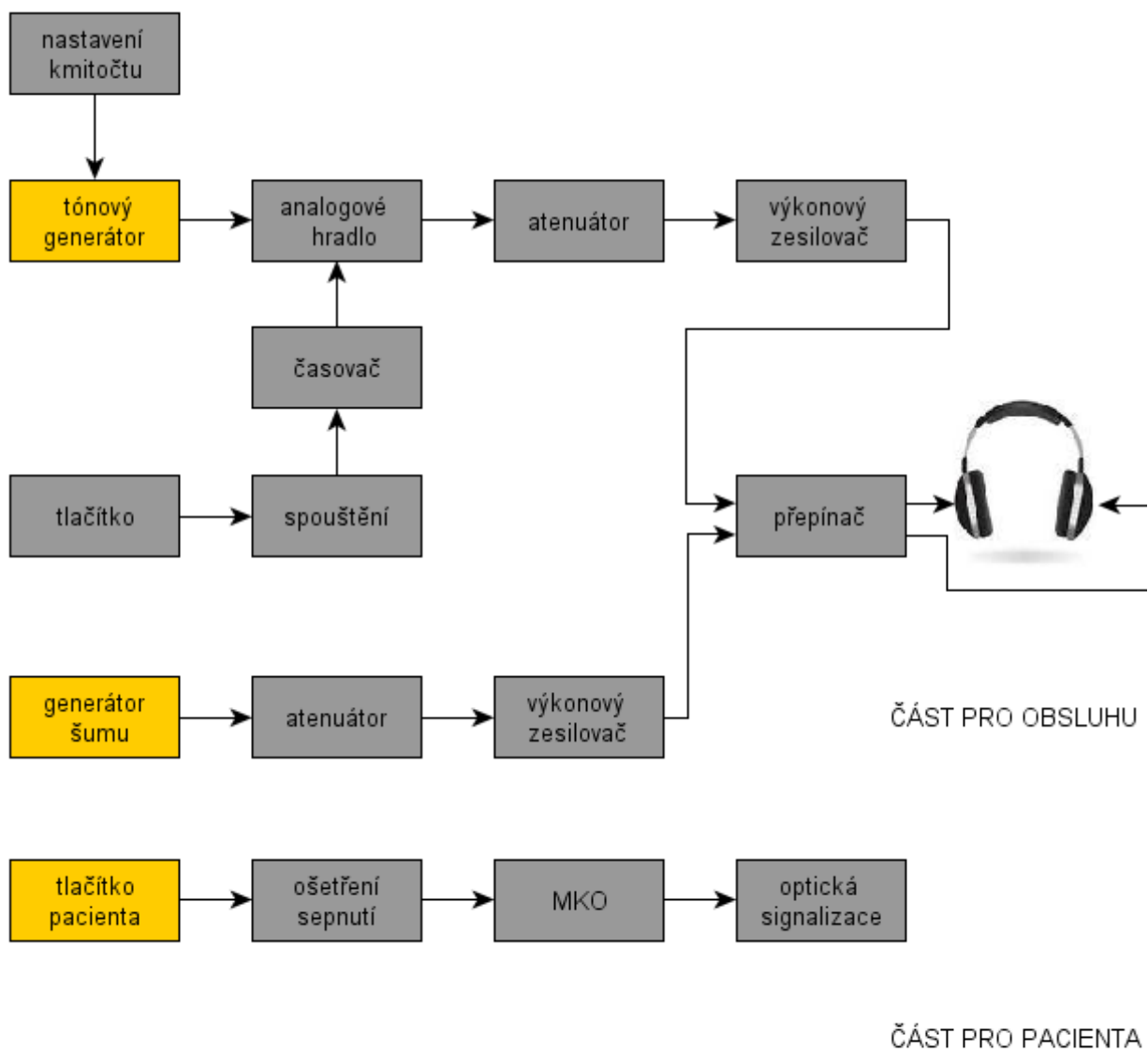
b) **Evokované (EOAE)** – mají větší klinické využití než SOAE. Vznikají jako odezva na akustický podnět, který je produkován sondou do vyšetřovaného ucha. Evokované emise se podle typu akustického podnětu dále dělí na *tranzitorní (TEOAE)*, kdy stimulem bývají krátké zvukové impulsy (kliky) a na emise, které vznikají zkreslením ve sluchovém orgánu (*DPOAE* – Distortion Product Otoacoustic Emissions). Emise jsou způsobeny současným působením dvou tónů různé frekvence, z nichž jeden je vytvářen zkreslením a druhý odrazem. DPOAE jsou méně citlivé na mírné ztráty sluchu než TEOAE. [3] [12]



Obrázek 12: Evoluce přístrojů pro měření otoakustických emisí [20]

4 Návrh audiometru

Návrh blokového schématu audiometru pro vyšetřování prahu slyšení je znázorněn na obr. 13. Blokové schéma obsahuje všechny bloky, které jsou nutné ke správné funkci přístroje. Je rozděleno do dvou částí (část pro obsluhu a část pro pacienta), z nichž první tvoří základ přístroje umožňující vytvoření zvukových signálů (čistého tónu a šumu) a jejich přivedení do sluchátek. Tato část je ovládána obsluhou. Druhá část slouží k tomu, aby vyšetřovaná osoba mohla zmáčknutím tlačítka, které je umístěné v audiologické komoře, signalizovat okamžik zaslechnutí tónu (rozsvícení LED diody).



Obrázek 13: Blokové schéma navrženého audiometru

4.1 Popis jednotlivých bloků

Tónový generátor tvoří hlavní část audiometru. Vytváří čisté tóny sinusového průběhu s konstantní amplitudou v širokém rozsahu frekvencí. Aby bylo možno vyšetřit celé pásmo slyšitelných kmitočtů, umožňuje generátor čistých tónů příslušné frekvence nastavit pomocí přepínače. Konkrétně je generován signál s možností nastavení 8 doporučených kmitočtů: 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 6000, 8000Hz. Jednou z možností generování čistého tónu je využití integrovaného funkčního generátoru, který má schopnost na výstupu vytvářet kromě sinusového průběhu i obdélníkový a trojúhelníkový signál. Nás bude ovšem zajímat pouze průběh sinusový.

Analogové hradlo neboli elektronicky řízený spínač slouží k přerušování testovacího signálu bez vedlejších akustických efektů. Spínač je řízen **časovačem**, který určuje délku trvání tónu (např. 2s signál, 1s pauza). Poměr doby impulsu a odezvy určuje, kdy bude hradlo otevřeno a kdy zavřeno. Analogové hradlo je schopno na rozdíl od digitálního hradla, přenést analogový signál bez zkreslení. K tomu, aby byl do sluchátek přiveden tón, slouží **tlačítko** ovládané obsluhou. Při jeho sepnutí dojde k vysílání obdélníkových impulsů, které řídí spínání analogového hradla. Blok **spouštění** slouží k ošetření vlivu mechanických kontaktů tlačítka. Analogové hradlo spolu s časovačem tvoří klíčovací obvod.

Atenuátor slouží k nastavení požadovaných hodnot akustického tlaku pro jednotlivé kmitočty nebo pro maskovací zvuk. Jedná se o mnohastupňový odporový dělič umožňující přesné nastavení akustického tlaku v rozmezí od -10dB do 80dB s krokem 10dB. Výstup je měněn přepínačem, proto je určení úrovně jednoznačné. Atenuátor umístěný za generátorem šumu umožňuje přesné nastavení úrovně maskovacího signálu.

Nízkofrekvenční výkonové zesilovače zajišťují konečnou úpravu signálu a šumu přicházejících do sluchátek. Úlohou těchto zesilovačů je zesílit signál a šum na požadovaný výkon. Zesilovače jsou přizpůsobeny k připojení sluchátek. Vyznačují se především malým zkreslením.

Přepínač slouží k přepínání signálu a šumu do sluchátek pro pravé a levé ucho. Použitím elektronického přepínače značně omezíme vliv rušení.

Generátor šumu slouží k vyřazení nevyšetřovaného ucha. K tomuto účelu je použit širokopásmový bílý šum z důvodu konstantního výkonu na všech frekvencích. Použití širokopásmového šumu je jednodušší oproti úzkopásmovému, který by musel být řešen včetně oktávních filtrů. Generátor šumu bude realizován pomocí závěrně polarizovaného PN přechodu báze–emitor tranzistoru, který je zdrojem šumu.

Další možností realizace šumového generátoru je např. pomocí číslicových obvodů (generátor pseudonáhodných čísel), kdy vzniklý šum se vyznačuje vyrovnanou kmitočtovou charakteristikou, ovšem nevýhodou je především náročnost spojená se zapojením digitálního generátoru šumu. Zdrojem šumu může být např. i vakuová dioda nebo závěrně polarizovaný přechod Zenerovy diody.

Elektrodynamická sluchátka jsou charakterizována zejména vyrovnanou frekvenční charakteristikou v oblasti předepsaných audiometrických kmitočtů, vysokým mezním kmitočtem a velkou dynamikou. Používají se sluchátka uzavřená.

Tlačítko pacienta slouží k potvrzení, že pacient slyšel vysílaný tón. Jedná se o mechanický spínač, který je vhodný do ruky. Následující blok **ošetření sepnutí** má za úkol eliminovat přechodový odpor kontaktu tlačítka, který by mohl mít negativní vliv na další funkci zařízení.

MKO – monostabilní klopný obvod má jeden stabilní stav, ve kterém setrvává libovolnou dobu, zmáčknutím tlačítka (spouštěcím impulsem) pacientem přejde do kvazistabilního stavu, ve kterém setrvává určitou dobu a poté se opět vrací do stavu stabilního. Toho se zde využívá proto, aby i velmi krátké stlačení tlačítka pacientem vyvolalo dostatečně dlouhé rozsvícení LED, které značí, že pacient slyšel vysílaný čistý tón – blok **optická signalizace**.

5 Popis zapojení obvodů elektroniky audiometru a výpočet jednotlivých prvků

5.1 Tónový generátor

Pomocí generátoru sinusového průběhu vzniká čistý tón s konstantní amplitudou a požadovanou frekvencí. Kmitočet lze měnit v rozsahu od 125 do 8000Hz, k čemuž slouží 12 stupňový otočný přepínač P-DS1 (viz obr. 14), u něhož nejsou využity všechny kontakty, ale pro účely práce pouze 8. Výhodou tohoto přepínače je, že se dá jednoduchým způsobem upravit na požadovaný počet poloh (maximem je 12 poloh).

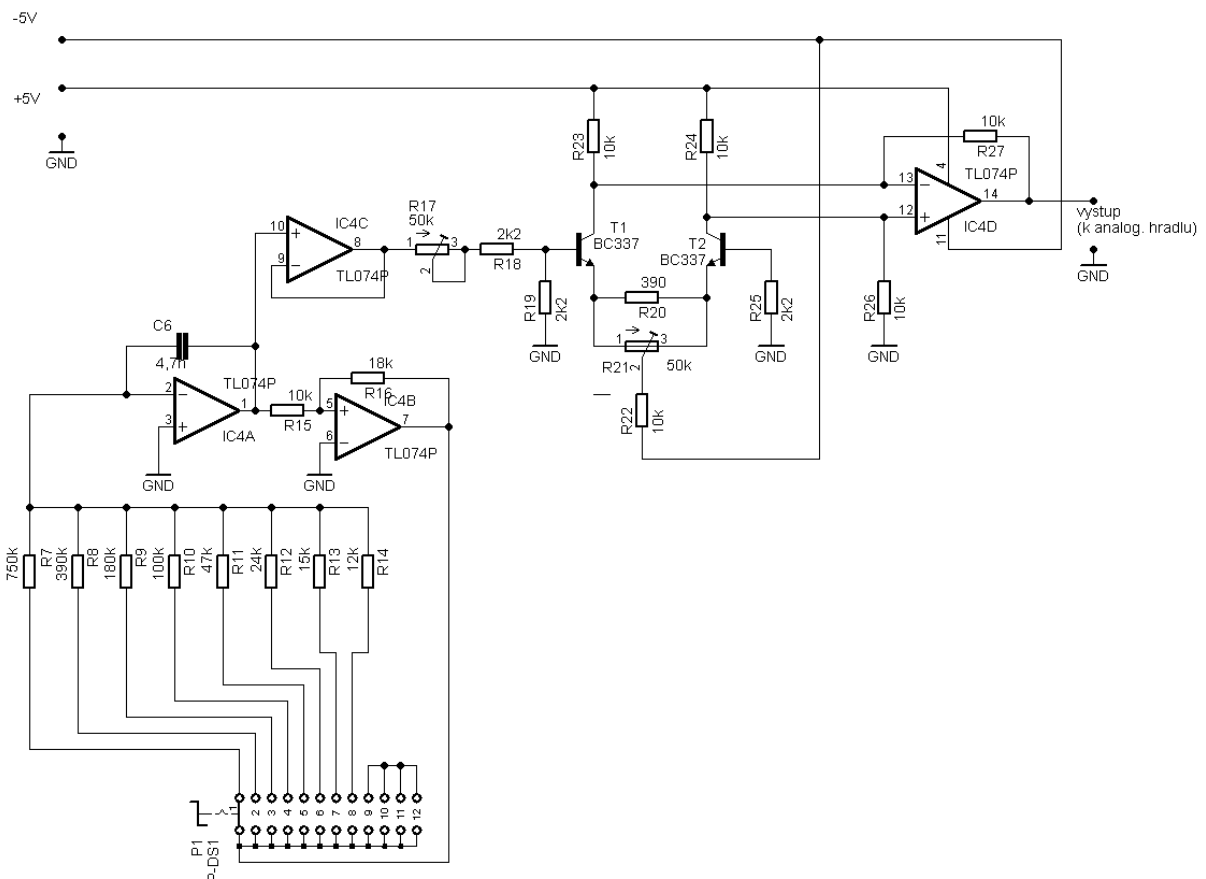


Obrázek 14: Otočný přepínač P-DS1

Generátory harmonických kmitů mohou být převážně LC nebo RC oscilátory, které nepřetržitě kmitají. Nejrozšířenějším tónovým generátorem je RC oscilátor, jehož výhodou je malé tvarové zkreslení harmonického signálu. Pomocí kladné zpětné vazby bývá k zesilovači připojen kmitočtově závislý RC člen – např. Wienův člen. Nevýhodou těchto generátorů je ovšem nízká stabilita frekvence a nestálá amplituda průběhu. Sinusový signál můžeme získat také nepřímo tvarováním trojúhelníků pomocí tvarovacích obvodů s vhodnou převodní charakteristikou, tento způsob generování tónu je použit i v našem případě. Jako tvarovacích obvodů se nejčastěji používají diody nebo tranzistory řízené elektrickým polem. Výhodou těchto generátorů s tvarovacím obvodem je, že neobsahují žádný kmitočtově závislý člen a lze u nich zajistit konstantní amplitudu signálu, což je hlavní požadavek pro náš tónový generátor. Při přepínání kmitočtů pak zůstane amplituda neměnná. [13]

Schéma tónového generátoru je na obr. 15. Generátor primárně generuje trojúhelníkový a obdélníkový signál, z trojúhelníkového je poté pomocí již zmíněného tvarovače získán harmonický sinusový signál. Trojúhelníkový signál je výstupem z integrátoru, obdélníky jsou pak vytvářeny pomocí komparátoru, který je součástí celého generátoru. Amplitudu trojúhelníků určuje velikost rezistoru R_{15} a R_{16} u komparátoru. Na vstup třetího stupně operačního zesilovače TL074P zapojeného jako impedanční

transformátor, je připojen výstup z integrátoru (trojúhelníky) a výstup generátoru je tak „naprázdno“. Samotný tvarovací obvod za impedančním transformátorem funguje na principu přesného vsazení trojúhelníků do přenosové charakteristiky tranzistorového diferenčního stupně. Diferenční stupeň je tvořen dvěma NPN tranzistory BC337, emitorovým rezistorem R_{20} a trimrem R_{21} , který slouží k nastavení symetrie koncového stupně. Na kolektory obou tranzistorů jsou připojeny další dva rezistory R_{23} a R_{24} , na bázi prvního tranzistoru je připojen rezistor R_{18} a R_{19} a s bázi druhého tranzistoru je spojen rezistor R_{25} . Trimr R_{17} slouží k nastavení amplitudy. Nastavením trimru R_{17} a R_{21} na žádoucí hodnoty dosáhneme toho, aby vrcholy trojúhelníky přesně seděly do zaoblění přenosové charakteristiky. Na vstupy koncového stupně zesilovače jsou připojeny kolektory obou tranzistorů. Výstupem z tohoto stupně je pak sinusový signál s konstantní amplitudou.



Obrázek 15: Schéma generátoru sinusového průběhu

5.1.1 Výpočet jednotlivých prvků obvodu

Výstupní frekvence mají nabývat hodnot 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 6000 a 8000Hz. Pro výpočet kmitočtu RC generátoru skládajícího se z integrátoru IC4A a komparátoru IC4B byl odvozen vztah:

$$f = \frac{R_{16}}{4 \cdot R_{15} \cdot R_{7-14} \cdot C_6} \text{ [Hz]} \quad (4)$$

Pro přesné nastavení kmitočtů si musíme vypočítat hodnoty rezistorů $R_7 - R_{14}$. Nejprve si zvolíme hodnotu časovacího kondenzátoru C_6 , který je součástí integrátoru, dále si zvolíme hodnoty rezistorů R_{15} a R_{16} , které jsou součástí komparátoru. Z uvedené rovnice (4) si vyjádříme vztah pro výpočet hodnot jednotlivých rezistorů $R_7 - R_{14}$ (vztah je uveden pro frekvenci $f = 125\text{Hz}$ - první řádek tabulky 4):

$$C_6 = 4,7\text{nF}$$

$$R_{16} = 18\text{k}\Omega$$

$$R_{15} = 10\text{k}\Omega$$

$$R_7 = \frac{R_{16}}{4 \cdot R_{15} \cdot f \cdot C_6} = \frac{18 \cdot 10^3}{4 \cdot 10^4 \cdot 125 \cdot 4,7 \cdot 10^{-9}} = 766\text{k}\Omega \quad (5)$$

f [Hz]	Vypočtená hodnota R_{7-14} [kΩ]	Vyráběná hodnota R_{7-14}	f [Hz] po zaokrouhlení R_{7-14}
125	765,957	750k	127
250	382,979	390k	246
500	191,489	180k	532
1000	95,745	100k	958
2000	47,872	47k	2037
4000	23,936	24k	3989
6000	15,957	15k	6383
8000	11,968	12k	7979

Tabulka 4: Vypočítané hodnoty rezistorů $R_7 - R_{14}$

Hodnoty rezistorů $R_7 - R_{14}$ pro jednotlivé frekvence od 125 do 8000Hz jsou uvedeny v tabulce 4. Vypočtené hodnoty odporů leží velmi blízko hodnotám ve výrobních řadách, nebude tedy nutné k rezistorům připojit do série ještě nastavitelné rezistory – trimry, kterými by se seřídily přesné hodnoty odporů a tím bychom dosáhli požadovaných hodnot jednotlivých kmitočtů. Jak je patrné z tabulky 4, hodnoty kmitočtů vypočítané již se zaokrouhlenými hodnotami odporů do výrobní řady se od požadovaných hodnot liší pouze nepatrně.

Zesilovač (komparátor):

Jedná se o neinvertující zapojení komparátoru (druhého stupně zesilovače TL074P), na jehož neinvertující vstup je připojen výstupní signál z integrátoru (první stupeň operačního zesilovače). Pro zesílení neinvertujícího zesilovače IC4B platí vztah:

$$A = 1 + \frac{R_{16}}{R_{15}} = 1 + \frac{18 \cdot 10^3}{10 \cdot 10^3} = 2,8 \quad (6)$$

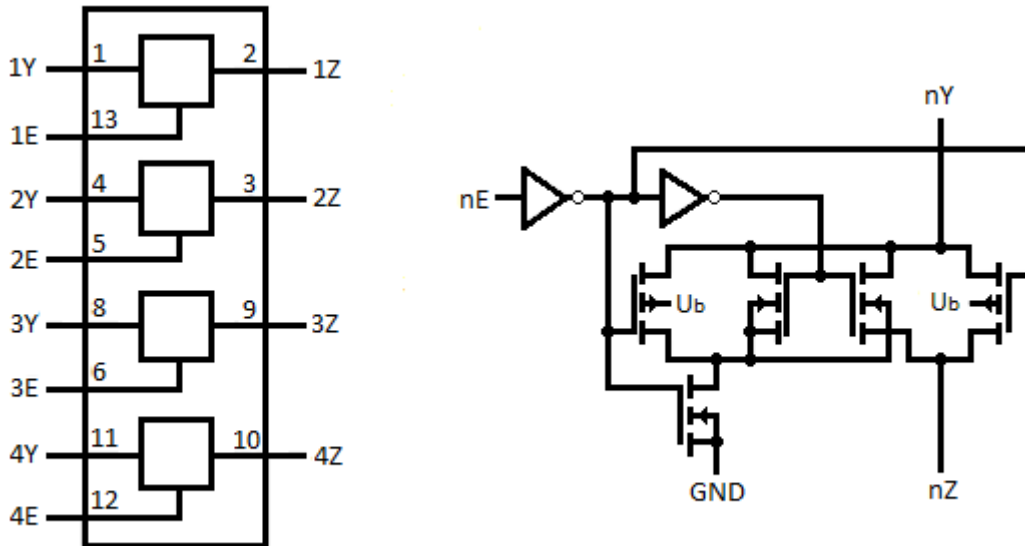
Komparátor tedy bude mít zesílení $A = 2,8$.

Za oddělovacím zesilovačem IC4C, na jehož vstup je opět připojen výstup z integrátoru (trojúhelníky), následuje tvarovač signálu, u něhož všechny hodnoty rezistorů a trimrů byly převzaty z literatury [15], nejsou zde tedy nutné žádné výpočty.

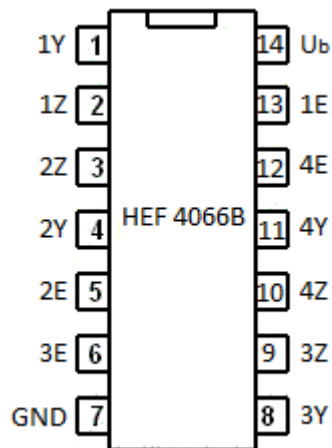
5.2 Analogové hradlo

Sinusový signál, který vznikne v tónovém generátoru postupuje dál do klíčovacího obvodu (viz obr. 18), který zajistí přerušování tónu. Přerušování tónu slouží k tomu, aby pacient dokázal lépe zachytit zvuk vysílaný do sluchátek.

K tomuto účelu slouží analogové hradlo HEF4066B, které je řízeno časovačem NE555 zapojeným jako astabilní klopný obvod. Nutnou podmínkou při klíčování je nezkrácení sinusového průběhu, proto je použit právě elektronicky řízený CMOS spínač, jehož funkční zapojení spolu se schématem jednoho ze čtyř spínačů je na obrázku 16. Na obrázku 17 je pak zapojení patice obvodu s vysvětlením jednotlivých symbolů v tabulce 5.



Obrázek 16: Vlevo funkční zapojení obvodu 4066B a vpravo zapojení jednoho ze čtyř spínačů [33]



Obrázek 17: Vývody obvodu HEF4066B [33]

Symbol	Pin	Popis funkce
1Y, 2Y, 3Y, 4Y	1, 4, 8, 11	Nezávislý vstup nebo výstup
1Z, 2Z, 3Z, 4Z	2, 3, 9, 10	Nezávislý vstup nebo výstup
1E, 2E, 3E, 4E	13, 5, 6, 12	Řídící vstup (aktivní je úroveň H)
GND	7	Zem (0V)
U_b	14	Napájecí napětí

Tabulka 5: Popis jednotlivých pinů obvodu [33]

Popis a funkce obvodu

HCF4066B je čtyřnásobný obousměrný analogový CMOS spínač, který bez zkreslení umožňuje obousměrný přenos signálu do maximální amplitudy $\pm 0,5V$. Řízení se děje změnou napěťové úrovně na řídicím vstupu hradla. Hradlo je aktivní (v sepnutém stavu), když řídicí vstup je na úrovni H (vysoká úroveň). Proud procházející jedním hradlem (maximální hodnota) je $\pm 10mA$. Pro sepnutí hradla je úroveň H na řídicím vstupu maximálně rovna napájecímu napětí (minimální potřebná úroveň je uvedena v katalogovém listu [33]), pro vypnutí je úroveň L (nízká úroveň) rovna $0V$. V sepnutém stavu má hradlo odpor okolo 10Ω . V rozepnutém stavu protéká přes hradlo proud $100nA$ (průměrná hodnota). Udávané harmonické zkreslení signálu na výstupu hradla je $0,4\%$ a lze ho považovat za vyhovující. Povolený spínací kmitočet hradla je $40MHz$ a zpoždění signálu při přenosu přes hradlo je max. $20ns$. Křížový přeslech mezi jednotlivými spínači je velmi malý. Tento parametr nás ovšem v našem případě nezajímá, protože využijeme pouze jedno hradlo a ostatní budou nezapojena.

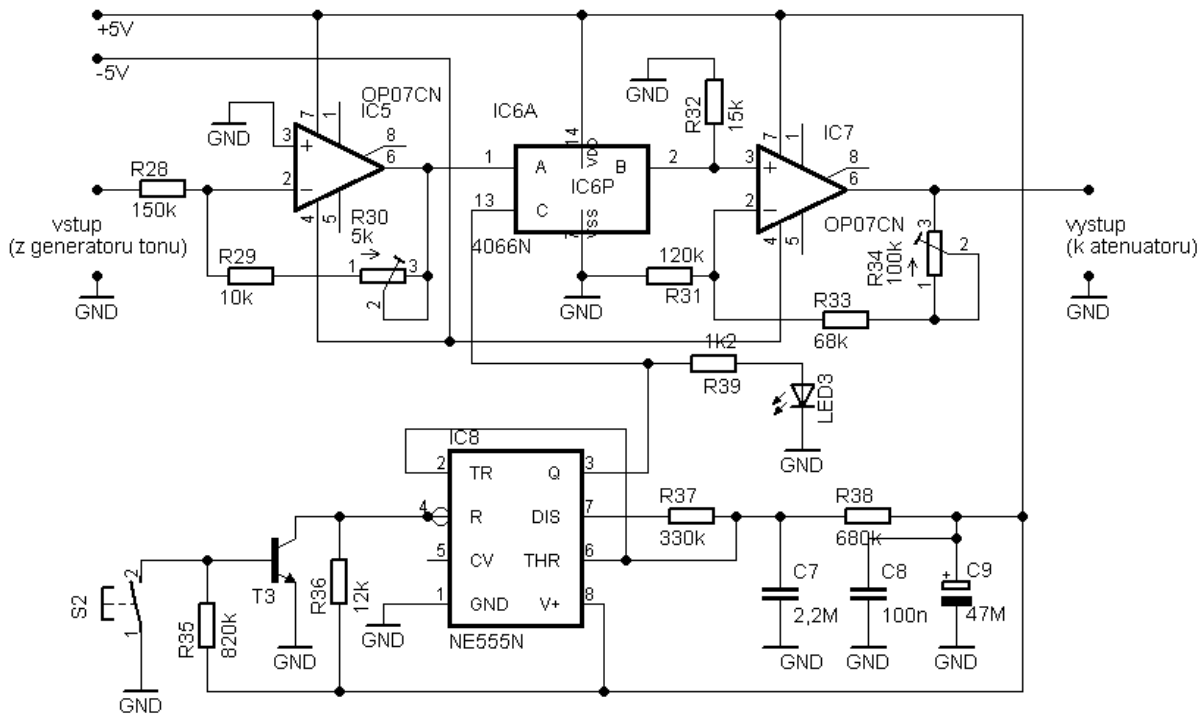
Návrh spínače

Přestože nám pro účely audiometru stačí pouze jeden spínač a zbylé tři budou nevyužité, jeví se použití tohoto obvodu jako velmi výhodné. Při konstrukci spínače z diskretních součástí by se místo na desce oproti použití obvodu HC4066B nešetřilo.

Z hlediska spínání jsou důležité tyto parametry:

- Odpor hradla v sepnutém stavu
- Odpor hradla ve vypnutém stavu
- Úroveň signálu pro spínání a vypínání obvodu
- Rychlost spínání
- Harmonické zkreslení přeneseného signálu
- Maximální velikost přeneseného signálu ($\pm 5V$)

Vzhledem k tomu, že opakovací frekvence spínání jsou v našem případě řádově sekundy, je maximální rychlost spínání hradla $40MHz$ více než dostačující a nemusíme se jí zabývat. Vzhledem k tomu, že pro spínání hradla bude použit výstup z časovače, nebude překročena maximální dovolená úroveň spínacího napětí pro vysokou úroveň H. Celý audiometr je napájen napětím $\pm 5V$ (z toho časovač NE555 napětím $+5V$). Na výstupu časovače (pin 3) je napětí impulsů okolo $0,8U_b$, takže pro řídicí vstup analogového hradla bude podmínka pro řídicí úroveň bezpečně splněna. Dodržení maximální hodnoty vstupního napětí je zajištěno úpravou výstupní úrovně generátoru sinusovky obvodem IC5 (invertující zesilovač s obvodem OP07). Schéma přerušování tónu je na následujícím obrázku 18. [33]



Obrázek 18: Schéma zapojení přerušování tónu

5.2.1 Výpočet jednotlivých prvků obvodu

Zesilovač:

Napětí přicházející na první operační zesilovač IC5 má velikost okolo 3V (výstup z tvarovače). Na CMOS spínač je ovšem nutné přivést napětí o velikosti maximálně 0,5V, my jsme zvolili hodnotu o něco nižší než je maximální možná, a to 0,3V. Je tedy nutné upravit úroveň signálu pomocí operačního zesilovače, který v tomto případě bude fungovat jako „zeslabovač“. Zesílení tohoto invertujícího zesilovače je dáno vztahem:

$$A = -\frac{R_{30} + R_{29}}{R_{28}} \quad (7)$$

Pro tento integrovaný obvod bylo zvoleno zesílení $A = -1/10$ (abychom dostali ze 3V požadovaných 0,3V). Dále si zvolíme hodnotu odporu rezistoru R_{28} ($R_{28} = 150\text{k}\Omega$) a dopočítáme hodnotu rezistoru R_{29} a trimru R_{30} :

$$R_{30} + R_{29} = -A \cdot R_{28} = \frac{1}{10} \cdot 150 \cdot 10^3 = 15000\Omega = 15\text{k}\Omega \quad (8)$$

Součet odporů R_{29} a R_{30} se má rovnat $15\text{k}\Omega$, pro rezistor jsme zvolili $R_{29} = 10\text{k}\Omega$ a pro trimr $R_{30} = 5\text{k}\Omega$.

Druhý operační zesilovač OP07CN (IC7), nacházející se tentokrát za spínačem 4066B, slouží pro úpravu úrovně pro atenuátor, je v neinvertujícím zapojení a pro jeho zesílení platí vztah, který použijeme pro výpočet rezistoru R_{33} a trimru R_{34} :

$$A = 1 + \frac{R_{34} + R_{33}}{R_{31}} \quad (9)$$

Abychom na výstupu zesilovače a zároveň tedy na vstupu odporového děliče získali požadované napětí, které odpovídá akustickému tlaku 80dB je nutné pro druhý stupeň zvolit zesílení $A = 2,4$. Opět si zvolíme hodnotu jednoho rezistoru, konkrétně $R_{31} = 120\text{k}\Omega$, rezistor R_{33} a trimr R_{34} dopočítáme podle uvedeného vztahu:

$$R_{34} + R_{33} = R_{31} \cdot (A - 1) = 120 \cdot 10^3 \cdot (2,4 - 1) = 168\text{k}\Omega \quad (10)$$

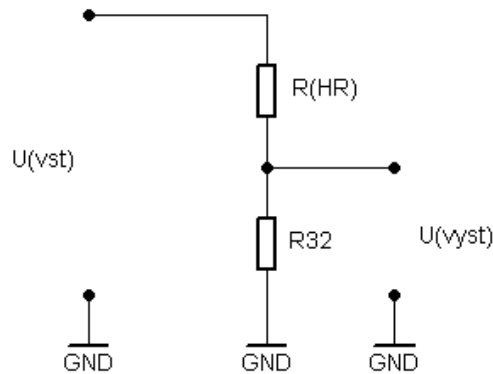
Součet odporů R_{34} a R_{33} se má rovnat $168\text{k}\Omega$, pro rezistor jsme zvolili $R_{33} = 68\text{k}\Omega$ a pro trimr $R_{34} = 100\text{k}\Omega$.

Výpočet R_{32} :

Velmi důležitou veličinou je svodový odpor hradla ve vypnutém stavu. Ten totiž rozhoduje o tom, jak bude potlačen signál na jeho výstupu ve vztahu k zatěžovacímu odporu, který pro výstup hradla představuje vstupní odpor IC7 (je zapojen jako neinvertující zesilovač), který je zde určen rezistorem R_{32} . Rezistor R_{32} se spolu s odporem hradla v sepnutém stavu (10Ω), který je s ním zapojen v sérii uplatní i jako zátěž IC7. Touto skutečností je omezena i jeho minimální velikost. Na straně druhé jeho maximální velikost souvisí s tím, jak bude signál procházející hradlem při rozepnutí hradla na jeho výstupu potlačen. Předpokládejme, že na vstupu hradla je maximální přípustné napětí $0,5\text{V}$. Pak při proudu 100nA představuje hradlo odpor:

$$R_{HR} = \frac{U_{vst}}{I_{HR}} = \frac{0,5}{100 \cdot 10^{-9}} = 5 \cdot 10^6 \Omega \quad (11)$$

Pro tento případ si můžeme nakreslit následující náhradní zapojení:



Obrázek 19: Náhradní zapojení pro výpočet R_{32}

kde:

U_{vst} – vstupní napětí CMOS spínače

$U_{výst}$ – výstupní napětí CMOS spínače ve stavu vypnuto

R_{HR} – odpor CMOS spínače mezi vstupem a výstupem ve stavu vypnuto

Stanovme si nyní podmínku, že odstup výstupního napětí při vypnutí hradla bude např. 50dB. To znamená, že tato hodnota výstupního napětí bude o 50dB pod úrovní, kterou vyšetřovaná osoba slyšela. Předpokládejme, že napětí na vstup hradla bude 0,3V. Pak můžeme psát:

$$U_{výst_{dB}} = 20 \log \frac{U_{vst}}{U_{výst}} \quad [V] \quad (12)$$

Odtud pak pro 50dB dostaneme:

$$\frac{U_{vst}}{U_{výst}} = 316,2278 \quad (13)$$

což je antilogaritmus čísla 50/20, tj. 2,5 a výstupní napětí pak bude 0,000949V (316 krát menší než U_{vst}). Z výrazu (14) pro výpočet výstupního napětí si vyjádříme vztah pro výpočet rezistoru R_{32} :

$$U_{výst} = U_{vst} \frac{R_{32}}{R_{32} + R_{HR}} \quad (14)$$

Tedy:

$$R_{32} = \frac{U_{vyst} \cdot R_{HR}}{U_{vst} - U_{vyst}} = \frac{0,000949 \cdot 5 \cdot 10^6}{0,3 - 0,000949} = 15861,55\Omega \quad (15)$$

Nyní musíme R_{32} zaokrouhlit do řady. V řadě odporů E24 je nejbližší nižší hodnota $15k\Omega$. Pokud nyní CMOS spínač sepne, pak rezistor spolu s vnitřním odporem sepnutého spínače tvoří zátěž IC7. Vnitřní odpor sepnutého CMOS spínače můžeme vůči R_{32} zanedbat (je to jen 10Ω). Hodnota $R_{32} = 15k\Omega$ je taková, že výstup IC7 je v podstatě „naprázdno“ a jeho zatížení můžeme zanedbat.

5.3 Monostabilní a astabilní klopný obvod

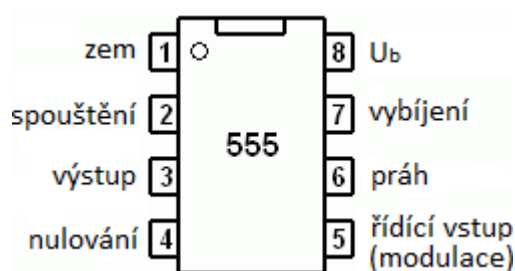
Klopný obvod (KO) je zařízení, které může nabývat dvou odlišných napěťových stavů – stabilního a nestabilního. Ke změně jednoho stavu na druhý dochází skokově. KO jsou ve většině případů realizovány pomocí kombinace několika hradel. Můžeme je rozdělit na základní tři druhy – *monostabilní*, *astabilní* a *bistabilní*. V následujícím textu budou popsány pouze první dva typy, které jsou v této práci použity.

Monostabilní klopný obvod (MKO) vytváří v našem případě po stlačení tlačítka pacientem impuls vhodné doby trvání. Má jeden stabilní stav, ve kterém zůstává libovolnou dobu, a jeden kvazistabilní (nestabilní) stav, ve kterém může setrvat pouze přechodně (definovanou dobu) a poté se opět vrací do stavu stabilního. Vychýlení do kvazistabilního stavu se děje přivedením krátkého záporného spouštěcího impulsu (v našem případě zmáčknutím tlačítka). MKO se nejčastěji používá jako zpožďovací prvek. Monostabilní klopný obvod je nejčastěji realizován pomocí integrovaného obvodu – časovače 555. Tento způsob realizace je použit i v mé práci, proto zde popíši jeho funkci a základní zapojení.

Druhým neméně důležitým typem klopného obvodu je obvod **astabilní** (AO), který oproti monostabilnímu nemá žádný stabilní stav, dochází pouze k neustálému přepínání (kmitání) dvou nestabilních stavů (oscilace). AO se může použít např. jako impulsní nebo tónový generátor, realizace může být stejně jako u MKO provedena pomocí časovače 555.

5.3.1 Časovač 555

Velmi populární integrovaný obvod NE555 (SE555, SA555,..) je časovač, který se s velkou úspěšností používá buď jako zpožďovací člen (MKO) nebo jako oscilátor (AO). Časovač se vyrábí ve dvou možných provedeních, v klasickém nebo technologii CMOS. Existuje také časovač s označením 556, což jsou dva integrované obvody uložené v jednom pouzdře. Obvod 555 má celkem 8 pinů (vývodů), které jsou znázorněny na obr. 20.

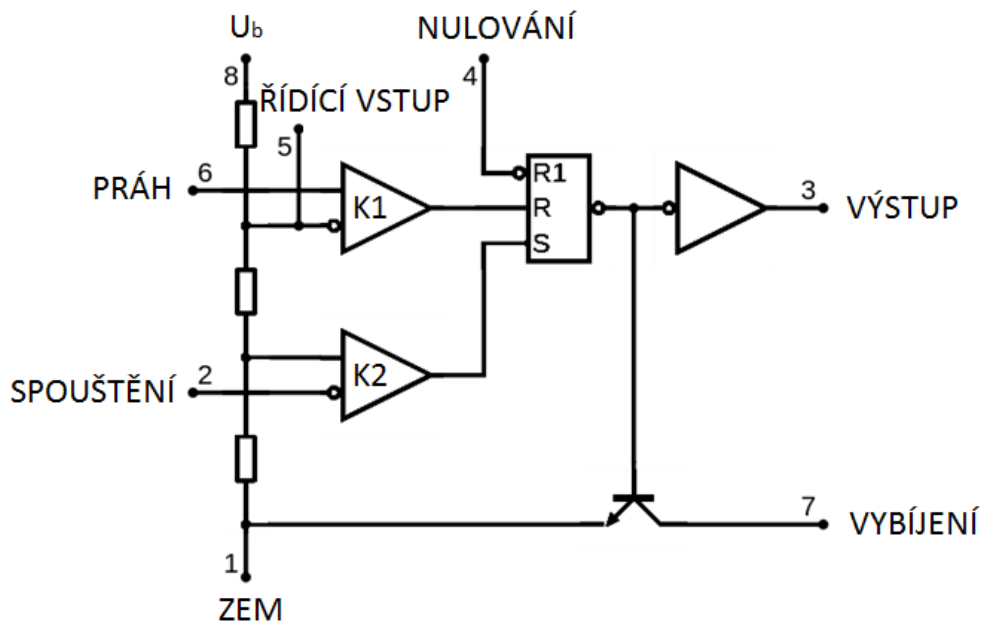


Obrázek 20: Vývody obvodu NE555 [23]

Základní vlastnosti integrovaného obvodu:

- Spínací doba menší než $2\mu\text{s}$
- Maximální pracovní frekvence větší než 500kHz
- Délka jednoho impulsu od ms po hodiny
- Možnost pracovat jako astabilní i monostabilní multivibrátor
- Velký výstupní proud
- Nastavitelný poměr impulsu k mezeře (střída)
- Kompatibilní s obvody TTL
- Teplotně stabilní

Na obr. 21 je vidět vnitřní blokové schéma časovače 555. Schéma sestává ze dvou komparátorů K1 – prahový a K2 – spouštěcí komparátor. Za komparátory se nachází klopný obvod RS, invertující výstupní zesilovač a vybíjecí tranzistor. Odporový dělič na vstupu je složen ze tří totožných rezistorů a slouží k rozdělení napětí na třetiny. Na prvním komparátoru K1 (na vývodu 5) se nachází $2/3$ napájecího napětí zdroje a jedná se tedy o komparátor vysoké úrovně, na komparátoru K2 je $1/3$ napájecího napětí a je úrovně nízké. Napájecí napětí v rozmezí $4,5 - 16\text{V}$ je přivedeno na pin 8. Pin 1 je spojen se zemí. Vývod 2 a 6 nepřímo slouží k ovládání klopného obvodu. Napěťové úrovně vývodů 2 a 6 jsou porovnávány komparátory s $1/3$ a $2/3$ napájecího napětí (U_b). Pokud napětí na pinu 2 klesne pod $1/3$ napájecího napětí, přeskóčí klopný obvod do stavu log. H (vysoká úroveň), kde napětí se rovná minimálně $2,5\text{V}$. Naopak jestliže napětí na pinu 6 přesáhne $2/3$ napájecího napětí, klopný obvod se přepne do log. L (nízká úroveň), kde je hodnota napětí blízká nule. V tomto okamžiku dojde k otevření vybíjecího tranzistoru a na vývod 7 se dostane záporné napájení (vybití kondenzátoru). Do klopného obvodu vstupuje ještě vývod 4, jehož úkolem je přerušování činnosti obvodu a překlapaní tak KO do stavu log. L nezávisle na jeho vstupech. Výstup klopného obvodu je veden na invertor (výstupní zesilovač), který je poté přiveden na pin 3 sloužící jako výstup. [22] [23] [37]



Obrázek 21: Vnitřní blokové schéma obvodu NE555 [37]

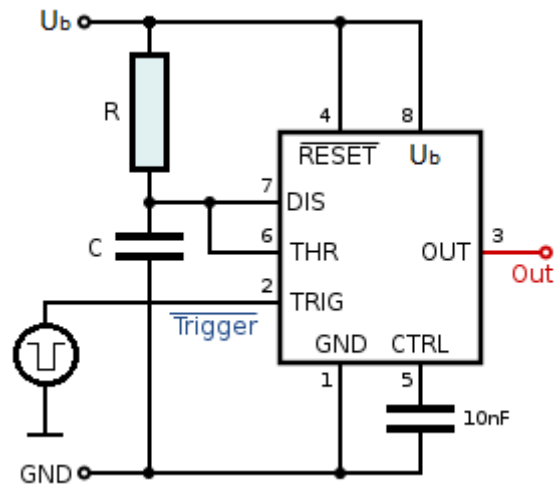
Časovač 555 lze použít ve dvou základních zapojeních, buď jako **monostabilní** klopný obvod (MKO) nebo jako **astabilní** klopný obvod (AKO).

Zapojení obvodu 555 ve funkci MKO

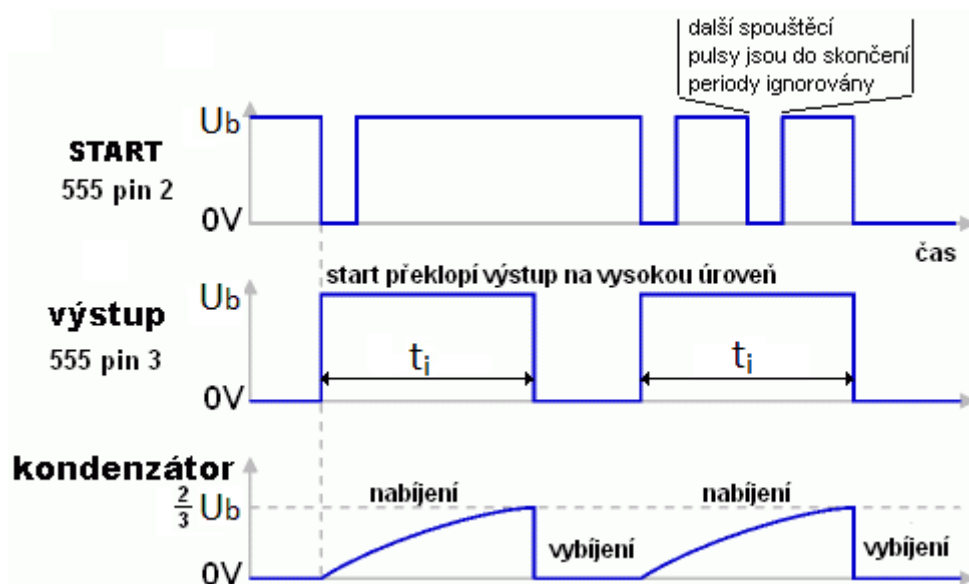
Tento typ zapojení patří k nejjednoduššímu a nejčastěji používanému a v našem případě je použit v obvodu s názvem „tlačítko pacienta“. Na obr. 22 je vidět základní zapojení časovače 555 jako monostabilního klopného obvodu. Z uvedeného schématu je patrné, že tento mód vyžaduje ke své činnosti pouze dvě součástky – rezistor R a kondenzátor C. V momentě, kdy se na vstupu spouštěcího komparátoru objeví napětí menší než $1/3$ napájecího napětí, což je způsobeno krátkým (záporným) spouštěcím impulsem, dojde k zahájení činnosti obvodu. Klopný obvod se tak překloupí do stavu H, vybíjecí tranzistor se uzavře (nevodivý stav) a kondenzátor C se přes rezistor R začne nabíjet. Před příchodem spouštěcího impulsu je tomu naopak, vybíjecí tranzistor je otevřen a kondenzátor je zcela vybit. Nabíjením kondenzátoru na něm stoupá napětí a jakmile dosáhne $2/3$ napájecího napětí dojde k překlopení obvodu zpátky do stavu L (v důsledku uvedení prahového komparátoru do činnosti) a k vybití kondenzátoru. Vybíjecí tranzistor je v tuto chvíli uveden do vodivého stavu. Tímto je pracovní cyklus integrovaného obvodu ukončen a v tomto stavu setrvává až do příchodu dalšího spouštěcího impulsu. Princip monostabilního zapojení ilustruje obr. 23, kde jsou znázorněny časové průběhy napětí. Vrchní signál na obrázku tvoří záporné spouštěcí impulsy, uprostřed je vyznačen signál vznikající na výstupu (pin 3) a spodní graf ukazuje průběh nabíjení kondenzátoru na $2/3$ napájecího napětí. [17] [22]

Doba za kterou se kondenzátor nabije z hodnoty 0 na hodnotu $\frac{2}{3}$ napájecího napětí (doba trvání impulsu z MKO) je ovlivněna velikostí jeho kapacity a odporu a je dána vztahem:

$$t_i = 1,1 \cdot R \cdot C \quad [s] \quad (16)$$



Obrázek 22: Schéma zapojení NE555 jako MKO



Obrázek 23: Průběhy napětí [22]

Zapojení obvodu 555 jako AKO

Tento typ zapojení je v našem případě použit v obvodu zajišťující přerušování tónu. Na obr. 24 je vidět základní zapojení časovače 555 jako astabilního klopného obvodu. Z uvedeného schématu je patrné, že oproti předchozímu vyžaduje tento mód ke své činnosti navíc jeden rezistor R_2 . Časovač v tomto zapojení funguje jako oscilátor, který vytváří pravidelné obdélníkové kmity. Činnost obvodu je zahájena připojením napájecího napětí, v tuto chvíli se kondenzátor C začne nabíjet přes rezistory R_1 a R_2 . Jakmile dosáhne napětí na kondenzátoru $2/3$ napájecího napětí, dojde k překlopení klopného obvodu do stavu L (nízká úroveň). Vybíjecí tranzistor se otevře a kondenzátor se začne vybíjet pouze přes rezistor R_2 . Vybije-li se kondenzátor na hodnotu menší jak $1/3$ napájecího napětí, dojde k opětovnému překlopení klopného obvodu do stavu H (vysoká úroveň) – nabíjení kondenzátoru a uzavření vybíjecího tranzistoru. Celý cyklus se neustále opakuje, dokud je přítomno napájecí napětí. Princip astabilního zapojení je znázorněn na obr. 25. Horní graf na obrázku znázorňuje výstupní signál na pinu 3 (střídání vysoké H a nízké úrovně L), spodní signál pak ukazuje průběh nabíjení kondenzátoru z $1/3$ napájecího napětí U_b na $2/3U_b$. [17] [22]

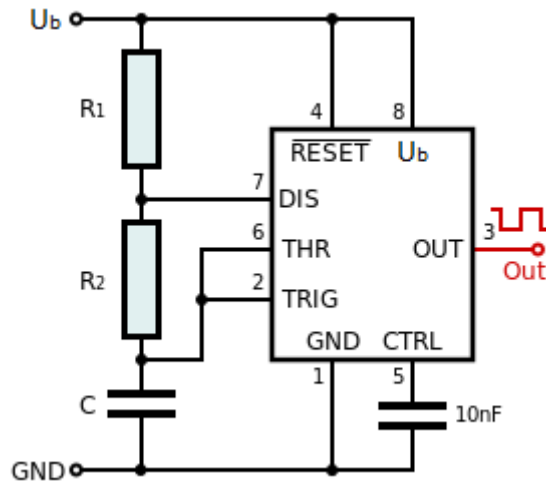
Doba nabíjení kondenzátoru – doba, kdy je výstupní signál na vysoké úrovni (t_i) je stejně jako v předchozím případě dána velikostí jeho kapacity a velikostí obou odporů R_1 a R_2 . Ovšem doba vybíjení kondenzátoru – doba, kdy je na výstupu nízká úroveň (t_m) je závislá pouze na kapacitě a na hodnotě odporu rezistoru R_2 , jelikož se kondenzátor vybíjí pouze přes tento rezistor. Nabíjecí a vybíjecí doba je tedy dána následujícími vztahy:

$$t_i = 0,69 \cdot C \cdot (R_1 + R_2) \quad [s] \quad (17)$$

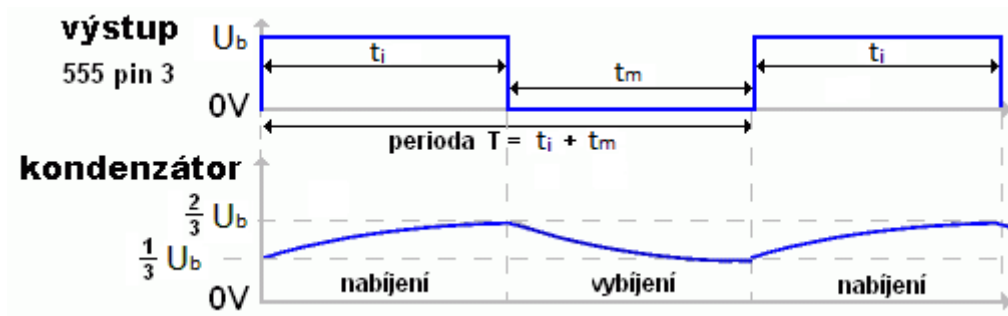
$$t_m = 0,69 \cdot C \cdot R_2 \quad [s] \quad (18)$$

Délka jedné periody je potom dána součtem nabíjecí a vybíjecí doby kondenzátoru:

$$T = t_i + t_m = 0,69 \cdot C \cdot (R_1 + 2R_2) \quad [s] \quad (19)$$



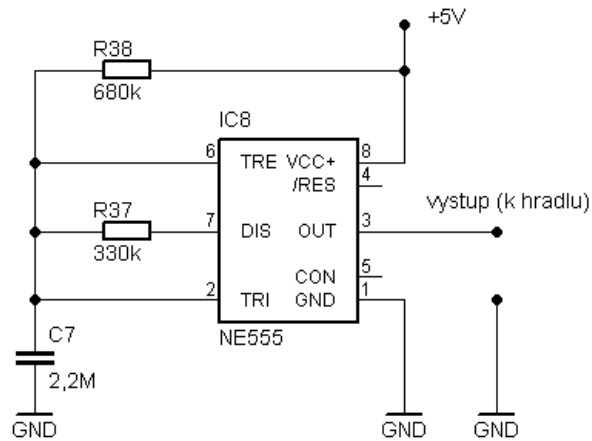
Obrázek 24: Schéma zapojení NE555 jako AKO



Obrázek 25: Průběhy napětí [22]

5.3.2 Výpočet jednotlivých prvků astabilního obvodu

Pro klíčování akustického signálu je vhodné mít generátor, který dává kratší impuls a delší mezeru. To však běžné zapojení časovače jako astabilního obvodu neumožňuje. Proto bylo zvoleno zapojení nepříliš běžné, pomocí kterého je možno vytvořit střidu až 0,3 (doba trvání impulsu je kratší než doba trvání mezery). Schéma zapojení je na následujícím obrázku:

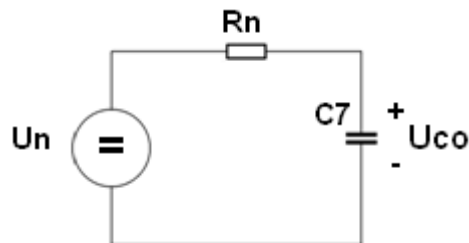


Obrázek 26: Schéma zapojení časovače jako AKO

Stejně jako u základního obvodu (viz katalogový list výrobce [37]) je i zde základní podmínkou pro překlápění obvodu změna napětí na C_7 v mezích $1/3U_b$ a $2/3U_b$. Zásadní změnou je, že do nabíjecí časové konstanty, která určuje dobu trvání impulsu, se započítává pouze rezistor R_{38} . Proto pro dobu trvání impulsu platí rovnice:

$$t_i = 0,69 \cdot R_{38} \cdot C_7 \quad [s] \quad (20)$$

Pro vybíjení C_7 platí následující náhradní obvod:



Obrázek 27: Náhradní obvod pro výpočet vybíjecí doby C_7

V tomto obrázku je pro U_n (náhradní zdroj napětí) a R_n (náhradní rezistor) dáno:

$$U_n = U_b \frac{R_{37}}{R_{38} + R_{37}} \quad [V] \quad \text{a} \quad R_n = \frac{R_{38} \cdot R_{37}}{R_{38} + R_{37}} \quad [\Omega] \quad (21)$$

Za dobu trvání impulsu se kondenzátor C_7 nabije na hodnotu $2/3U_b$. Když impuls skončí, začne se C_7 vybíjet a vybíjení skončí v okamžiku, kdy napětí na C_7 dosáhne hodnoty $1/3U_b$. Časový průběh napětí U_c na kondenzátoru je popsán rovnicí:

$$U_c = U_b \frac{R_{37}}{R_{38} + R_{37}} \cdot \left(1 - e^{\frac{-t}{R_n \cdot C_7}}\right) + \frac{2}{3} U_b \cdot e^{\frac{-t}{R_n \cdot C_7}} \quad [V] \quad (22)$$

Hodnota $2/3U_b$ ve druhém členu na pravé straně rovnice představuje počáteční podmínku (U_{co}) v okamžiku počátku vybíjení C_7 . Vybíjení kondenzátoru C_7 končí, když napětí na něm dosáhne hodnoty $1/3U_b$. Časem potřebným pro vybití C_7 z hodnoty $2/3U_b$ na $1/3U_b$ je určena doba mezery mezi impulzy. Můžeme tedy psát:

$$\frac{1}{3}U_b = U_b \frac{R_{37}}{R_{38} + R_{37}} \cdot \left(1 - e^{\frac{-t}{R_n \cdot C_7}}\right) + \frac{2}{3}U_b \cdot e^{\frac{-t}{R_n \cdot C_7}} \quad (23)$$

Odsud po úpravě dostaneme:

$$e^{\frac{-t}{R_n \cdot C_7}} = \frac{\frac{R_{37}}{R_{38} + R_{37}} - \frac{2}{3}}{\frac{R_{37}}{R_{38} + R_{37}} - \frac{1}{3}} = \frac{R_{37} - 2R_{38}}{2R_{37} + R_{38}} \quad (24)$$

A konečně vztah pro výpočet doby mezery bude vypadat takto:

$$t_m = \frac{R_{37} \cdot R_{38}}{R_{37} + R_{38}} \cdot C_7 \cdot \ln \frac{R_{37} - 2R_{38}}{2R_{37} + R_{38}} \quad (25)$$

Proto, aby tento obvod fungoval je nutno zajistit, aby napětí na C_7 pokleslo při vybíjení na $1/3U_b$. To bude splněno, když bude platit, že:

$$U_b \frac{R_{37}}{R_{38} + R_{37}} < \frac{1}{3}U_b \quad (26)$$

Úpravou této nerovnosti dostaneme:

$$R_{37} < 0,49R_{38} \quad (27)$$

Touto podmínkou je také omezen maximální poměr impulzu a mezery obdélníků, které je možno v tomto obvodu vytvořit. Při nesplnění této podmínky nebude obvod pracovat.

Výpočet R_{37} a R_{38} :

Při výpočtu rezistoru R_{37} a R_{38} (viz schéma přerušování tónu na obr. 18) použijeme tedy vztahy (20) a (25) pro výpočet doby, kdy se výstupní signál nachází ve vysoké úrovni (impuls) t_i – nabíjecí doba kondenzátoru C_7 a doby, kdy je naopak signál v úrovni nízké (mezera) t_m – vybíjecí doba kondenzátoru C_7 . Tyto doby určují délku trvání tónu. Vzhledem k tomu, že opakovací kmitočet je nízký, zvolíme $C_7 = 2,2\mu\text{F}$. Kondenzátor bude foliový s radiálními vývody. Dobu trvání impulsu volíme $t_i = 1\text{s}$. Pro rezistor R_{38} (vyjádřením ze vztahu (20)) tedy platí:

$$R_{38} = \frac{t_i}{0,69 \cdot C_7} = \frac{1}{0,69 \cdot 2,2 \cdot 10^{-6}} = 658k\Omega \quad (28)$$

Nejbližší vyšší hodnota v řadě E24 je 680kΩ, tudíž **R₃₈ = 680kΩ**. Doba trvání impulsu se nepatrně prodlouží, což nám nevadí.

Doba, kdy je na výstupu nízká úroveň (t_m) je dána vztahem:

$$t_m = \frac{R_{37} \cdot R_{38}}{R_{37} + R_{38}} \cdot C_7 \cdot \ln \frac{R_{37} - 2R_{38}}{2R_{37} - R_{38}} \quad (29)$$

Podle podmínky pro zachování funkce obvodu musí být splněno, že $R_{37} < 0,49R_{38}$. R_{37} musí být tedy menší než 0,49·680kΩ, což je 330kΩ. Hodnota se nachází v řadě, můžeme tedy psát **R₃₇ = 330kΩ**. Dosadíme-li nyní vypočtené hodnoty rezistorů do vztahu (29) pro výpočet doby trvání mezery, dostaneme:

$$t_m = \frac{3,3 \cdot 10^5 \cdot 6,8 \cdot 10^5}{3,3 \cdot 10^5 + 6,8 \cdot 10^5} \cdot 2,2 \cdot \ln \frac{3,3 \cdot 10^5 - 2 \cdot 6,8 \cdot 10^5}{2 \cdot 3,3 \cdot 10^5 - 6,8 \cdot 10^5} = 1,93s \quad (30)$$

Znamená to tedy, že doba trvání tónu ve sluchátkách subjektu bude 1s a mezera mezi tóny 2s. Tato doba vyhovuje. Obvod s těmito hodnotami byl použit a jeho správnou funkci dokládá záznam z osciloskopu (viz obr. 39 na str. 69).

Výpočet R₃₉:

Hodnota rezistoru R_{39} závisí na typu použité LED3. Byla zvolena kulatá LED o průměru 5 mm signalizující červenou barvou. Na výstupu časovače je při $I_{LED} = 2mA$ výstupní napětí $U_{výst} = 3,8V$ (hodnota odečtena z katalogového listu k časovači NE555 při napájecím napětí $U_b = 5V$). Napětí v propustném směru (při $I_{LED} = 2mA$) je $U_{LED} = 1,6V$. Na základě těchto parametrů lze spočítat hodnotu rezistoru R_{39} :

$$R_{39} = \frac{U_{výst} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{3,8 - 1,6}{2 \cdot 10^{-3}} = 1100\Omega = 1,1k\Omega \quad (31)$$

Protože se tato hodnota rezistorů nevyrábí, zvolili jsme nejbližší hodnotu z řady E12, tedy **R₃₉ = 1,2kΩ**. LED nepatrně poklesne proud, avšak v dovoleném rozmezí:

$$I_{LED} = \frac{U_{výst} - U_{LED}}{R_{41}} = \frac{3,8 - 1,6}{1200} = 1,8mA \quad (32)$$

Výpočet R_{35} :

Bipolární tranzistor T_3 (viz obr. 18) je zapojen se společným emitorem a je typu NPN. Tento typ zapojení se vyznačuje tím, že emitor je připojen k zápornému napájecímu napětí a k otevření tranzistoru dochází díky proudu báze I_b , který teče ke kladnému napájecímu napětí. Tranzistor pracuje v našem případě jako spínač, to znamená, že se nachází pouze ve dvou stavech – otevřeném (sepnutém) a uzavřeném (rozepnutém). K sepnutí tranzistoru je potřeba malé napětí přivedené na bázi, poté začne tranzistorem protékat velký kolektorový proud. Z katalogového listu k tranzistoru typu BC337 [30] zjistíme jeho nejdůležitější parametry jako je maximální napětí kolektor-emitor U_{ke} , které je rovno 45V, dále maximální dovolený proud kolektorem I_k , který činí 800mA a v neposlední řadě také proudový zesilovací činitel pro něhož je udávána minimální hodnota $h_{21E} = \beta = 100$. Saturační napětí mezi bázi a emitorem (U_{bes}) se rovná 0,6V (úbytek napětí na přechodu báze-emitor) a představuje napětí mezi bázi a emitorem u zcela otevřeného tranzistoru.

Nejprve si spočítáme maximální kolektorový proud I_{kmax} , který bude protékat tranzistorem při sepnutém stavu, jako podíl napájecího napětí U_b a zatěžovacího odporu, který je roven hodnotě odporu rezistoru R_{36} , jehož hodnotu jsme si zvolili $R_{36} = 12k\Omega$. Tranzistorem bude tedy protékat proud daný pouze napájecím napětím a zátěží R_{36} :

$$I_{kmax} = \frac{U_b}{R_{36}} = \frac{5}{1,2 \cdot 10^4} = 4,16 \cdot 10^{-4} A \quad (33)$$

Proud bázi stanovíme jako podíl vypočteného maximálního kolektorového proudu a proudového zesilovacího činitele vynásobený činitelem nasycení s , což je opravná konstanta, která se obvykle volí mezi hodnotou 1,2 – 2, v našem případě jsme si stanovili $s = 1,2$. Činitel nasycení definuje kolikrát je proud do báze tranzistoru větší než proud báze, který posune pracovní bod (průsečík zatěžovací přímky s příslušnou charakteristikou) na mezní přímku. Činitel nasycení je zde především proto, aby zařízení fungovalo s libovolným tranzistorem. Za proudový zesilovací činitel β , který souvisí s polohou pracovního bodu tranzistoru, pak dosadíme minimální (nejhorší) hodnotu (čím nižší hodnota, tím je pracovní bod blíže k mezní přímce):

$$I_b = \frac{I_{kmax}}{\beta} \cdot s = \frac{4,16 \cdot 10^{-4}}{100} \cdot 1,2 = 5 \cdot 10^{-6} A = 5\mu A \quad (34)$$

Napětí na rezistoru R_{35} spočítáme tak, že od napájecího napětí 5V odečteme saturační napětí mezi bázi a emitorem na sepnutém tranzistoru:

$$U_{R_{35}} = U_b - U_{bes} = 5 - 0,6 = 4,4V \quad (35)$$

Nyní už můžeme z Ohmova zákona zjistit hledanou hodnotu rezistoru R_{35} , proud tekoucí přes rezistor R_{35} je roven proudu tekoucí do báze I_b :

$$R_{35} = \frac{U_{R_{35}}}{I_b} = \frac{4,4}{5 \cdot 10^{-6}} = 880k\Omega \quad (36)$$

Hodnotu odporu opět zaokrouhlíme do řady E12: $R_{35} = 820k\Omega$. Snížení hodnoty R_{35} se neprojevívá na funkci navrhovaného obvodu (činitel nasycení se mírně zvýší).

Hodnoty blokovacích kondenzátorů C_8 a C_9 jsme zvolili tak, že fóliový $C_8 = 100nF$ a elektrolytický $C_9 = 47\mu F$ (obvykle používané hodnoty pro blokování napájení).

Rezistory (uhlíkové do 0,5W)	
Označení	Hodnota
R_{35}	820k
R_{36}	12k
R_{37}	330k
R_{38}	680k
R_{39}	1k2

Tabulka 6: Souhrn vypočítaných hodnot odporů klíčovacího obvodu

Kondenzátory		
Označení	Hodnota	Typ
C_7	2M2	fóliový
C_8	M1	keramický
C_9	47M	elektrolytický

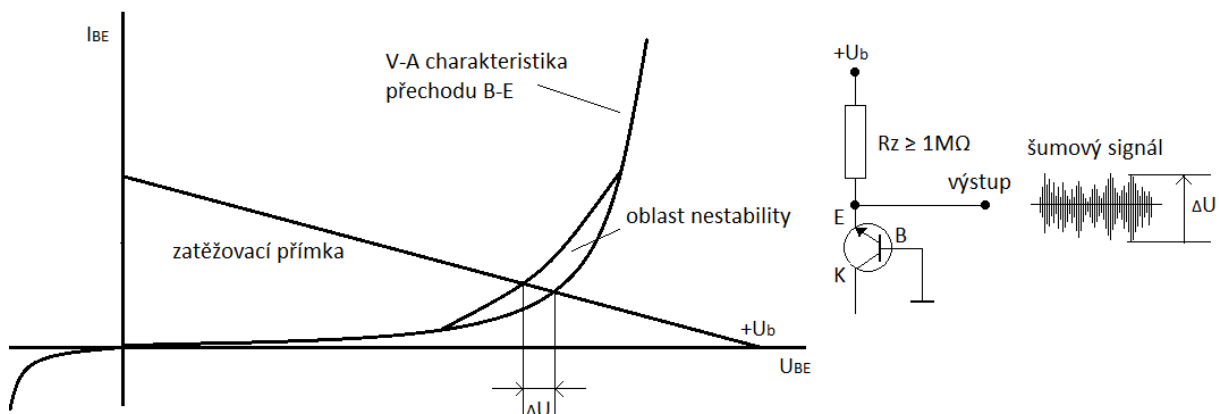
Tabulka 7: Souhrn hodnot kondenzátorů klíčovacího obvodu

5.4 Šumový generátor

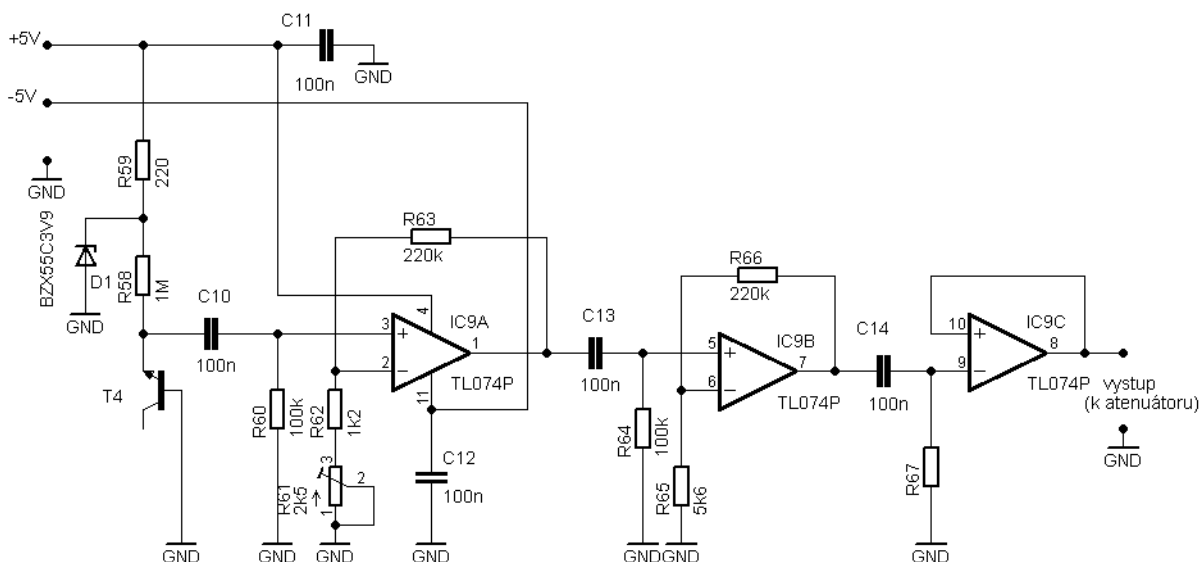
Generátory šumu mají široké uplatnění v mnoha odvětvích, jedním z nich je například zvuková technika, ochrana soukromí při komunikaci – šifrování, podpora spánku atd. Šumové generátory vytvářejí šum se spojitým spektrem. Rozlišujeme dva základní typy šumu – *bílý* a *růžový*. Bílý šum obsahuje všechny frekvence a má konstantní výkon v každém stejně širokém kmitočtovém pásmu. Růžový šum pak získáme z kombinace generátoru bílého šumu a speciálního RC filtru se strmostí 3dB na oktávu. Na rozdíl od bílého šumu, u něhož jsou energie jednotlivých složek ve spektru zastoupeny rovnoměrně, se růžový šum vyznačuje tím, že jednotlivé složky mají směrem k vysokým kmitočtům nižší energii. V našem případě bude k vyřazení nevyšetřovaného ucha při audiometrii použit generátor širokopásmového bílého šumu.

Šumové generátory mohou být realizovány dvěma základními způsoby – digitálně nebo analogově. Digitální řešení se provádí pomocí **generování pseudonáhodných čísel** s použitím posuvného registru. Abychom však získali šum v analogové formě, ve které ho potřebujeme, bylo by nutné do obvodu přidat D/A převodník, čímž by se realizace výrazně zkomplikovala. Ke generování šumu v analogové podobě slouží polovodičové šumové prvky. K nejběžnějším zdrojům bílého šumu patří **Zenerova dioda (ZD)** nebo **přechod báze-emitor tranzistoru v závěrném směru**. Další možností šumového generátoru je použití **vakuové diody**, pracující v oblasti nasycení. V případě generátoru šumu se Zenerovou diodou se využívá lavinový šum závěrně polarizovaného PN přechodu. Jako šumových prvků se používají především Zenerovy diody jejichž zenerovo napětí U_{ZD} je větší jak 6V.

Generátor bílého šumu s tranzistorem NPN využívá závěrně polarizovaného přechodu báze-emitor. Tento typ šumového generátoru je použit i v této práci a jeho schéma je uvedeno na obr. 29. Výhodou oproti řešení se Zenerovou diodou je větší frekvenční rozsah. Jako zdroj šumu je zvolen germániový tranzistor, který se z hlediska šumu jevil jako nejvhodnější. Tento typ tranzistoru se už sice nevyrobí, ale na ústavu BMI byl k dispozici. Princip spočívá v tom, že se při malých proudech I_{BE} na voltampérové charakteristice přechodu báze-emitor v závěrném směru vyskytuje oblast nestability, kde se průběh křivky náhodně mění. Mezi zdroj napětí a emitor šumějícího tranzistoru je zapojen zatěžovací rezistor R_z (skládající se z rezistoru R_{58} a R_{59}), tak aby zatěžovací přímka protнула na voltampérové charakteristice právě onu oblast nestability (viz obr. 28). Na výstupu se pak díky náhodným přeskokům V-A charakteristiky objeví šumové napětí. Kolektor K se v tomto případě nechává nezapojený. Zenerova dioda připojená mezi rezistor R_{58} a R_{59} zde slouží jako stabilizátor malého napětí. Jelikož je úroveň šumu nízká (řádově jednotky mV), je nutné jeho zesílení. Aby nedošlo k přesycení zesilovače je vzniklý šum zesílen pomocí dvoustupňového zesilovače, první stupeň má nastavitelné zesílení pomocí trimru R_{61} . Obvod dále obsahuje tři střídavé vazby před každým stupněm zesilovače, aby se nepřenesla stejnosměrná složka. Po zesílení bude mít šumové napětí velikost řádově v jednotkách V. [13]



Obrázek 28: Způsob generování bílého šumu v oblasti nestability V-A charakteristiky přechodu B-E tranzistoru [13]



Obrázek 29: Schéma generátoru šumu

5.4.1 Výpočet jednotlivých prvků obvodu

Obvod sloužící ke generování bílého šumu se skládá z následujících částí: závěrně polarizovaný PN přechod báze–emitor tranzistoru T_4 , který je zdrojem šumu, zenerova dioda D_1 , která slouží jako stabilizátor malého napětí, dále tři střídavé vazby k zabránění přenosu stejnosměrné složky a v neposlední řadě čtyřstupňový operační zesilovač TL074P, jehož čtvrtý stupeň je nezapojen a který je důležitý ke zvýšení úrovně vytvářeného šumu.

Výpočet R_{59} :

Abychom mohli vypočítat hodnotu rezistoru R_{59} , potřebujeme znát parametry použité zenerovy diody a to především zenerovo napětí U_{ZD} , které udává výrobce a proud procházející diodou I_{ZD} , který zjistíme z příslušného katalogového listu k použité diodě [32]. Napětí na rezistoru R_{59} si spočítáme tak, že od napájecího napětí U_b odečteme zenerovo napětí:

$$U_{R_{59}} = U_b - U_{ZD} = 5 - 3,9 = 1,1V \quad (37)$$

Z Ohmova zákona si nyní vypočítáme hodnotu rezistoru R_{59} :

$$R_{59} = \frac{U_{R_{59}}}{I_{ZD}} = \frac{1,1}{5 \cdot 10^{-3}} = 220\Omega \quad (38)$$

Tato hodnota odporu se běžně vyrábí, není tedy nutné zaokrouhlovat, $R_{59} = 220 \Omega$. Hodnotu rezistoru R_{58} jsme zvolili $R_{58} = 1M\Omega$.

Filtry typu horní propust:

Schéma generátoru šumu na obr. 29 obsahuje celkem tři střídavé vazby (filtry typu horní propust), které mají za úkol eliminovat stejnosměrnou složku signálu. První filtr je tvořen kondenzátorem C_{10} a rezistorem R_{60} . Mezi dvěma stupni operačního zesilovače TL074P se nachází druhá střídavá vazba složená z kondenzátoru C_{13} a rezistoru R_{64} a před třetím stupněm posledního zesilovače je poslední filtr typu horní propust reprezentován kondenzátorem C_{14} a rezistorem R_{67} .

Nejprve jsme si zvolili dolní mezní frekvenci $f_{md} = 16\text{Hz}$, což je nejnižší frekvence, kterou je člověk schopen vnímat. Protože jsou ve vzorci (39) dvě neznámé veličiny (C_{10} a R_{60}), musíme si jednu z nich zvolit, zvolili jsme si tedy hodnotu kondenzátoru C_{10} ($C_{10} = 100\text{nF}$) a hodnotu rezistoru R_{60} dopočítáme podle vztahu (40).

$$f_{md} = \frac{1}{2\pi \cdot C_{10} \cdot R_{60}} \quad [\text{Hz}] \quad (39)$$

$$R_{60} = \frac{1}{2\pi \cdot C_{10} \cdot f_{md}} = \frac{1}{2\pi \cdot 100 \cdot 10^{-9} \cdot 16} = 99\,471\Omega = 99k\Omega \quad (40)$$

Nejbližší hodnota odporu rezistoru R_{60} , která se vyrábí je $R_{60} = 100\text{k}\Omega$. Protože jsou všechny tři filtry totožné, lze pro zbývající dva použít stejný vztah se stejnými dosazovanými hodnotami, bude platit tedy: $C_{10} = C_{13} = C_{14} = 100\text{nF}$, $R_{60} = R_{64} = R_{67} = 100\text{k}\Omega$.

Zesilovač:

Z důvodu velmi nízké úrovně vzniklého šumu, je nutné jej pomocí operačního zesilovače (OZ) patřičně zesílit. Aby se neuplatnila napěťová nesymetrie je zesílení provedeno pomocí dvou stupňů operačního zesilovače (IC9A a IC9B). Třetí stupeň IC9C už jen slouží jako oddělovací stupeň, který má jednotkové zesílení. Šumový signál je nejprve zesílen prvním stupněm, který je tvořen operačním zesilovačem v neinvertujícím zapojení a platí pro něj vztah:

$$A = 1 + \frac{R_{63}}{R_{62} + R_{61}} \quad (41)$$

Pro první stupeň bylo zvoleno zesílení $A = 60$. Dále si zvolíme hodnotu odporu rezistoru R_{63} ($R_{63} = 220\text{k}\Omega$) a dopočítáme hodnotu rezistoru R_{62} a trimru R_{61} :

$$R_{62} + R_{61} = \frac{R_{63}}{A - 1} = \frac{220 \cdot 10^3}{60 - 1} = 3729\Omega = 3,7\text{k}\Omega \quad (42)$$

Součet odporů R_{62} a R_{61} se má rovnat $3,7\text{k}\Omega$, pro rezistor jsme zvolili $R_{62} = 1,2\text{k}\Omega$ a pro trimr $R_{61} = 2,5\text{k}\Omega$.

Po zesílení šumu prvním stupněm a odstranění stejnosměrné složky, následuje zesílení pomocí druhého stupně operačního zesilovače, který je opět v neinvertujícím zapojení a platí pro něj obdobný vztah jako v předchozím případě:

$$A = 1 + \frac{R_{66}}{R_{65}} \quad (43)$$

Tentokrát jsme zvolili menší zesílení, a to $A = 40$. Zvolíme $R_{66} = 220\text{k}\Omega$ a dopočítáme R_{65} :

$$R_{65} = \frac{R_{66}}{A - 1} = \frac{220 \cdot 10^3}{40 - 1} = 5641\Omega = 5,6\text{k}\Omega \quad (44)$$

Hodnota se nachází přímo ve výrobní řadě, tudíž $R_{65} = 5,6\text{k}\Omega$.

Zbývající dva kondenzátory C_{11} a C_{12} u prvního stupně operačního zesilovače jsou zapojeny jako blokovací kondenzátory a slouží k zamezení přenosu rušení. Jejich hodnota se podle doporučení volí 100nF, tudíž $C_{11} = C_{12} = 100\text{nF}$.

Rezistory – uhlíkové do 0,5W	
Označení	Hodnota
R ₅₈	1M
R ₅₉	220
R ₆₀	100k
R ₆₁	2k5
R ₆₂	1k2
R ₆₃	220k
R ₆₄	100k
R ₆₅	5k6
R ₆₆	220k
R ₆₇	100k

Tabulka 8: Souhrn vypočtených hodnot odporů v šumovém generátoru

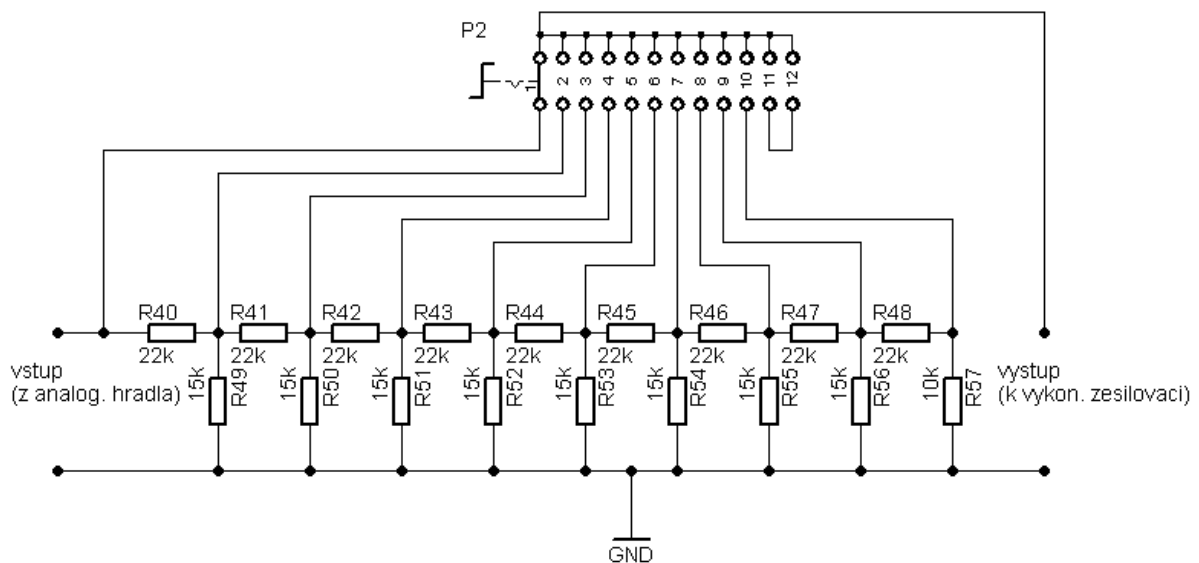
Kondenzátory - keramické	
Označení	Hodnota
C ₁₀	M1
C ₁₁	M1
C ₁₂	M1
C ₁₃	M1
C ₁₄	M1

Tabulka 9: Souhrn hodnot kondenzátorů v šumovém generátoru

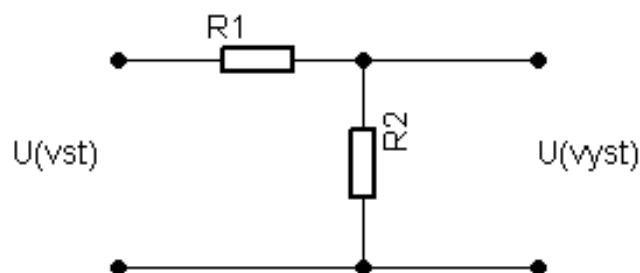
5.5 Atenuátor

Jedná se o odporový dělič, který v našem případě slouží k nastavení požadovaného akustického tlaku v rozmezí od -10dB do 80dB s krokem 10dB a k nastavení úrovně šumu. V audiometru jsou tedy potřeba dva atenuátory, které jsou zcela totožné. Na rozdíl od regulace pomocí potenciometru je zde nastavování stupňovitě, což je pro účely audiometru nezbytné. Úroveň signálu zde totiž potřebujeme nastavovat po krocích, které jsou přesně reprodukovatelné, což by regulací pomocí potenciometru nešlo. Přepínání jednotlivých úrovní akustického tlaku a šumu se provádí pomocí otočného přepínače P2 P-DS1, který je stejný jako u přepínání kmitočtů. Opět není použito všech 12 stupňů přepínače, ale pouze 10.

Pro náš případ jsme zvolili zapojení s konstantní vstupní i výstupní impedancí. To má tu výhodu, že se v děliči vyskytují celkem tři hodnoty rezistorů, vždy dvě hodnoty v jednotlivých stupních a třetí tvoří zátěž stupně posledního. Principiální uspořádání zapojení, které jsme zvolili je na následujícím obrázku 30. Na obr. 31 je pro zjednodušení znázorněn jeden stupeň děliče, jehož schéma bude využito při výpočtech hodnot rezistorů. [8]



Obrázek 30: Schéma atenuátoru



Obrázek 31: Jeden stupeň děliče

5.5.1 Výpočet jednotlivých prvků

Dělič je tedy 10-stupňový, aby pokryl požadovaný rozsah akustických tlaků. Toto zapojení má tu výhodu, že je lze vytvořit v libovolném počtu stupňů. Jenom je zapotřebí dodržet podmínku, že v posledním stupni je zapojen rezistor R_{57} , jehož hodnotu je nutno určit tak, aby tvořil předepsanou zátěž attenuátoru. Předpokládá se, že attenuátor je napájen ze zdroje napětí a výstup je připojen na vstup obvodu s dostatečně velkým vstupním odporem R_{vst} ve srovnání s hodnotou odporu R_2 v příčné větvi (podle obrázku 31). Musí totiž platit, že $R_{vst} \gg R_2$. V našem případě je vstup attenuátoru připojen na výstup operačního zesilovače OP07CN zapojeného jako neinvertující zesilovač, takže podmínka připojení na výstup zdroje s malým vnitřním odporem je splněna.

Aby platilo, že odpor je na kterémkoli stupni stálý a roven R (jmenovitý odpor děliče, kterým by měl být dělič ukončen; paralelně připojen k R_{57}) musí platit, že velikost R se musí rovnat odporu děliče připojeného na výstup stupně, tj.

$$R = R_1 + \frac{R_2 \cdot R}{R_2 + R} \quad [\Omega] \quad (45)$$

Úpravou této rovnice dostaneme:

$$(R - R_1) \cdot (R_2 + R) = R_2 \cdot R \quad (46)$$

A posléze:

$$R^2 - R \cdot R_1 - R_1 \cdot R_2 = 0 \quad (47)$$

Řešením této kvadratické rovnice dostaneme:

$$R = \frac{R_1}{2} \left(1 + \sqrt{1 + 4 \cdot \frac{R_2}{R_1}} \right) \quad (48)$$

Označme si nyní m jako poměr napětí mezi dvěma následujícími stupni děliče, který je dán vztahem:

$$m = \frac{U_{m+1}}{U_m} = \frac{\frac{R_2 R}{R_2 + R}}{R_1 + \frac{R_2 R}{R_2 + R}} = \frac{R_2 R}{R_1 R_2 + R_1 R + R_2 R} \quad (49)$$

Z této rovnice pak určíme vztahy pro rezistory R_2 a R_1 příčné a podélné větve. Zde platí:

$$R_1 = R \cdot (1 - m) \quad R_2 = R \cdot \frac{m}{1 - m} \quad (50)$$

V námi řešeném atenuátoru volíme krok mezi jednotlivými stupni 10dB, což znamená, že mezi stupněm předchozím a následujícím je úroveň -10dB (tj. zeslabení úrovně napětí o tuto hodnotu). Můžeme tedy psát:

$$m = \frac{U_{m+1}}{U_m} = -10dB \quad (51)$$

Pro poměr napětí pak platí:

$$-10 = 20 \log \frac{U_{m+1}}{U_m} \quad \rightarrow \quad -\frac{1}{2} = \log \frac{U_{m+1}}{U_m} \quad (52)$$

Pro krok 10dB tedy můžeme psát:

$$m = 10^{-\frac{1}{2}} = 0,316 \quad (53)$$

Známe-li velikost m pro námi zvolený krok mezi úrovněmi, můžeme určit velikost R_1 , R_2 a R podle rovnic (50). Při stanovení hodnot R_1 a R_2 bude vhodné jejich hodnoty vybrat tak, aby existovaly v řadě E24 (v této řadě si snadněji vybereme příslušné hodnoty, protože je dostatečně hustá). Nejprve si vypočteme následující výrazy:

$$(1 - m) = 1 - 0,316 = 0,684 \quad (54)$$

$$\frac{m}{(1 - m)} = \frac{0,316}{1 - 0,316} = 0,463 \quad (55)$$

Vypočítané hodnoty udávající v jakém poměru musí být rezistory R_1 a R_2 . Hledáme tedy takové hodnoty rezistorů, které s dostatečnou přesností vyhovují podmínce, že je jejich poměr roven $0,684/0,463 = 1,479$.

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{1 - m}{\frac{m}{1 - m}} \quad \rightarrow \quad \frac{22}{15} \doteq \frac{0,684}{0,463} \quad (56)$$

Hodnoty rezistorů v příčné větvi se budou rovnat $R_{40-48} = 22k\Omega$ ($= R_1$) a rezistory podélné větve $R_{49-57} = 15k\Omega$ ($= R_2$). Poměr těchto dvou hodnot $22/15$ je roven číslu 1,467, což lze považovat za dostatečnou shodu. S těmito hodnotami bude mít atenuátor stálý odpor R :

$$R = \frac{R_1}{1 - m} = \frac{22 \cdot 10^3}{0,684} = 32,2k\Omega \quad (57)$$

Stejná hodnota by měla vyjít i ze vztahu:

$$R = \frac{R_2}{\frac{m}{1-m}} = \frac{15 \cdot 10^3}{0,463} = 32,4k\Omega \quad (58)$$

Z následujících výpočtů je patrné, že jmenovitý odpor děliče se takřka shoduje u obou výpočtů, tudíž je chyba zanedbatelná a můžeme tak ušetřit rezistor R, který by byl ještě navíc připojen k rezistoru R_{57} . Kombinace rezistorů R_1 a R_2 tedy vyhovuje. Toto řešení je výhodné, protože dovoluje použít rezistory z vyráběné řady bez použití nastavovacích prvků. To pak umožnilo atenuátor postavit přímo na přepínač, čímž se ušetřilo místo na desce s elektronikou a výrazně se zmenšil počet vodičů nutných k propojení desky s elektronikou a přepínačem.

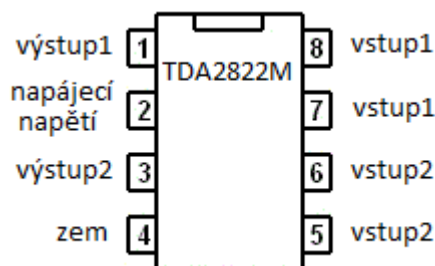
Je nutné ještě přepočítat hodnotu posledního rezistoru R_{57} v děliči, jehož hodnotu spočítáme z paralelní kombinace R_2 a R:

$$R_{57} = \frac{R_2 \cdot R}{R_2 + R} = \frac{15000 \cdot 32300}{15000 + 32300} = 10,25 \cdot 10^3 \Omega \doteq 10k\Omega \quad (59)$$

Rezistor bude mít hodnotu $R_{57} = 10k\Omega$. Výstup atenuátoru je připojen na vstup dvojitého výkonového zesilovače TDA2822M, který má vstupní odpor $100k\Omega$, který je o řád větší než R_{57} , k němuž je připojen paralelně. Aby bylo zajištěno, že výstup atenuátoru je naprázdno, byly před vstupy zesilovače připojeny dva impedanční transformátory. [8]

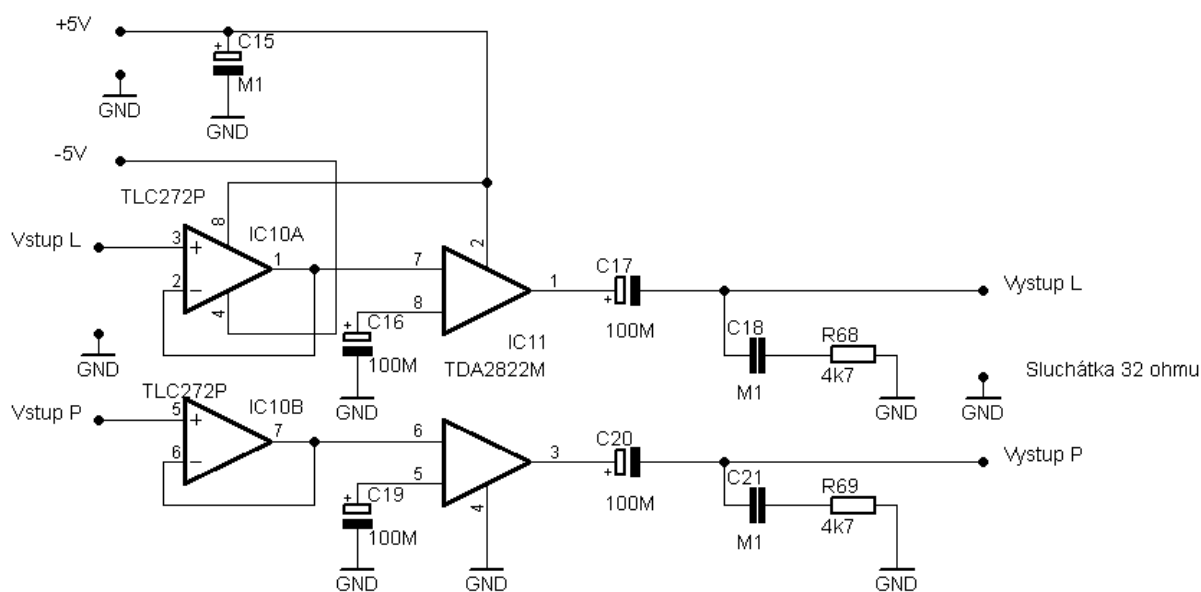
5.6 Výkonový zesilovač

Nízkofrekvenční koncový zesilovač upravuje signál a šum těsně před přivedením do sluchátek, jeho funkce spočívá především s co největší účinností výkonově zesílit signálové napětí. Základem nízkofrekvenčního výkonového zesilovače je v našem případě integrovaný obvod TDA2822M, který je určen pro stereo aplikace. Jedná se o monolitický dvoukanálový sluchátkový zesilovač integrovaný v 8-pinovém pouzdru. Na obr. 32 je znázorněno zapojení patice integrovaného obvodu. Uplatnění nachází mimo jiné i v rádiových přijímačích nebo přenosných přehrávačích. Zapojení zesilovače je provedeno podle doporučení výrobce včetně hodnot součástek (viz [38]). V katalogovém listu můžeme vyčíst, že napájecí napětí má být v rozsahu 1,8 až 15V, v našem případě je zvoleno napětí 5V, které poskytuje bateriový zdroj. Z napájecího napětí se odvíjí i výstupní výkon zesilovače, při malém napájecím napětí je výkon malý, při velkém napájecím napětí a zatížení reproduktory nebo sluchátky s malou impedancí ovšem může dojít k přehřátí obvodu. Maximální výkon, který může poskytnout je $2 \times 1W$ (při napájecím napětí 9V a zátěži 8Ω). Vlastní zkreslení zesilovače se pohybuje pouze okolo 0,2%. Mezi další výhody tohoto obvodu patří především nízký proudový odběr (6mA), minimum externích součástek, dostupnost a cena. [38]



Obrázek 32: Vývody obvodu TDA2822M [38]

Schéma zapojení integrovaného obvodu TDA2822M je na obr. 33. Na vstupy dvoukanalového koncového zesilovače je přiveden signál a šum. Výstupy obou kanálů jsou vedeny přes vazební kondenzátor C_{17} (C_{20} v případě druhého kanálu) na výstup, kde jsou připojena sluchátka s impedancí 32Ω . Jeden kanál zesilovače slouží k přivedení signálu do jednoho ucha pacienta, druhý kanál pak přivádí šum do druhého ucha. Kombinace kondenzátoru C_{18} a rezistoru R_{68} (C_{21} a R_{69} v případě druhého kanálu) se nazývá tzv. Bouchertův člen a má za úkol zabránit kmitání zesilovače. Kondenzátory C_{16} a C_{19} fungují jako střídavé uzemnění vnitřní zpětné vazby obvodu. Kondenzátor C_{15} je blokovací.



Obrázek 33: Schéma zapojení výkonového zesilovače

Rezistory – uhlíkové do 0,5W	
Označení	Hodnota
R ₆₈	4,7
R ₆₉	4,7

Tabulka 10: Souhrn vypočtených hodnot rezistorů výkonového zesilovače

Kondenzátory		
Označení	Hodnota	Typ
C ₁₅	100M	elektrolytický
C ₁₆	100M	elektrolytický
C ₁₇	100M	elektrolytický
C ₁₈	M1	keramický
C ₁₉	100M	elektrolytický
C ₂₀	100M	elektrolytický
C ₂₁	M1	keramický

Tabulka 11: Souhrn hodnot kondenzátorů výkonového zesilovače

5.7 Sluchátka

Na audiometrická sluchátka je kladeno několik požadavků. Především to je velký frekvenční rozsah, vysoká citlivost a dynamika a nízká vstupní impedance. Audiometrická sluchátka dále musí být uzavřená, aby se co nejlépe potlačily zvuky z okolí. Pro náš případ byla zvolena sluchátka značky Sennheiser HD 215 s náhlavním mostem, která vyhovují veškerým zmíněným požadavkům. Některé důležité parametry sluchátek jsou uvedeny v tabulce 12.

Sluchátka Sennheiser HD 215	
Frekvenční rozsah	12 – 22 000Hz
Harmonické zkreslení (THD)	< 0,2%
Akustický tlak	112dB (1kHz, 1V)
Jmenovitá impedance	32Ω
Konstrukce	uzavřená, dynamická

Tabulka 12: Parametry použitých sluchátek

Pro další práci je nutné si vypočítat jaké napětí musíme získat na výstupu IC7 zesilovače OP07CN, který je součástí obvodu analogového hradla, a zároveň jaké napětí je nutné přivést na vstup atenuátoru, aby odpovídalo akustickému tlaku 80dB. Z tabulky 12 víme, že akustickém tlak 112dB odpovídá 1V. Protože se sluchátka chovají jako lineární měnič el. signálu na akustický, bude se napětí měnit přímo úměrně akustickému tlaku. Můžeme si tedy jednoduše dopočítat hodnotu napětí při akustickém tlaku 80dB:

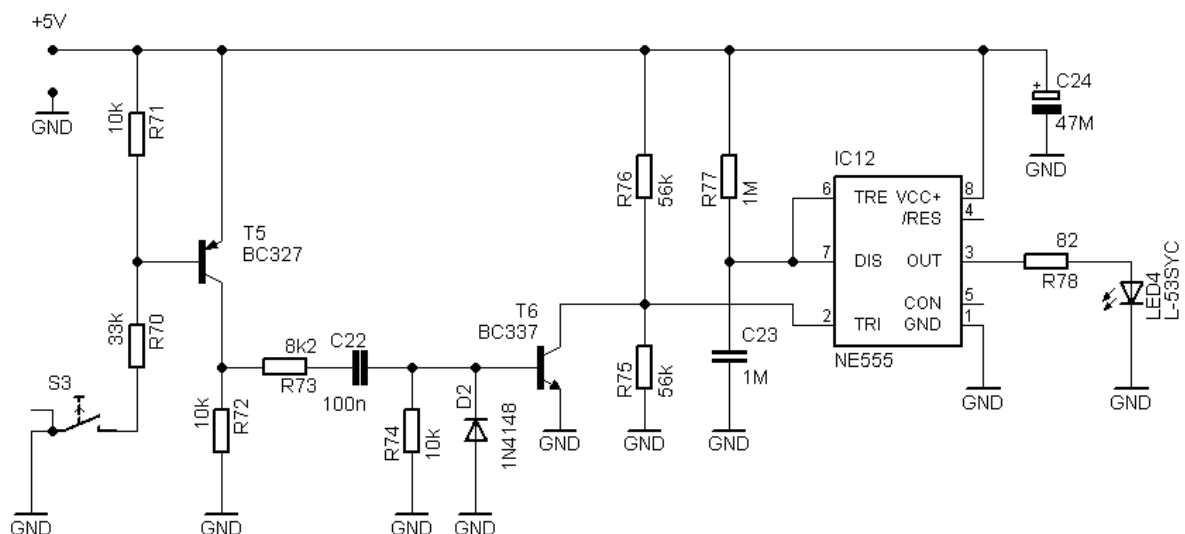
$$U_{80dB} = \frac{80dB}{112dB} \cdot U_{112dB} = \frac{80}{112} \cdot 1 = 0,7143V \quad (60)$$

Hodnota napětí při akustickém tlaku 80dB je tedy rovna $U_{80dB} = 714mV$. Toto napětí nesmí být překročeno na výstupu nízkofrekvenčního koncového zesilovače, jehož výstup je přiveden do sluchátek pacienta.

V závislosti na vysoké ceně sluchátek Sennheiser HD 215 byla pro otestování funkčnosti audiometru však použita jiná dostupná sluchátka, a to značky KOSS KTX-6, které mají stejnou hodnotu jmenovité impedance (32Ω) a vyhovující frekvenční rozsah 80 – 20 000Hz.

5.8 Tlačítko pacienta

Obvod sloužící k potvrzení, že pacient slyšel vysílaný tón, sestává z následujících dílčích částí: samotné tlačítko pacienta S3, ošetření sepnutí, časovač 555 zapojený jako monostabilní klopný obvod (princip funkce je vysvětlen v kapitole 5.3) a signalizační LED s vhodným jasem a barvou. Schéma je zobrazeno na obr. 34.



Obrázek 34: Schéma obvodu tlačítka pacienta

5.8.1 Výpočet jednotlivých prvků

Výpočet R_{70} :

Bipolární tranzistor T_5 je zapojen se společným emitorem a je typu PNP. Tento typ zapojení se vyznačuje tím, že emitor je připojen ke kladnému napájecímu napětí a k otevření tranzistoru dochází díky proudu báze I_b , který teče k zápornému napájecímu napětí. Tranzistor pracuje, stejně jako v obvodu přerušování tónu, jako spínač. Z katalogového listu k tranzistoru typu BC327 [31] zjistíme jeho nejdůležitější parametry jako je maximální napětí kolektor-emitor U_{ke} , které je rovno 45V, dále maximální dovolený proud kolektorem I_k , který činí 800mA a v neposlední řadě také proudový zesilovací činitel pro něhož je udávána minimální hodnota $h_{21E} = \beta = 100$. Úbytek napětí na přechodu báze-emitor (U_{bes}) se rovná 0,6V.

Nejprve si spočítáme maximální kolektorový proud I_{kmax} , který bude protékat tranzistorem při sepnutém stavu, jako podíl napájecího napětí U_b a zatěžovacího odporu R_z , který je zařazen ve výstupním kolektorovém obvodu a vznikl z paralelní kombinace rezistoru R_{72} (=10k Ω), R_{74} (=10k Ω) a vstupního odporu h_{11e} (=1k Ω) tranzistoru T_6 a je tedy roven 1k Ω . Tranzistorem bude tedy protékat proud daný pouze napájecím napětím a zátěží R_z :

$$I_{kmax} = \frac{U_b}{R_z} = \frac{5}{10^3} = 5mA \quad (61)$$

Proud bázi stanovíme jako podíl vypočteného maximálního kolektorového proudu a proudového zesilovacího činitele vynásobený tzv. činitelem nasycení s ($s = 1,2$; vysvětlení viz kapitola 5.3.2):

$$I_b = \frac{I_{kmax}}{\beta} \cdot s = \frac{5 \cdot 10^{-3}}{100} \cdot 1,2 = 6 \cdot 10^{-5}A = 60\mu A \quad (62)$$

Proud I_k může být maximálně β krát větší než I_b , tato podmínka je v našem případě splněna.

V tuto chvíli si již můžeme spočítat proud tekoucí přes rezistor R_{70} , který je dán součtem bázevého proudu a proudu tekoucího přes rezistor R_{71} , který určíme z Ohmova zákona ($I = U_{bes}/R_{71}$):

$$I_{R_{70}} = I_b + I_{R_{71}} = 6 \cdot 10^{-5} + \frac{0,6}{10^4} = 1,2 \cdot 10^{-4}A \quad (63)$$

Napětí na rezistoru R_{70} spočítáme tak, že od napájecího napětí 5V odečteme saturační napětí mezi bázi a emitorem na sepnutém tranzistoru:

$$U_{R_{70}} = U_b - U_{bes} = 5 - 0,6 = 4,4V \quad (64)$$

Nyní už můžeme z Ohmova zákona zjistit hledanou hodnotu rezistoru R_{70} :

$$R_{70} = \frac{U_{R_{70}}}{I_{R_{70}}} = \frac{4,4}{1,2 \cdot 10^{-4}} = 36k\Omega \quad (65)$$

Hodnotu rezistoru R_{70} zaokrouhlíme do řady E12 na nejbližší vyráběnou hodnotu $R_{70} = 33k\Omega$.

Výpočet R_{73} :

Vztah (67) pro výpočet rezistoru R_{73} si vyjádříme ze vztahu pro nabíjecí dobu kondenzátoru C_{22} :

$$\tau_{nab} = (R_{73} + R_{74} + h_{11e}) \cdot C_{22} \doteq (R_{73} + h_{11e}) \cdot C_{22} \quad (66)$$

Kde h_{11e} je vstupní odpor tranzistoru T_6 při výstupu nakrátko (při nulové změně U_{CE} – napětí mezi kolektorem a emitorem) a je roven $1k\Omega$. Protože $R_{74} \gg h_{11e}$ ($10k\Omega \gg 1k\Omega$), je možné, díky paralelní kombinaci těchto dvou odporů, rezistor R_{74} při výpočtu zanedbat a vztah tak zjednodušit. Pro náš případ položíme $\tau_{nab} = \tau_{is}$, kde τ_{is} je spouštěcí impuls a je roven $1ms$ (zvolili jsme). Vztah pro výpočet rezistoru R_{73} pak bude vypadat takto:

$$R_{73} = \frac{\tau_{nab} - h_{11e} \cdot C_{22}}{C_{22}} = \frac{10^{-3} - 10^3 \cdot 10^{-7}}{10^{-7}} = 9000\Omega = 9k\Omega \quad (67)$$

Opět musíme hodnotu rezistoru přizpůsobit výrobní řadě, zvolíme tedy nejbližší možnou, $R_{73} = 8,2k\Omega$. Nabíjecí doba kondenzátoru se tak nepatrně zkrátí.

Monostabilní klopný obvod:

Pro určení doby trvání výstupního impulsu t_i MKO (za jak dlouho se kondenzátor C_{23} vybijí) se používá vztah uváděný v katalogovém listu k časovači NE555:

$$t_i = 1,1 \cdot R_{77} \cdot C_{23} \quad [s] \quad (68)$$

Zvolíme $t_i = 1s$ a $C_{23} = 1\mu F$ a hodnotu rezistoru R_{77} dopočítáme ze vztahu (69):

$$R_{77} = \frac{t_i}{1,1 \cdot C_{23}} = \frac{1}{1,1 \cdot 10^{-6}} = 9,09 \cdot 10^5\Omega \quad (69)$$

Protože se tato hodnota rezistorů nevyrabí, zvolili jsme nejbližší hodnotu z řady E12 zaokrouhlením směrem nahoru, $R_{77} = 1\text{M}\Omega$. Doba trvání impulsu t_i (doba svícení LED) se tak nepatrně prodlouží:

$$t_i = 1,1 \cdot R_{77} \cdot C_{23} = 1,1 \cdot 10^6 \cdot 10^{-6} = 1,1\text{s} \quad (70)$$

Před vstupem do časovače se nachází napěťový dělič tvořený rezistorem R_{75} a R_{76} . Aby časovač pracoval jako monostabilní klopný obvod, musí být splněna podmínka, že klidové napětí pinu 2 U_{pin2} musí být větší než $1/3$ napájecího napětí U_b ($U_{\text{pin2}} > 1/3 U_b$). Položíme-li $R_{75} = R_{76}$, klidové napětí pinu 2 proti zemi se pak bude rovnat $U_{\text{pin2}} = 1/2 U_b = 2,5\text{V}$ (podmínka je tak splněna). To znamená, že pro spuštění impulsu jej lze snížit minimálně na $1,6\text{V}$ (tj. o $1/2 U_b - 1/3 U_b = 2,5 - 1,66 = 0,84\text{V}$). Z hlediska spotřeby energie je vhodné zvolit hodnotu rezistorů R_{75} a R_{76} vyšší, aby děličem netekl zbytečně velký proud. Zvolili jsme $R_{75} = R_{76} = 56\text{k}\Omega$.

Výpočet R_{78} :

Hodnota rezistoru R_{78} závisí na typu použité LED. Byla zvolena kulatá LED L-53SYC o průměru 5 mm s vysokou svítivostí a signalizující žlutou barvou. Na výstupu časovače je při $I_{\text{LED}} = 20\text{mA}$ výstupní napětí $U_{\text{výst}} = 3,8\text{V}$ (hodnota odečtena z katalogového listu k časovači NE555 při napájecím napětí $U_b = 5\text{V}$). Napětí v propustném směru (při $I_{\text{LED}} = 20\text{mA}$) je $U_{\text{LED}} = 2\text{V}$. Na základě těchto parametrů lze spočítat hodnotu rezistoru R_{78} :

$$R_{78} = \frac{U_{\text{výst}} - U_{\text{LED}}}{I_{\text{LED}}} = \frac{3,8 - 2}{2 \cdot 10^{-2}} = 90\Omega \quad (71)$$

Protože se tato hodnota rezistorů nevyrabí, zvolili jsme nejbližší hodnotu z řady E12, tedy $R_{78} = 82\Omega$. LED nepatrně stoupne proud, avšak v dovoleném rozmezí:

$$I_{\text{LED}} = \frac{U_{\text{výst}} - U_{\text{LED}}}{R_{78}} = \frac{3,8 - 2}{82} = 22\text{mA} \quad (72)$$

Přehled vypočtených hodnot odporů a kondenzátorů je uveden v následujících tabulkách 13 a 14.

Rezistory – uhlíkové do 0,5W	
Označení	Hodnota
R ₇₀	33k
R ₇₁	10k
R ₇₂	10k
R ₇₃	8k2
R ₇₄	10k
R ₇₅	56k
R ₇₆	56k
R ₇₇	1M
R ₇₈	82

Tabulka 13: Souhrn vypočtených hodnot odporů v obvodu tlačítko pacienta

Kondenzátory		
Označení	Hodnota	Typ
C ₂₂	10M	keramický
C ₂₃	100M	keramický
C ₂₄	100M	elektrolytický

Tabulka 14: Souhrn hodnot kondenzátorů v obvodu tlačítko pacienta

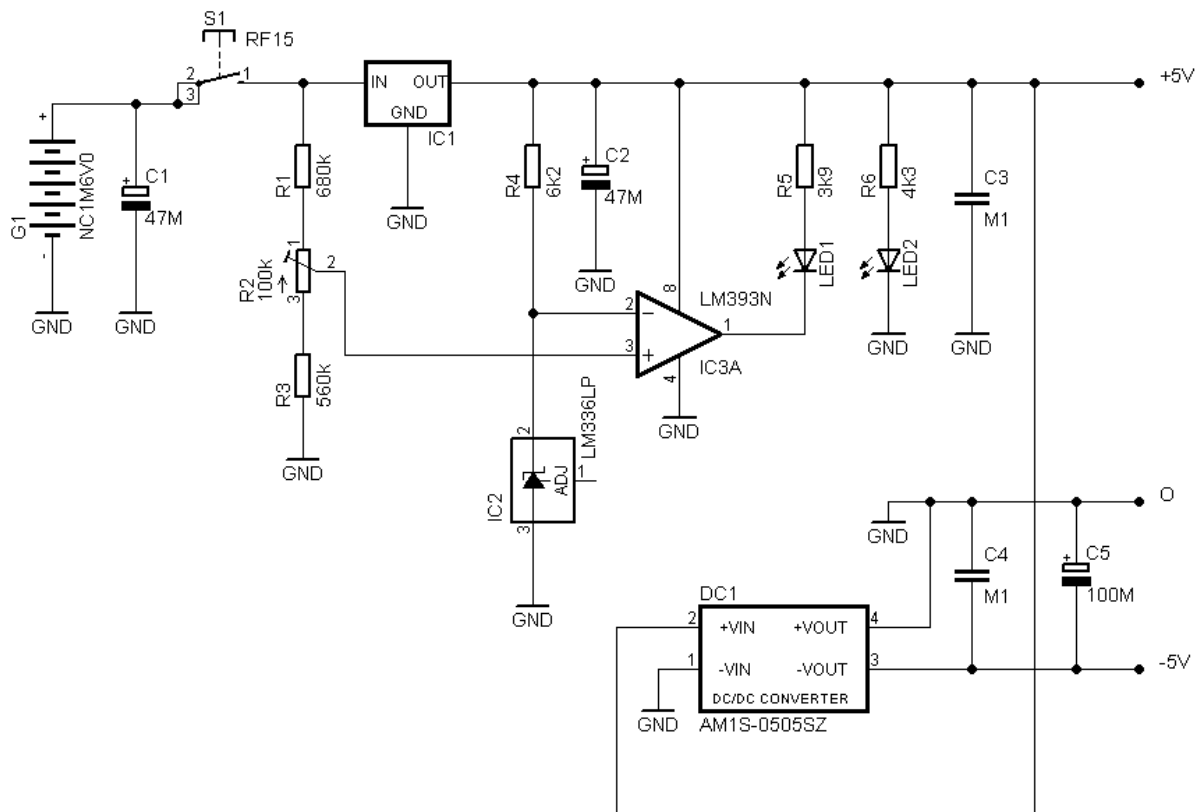
5.9 Bateriový zdroj

Nedílnou součástí audiometru je zdroj napětí. Pro napájení zařízení byl zvolen bateriový zdroj, zejména z důvodu bezpečnosti při práci. Zdroj poskytuje napětí $\pm 5V$, umožňuje signalizaci pomocí červené LED1, která zhasne v případě poklesu napětí baterie pod předem zvolenou hodnotu a druhá LED2 reaguje na zapnutí zdroje zeleným rozsvícením. Bateriový zdroj sestává z následujících částí: stabilizátor kladného napětí s nízkým úbytkem, komparátor hlídající stav baterie, stabilizátor nízkého napětí (zdroj referenčního napětí), nábojová pumpa (měnič napětí).

Na vstupu je připojena baterie G_1 , k níž je paralelně připojen elektrolytický kondenzátor C_1 , z důvodu zabránění kolísavého zatížení zdroje. Přes spínač S_1 je baterie spolu s kondenzátorem připojena na vstup stabilizátoru kladného napětí L4940. Na vstup stabilizátoru je ještě připojen napěťový dělič, skládající se ze dvou rezistorů R_1 a R_3 a jednoho trimru R_2 , kterým se nastavuje hodnota napětí, při které má dojít ke zhasnutí LED1, která signalizuje vybití baterie právě pod předem zadanou mez. Výstup stabilizátoru je pak připojen

na vstup komparátoru LM393N s nesymetrickým napájením, který sleduje změny napětí baterie související se stavem baterie. Napětí baterie se pak porovnává s napětím vytvářeném zdrojem referenčního napětí LM336LP. Kladné napětí +5V je přivedeno na napěťový měnič AM1S-0505SZ, jehož funkce spočívá v přeměně kladného napětí na záporné -5V, k čemuž mu napomáhají elektrolytické kondenzátory C₄ a C₅. Tento typ napěťového měniče byl zvolen vzhledem k celkovému proudovému odběru zařízení.

Pro napájení byly vybrány tužkové NiMh akumulátory SANYO ENELOOP, především z důvodu nízkého poklesu napětí v závislosti na čase, což je patrné z jejich vybíjecí charakteristiky. Počáteční napětí těchto akumulátorů je 1,35V na článek a konečné napětí je 1,1V. Oproti tomu alkalické tužkové baterie mají rozdíl mezi počátečním (1,6V) a konečným napětím (1V) relativně velký, proto jsou tedy výhodnější sekundární články (akumulátory). Při výběru baterie musíme také brát v úvahu, že musí být dodržen minimální napěťový rozdíl mezi vstupem a výstupem použitého stabilizátoru, na čemž závisí počet článků baterie. Nová výrobní technologie těchto akumulátorů umožnila snížit velikost jejich samovolného vybíjení. Další výhodou je to, že se baterie dodávají již nabitě a lze je tak ihned po zakoupení použít. Akumulátory běžné velikosti AA mají nominální kapacitu 2000mAh, což je hodnota udávající dobu výdrže baterie v chodu při daném zatížení. [4]



Obrázek 35: Schéma bateriového zdroje [4]

5.9.1 Výpočet jednotlivých prvků

Výpočet počtu článků baterie:

Počet článků akumulátoru je závislý tedy na minimálním úbytku napětí na stabilizátoru U_{\min} (z katalogového listu $U_{\min} = 0,2V$), dále na výstupním napětím stabilizátoru $U_{\text{výst}}$ ($=5V$) a v neposlední řadě na konečném (minimálním) napětí na vybitém článku U_{kon} ($=1,1V$). Nejdříve si vypočítáme jaké minimální vstupní napětí U_{vst} musí být na stabilizátoru:

$$U_{\text{vst}} = U_{\text{výst}} + U_{\min} = 5 + 0,2 = 5,2V \quad (73)$$

Toto minimální napětí, při kterém stabilizátor pracuje je patrné i z katalogového listu [34]. Počet článků je pak dán vztahem:

$$\text{počet článků} = \frac{U_{\text{vst}}}{U_{\text{kon}}} = \frac{5,2}{1,1} = 4,7 \doteq 5 \quad (74)$$

Z výpočtu je zřejmé, že baterie musí být sestavena celkem z 5 článků.

Výpočet obvodu pro nastavení dolní meze napětí baterie:

Zdroj referenčního napětí LM336 pro komparátor dodává napětí 2,49V (viz katalogový list [35]). Při vybití baterie na 5,5V bychom měli mít možnost toto napětí nastavit na trimru R_2 . Čím více se bude rozmezí nastavitelných hodnot odporového trimru blížit hodnotě 2,49V, tím bude nastavení dolní meze přesnější. Trimr, pomocí kterého se nastavuje zvolená hodnota prahového napětí akumulátoru, je součástí děliče napětí, který se dále skládá z rezistoru R_1 a R_3 . Nejprve si vypočteme celkový součet jejich odporů R_d , to provedeme tak, že podělíme napětí baterie při jejím vybití U_{bat} desetinásobkem proudu odebíraným zátěží – komparátorem I_k , který teče při tomto napětí děličem. Násobení 10 je zde proto, že příčný proud děličem, který určuje jeho celkový odpor by měl být minimálně 10x větší než uvedený vstupní proud komparátoru (proud odebíraný zátěží). Jen tak se dosáhne toho, že dělič bude „dostatečně tvrdý“. Platí tedy:

$$R_d = \frac{U_{\text{bat}}}{10 \cdot I_k} = \frac{5,5}{10 \cdot 4 \cdot 10^{-7}} = 1,375 \cdot 10^6 \Omega \quad (75)$$

Celkový součet odporů tří prvků děliče činí 1,38M Ω . Dílčí prvky děliče pak vypočteme následujícím způsobem. Trimr nahradíme zkratem ($R_2 = 0$), čímž vytvoříme dělič, který má na výstupu napětí 2,5V, což je hodnota, která odpovídá hodnotě zdroje referenčního napětí. Vstupní napětí U_{vst} odpovídá napětí vybité baterie. Výstupní napětí $U_{\text{výst}}$ se tedy bude rovnat:

$$U_{vyst} = U_{vst} \frac{R_3}{R_1 + R_3} = U_{vst} \frac{R_3}{R_d} \quad [V] \quad (76)$$

Po vyjádření R_3 a R_1 dostáváme:

$$R_3 = \frac{U_{vyst}}{U_{vst}} \cdot R_d = \frac{2,5}{5,5} \cdot 1,375 \cdot 10^6 = 625k\Omega \quad (77)$$

$$R_1 = R_d - R_3 = 1,375 \cdot 10^6 - 625 \cdot 10^3 = 750k\Omega \quad (78)$$

Pro trimr R_2 stanovíme, že se bude rovnat 10% z celkové hodnoty děliče, protože se ale trimr o hodnotě 137k Ω nevyrobí, zvolíme nejbližší dostupnou hodnotu, kterou je 100k Ω . Nyní je nutné od každého odporu R_1 a R_3 odečíst polovinu hodnoty odporového trimru, tedy 50k Ω :

$$R_1 = R_1 - 0,5 \cdot R_2 = 750 - 0,5 \cdot 100 = 700k\Omega \quad (79)$$

$$R_3 = R_3 - 0,5 \cdot R_2 = 625 - 0,5 \cdot 100 = 575k\Omega \quad (80)$$

Skutečné hodnoty rezistorů tedy budou po zaokrouhlení do řady $R_1 = 680k\Omega$ a $R_3 = 560k\Omega$. Na základě vypočtených hodnot odporů přepočítáme regulační rozsah odporového trimru:

$$U_{výst1} = U_{vst} \frac{R_2 + R_3}{R_1 + R_3 + R_2} = 5,5 \cdot \frac{(100 + 560) \cdot 10^3}{(680 + 560 + 100) \cdot 10^3} = 2,7V \quad (81)$$

$$U_{výst2} = U_{vst} \frac{R_3}{R_1 + R_3 + R_2} = 5,5 \cdot \frac{560 \cdot 10^3}{(680 + 560 + 100) \cdot 10^3} = 2,3V \quad (82)$$

Toto rozmezí hodnot můžeme ještě zpřesnit tím, že snížíme hodnotu rezistoru R_3 na nejbližší nižší dostupnou hodnotu, kterou je 510k Ω . A opět přepočítáme regulační rozsah trimru:

$$U_{výst1} = U_{vst} \frac{R_2 + R_3}{R_1 + R_3 + R_2} = 5,5 \cdot \frac{(100 + 510) \cdot 10^3}{(680 + 510 + 100) \cdot 10^3} = 2,6V \quad (83)$$

$$U_{výst2} = U_{vst} \frac{R_3}{R_1 + R_3 + R_2} = 5,5 \cdot \frac{510 \cdot 10^3}{(680 + 510 + 100) \cdot 10^3} = 2,2V \quad (84)$$

Tento rozsah hodnot vyhovuje, konečné hodnoty rezistorů tedy jsou **$R_1 = 680k\Omega$** a **$R_3 = 560k\Omega$** .

Výpočet R_4 :

Velikost rezistoru R_4 určuje jak velký proud bude protékat zdrojem referenčního napětí a vypočteme ho podle následujícího vztahu:

$$R_4 = \frac{U_{stab} - U_{ref}}{I_{ref}} = \frac{5 - 2,5}{400 \cdot 10^{-6}} = 6250\Omega = 6,25k\Omega \quad (85)$$

kde:

U_{stab} – stabilizované napětí (= 5V)

U_{ref} – napětí zdroje referenčního napětí (= 2,5V)

I_{ref} – minimální proud protékající zdrojem referenčního napětí (= 400 μ A – hodnota převzata z katalogového listu k LM336 [35]).

Vypočtenou hodnotu zaokrouhlíme opět na nejbližší existující hodnotu, tedy $R_4 = 6,2k\Omega$.

Výpočet R_5 a R_6 :

Velikost rezistoru R_5 a R_6 souvisí s použitým typem LED1 a LED2. Hodnoty těchto rezistorů určují jak velký proud bude příslušnými signalizačními diodami protékat. Napětí v propustném směru (při $I_{LED} = 0,8mA$) je $U_{LED} = 1,6V$. Dalšími parametry nutnými k výpočtu jsou U_{stab} a U_{kes} , což je saturační napětí spínacího tranzistoru komparátoru. Na základě těchto parametrů lze spočítat hodnoty rezistorů R_5 a R_6 :

$$R_5 = \frac{U_{stab} - U_{LED} - U_{kes}}{I_{LED}} = \frac{5 - 1,6 - 0,25}{0,8 \cdot 10^{-3}} = 3938\Omega = 3,9k\Omega \quad (86)$$

Vypočtenou hodnotu není nutné zaokrouhlovat, protože leží přímo v řadě, tudíž $R_5 = 3,9k\Omega$.

$$R_6 = \frac{U_{stab} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{5 - 1,6}{0,8 \cdot 10^{-3}} = 4250\Omega = 4,25k\Omega \quad (87)$$

Po zaokrouhlení na nejbližší existující hodnotu bude $R_6 = 4,3k\Omega$.

Hodnoty kondenzátorů C_1 a C_2 vychází z doporučení výrobce použitého stabilizátoru. Minimální hodnoty jsou pro $C_1 = 0,1\mu F$ a pro $C_2 = 2,2\mu F$. Výhodnější je však volit hodnoty o něco vyšší, pro náš případ jsme zvolili $C_1 = C_2 = 47\mu F$. Výstup stabilizátoru je blokován keramickým kondenzátorem C_3 , jehož hodnota se podle doporučení volí $C_3 = 0,1\mu F$. Podle katalogového listu k obvodu pro vytvoření záporného napětí by měla být minimální hodnota kondenzátoru C_5 rovna $10\mu F$, doporučuje se však hodnota vyšší, z důvodu snížení zvlnění

výstupního napětí nábojové pumpy, volíme tedy $C_5 = 100\mu\text{F}$. Paralelně k tomuto kondenzátoru je připojen ještě keramický kondenzátor C_4 , který má hodnotu $C_4 = 100\text{nF}$. [4]

Rezistory – uhlíkové do 0,5W	
Označení	Hodnota
R ₁	680k
R ₂	100k
R ₃	560k
R ₄	6k2
R ₅	3k9
R ₆	4k3

Tabulka 15: Souhrn vypočítaných hodnot odporů bateriového zdroje

Kondenzátory		
Označení	Hodnota	Typ
C ₁	47M	elektrolytický
C ₂	47M	elektrolytický
C ₃	M1	keramický
C ₄	M1	keramický
C ₅	100M	elektrolytický

Tabulka 16: Souhrn vypočítaných hodnot kondenzátorů bateriového zdroje

5.9.2 Energetická rozvaha

Při návrhu bateriového zdroje je nutné spočítat proudový odběr použitých integrovaných obvodů a součástek. Na základě tohoto výpočtu zjistíme, zda námi zvolený měnič napětí a stabilizátor vyhovuje. Jednotlivé proudové odběry zvlášť pro kladnou +5V a zápornou větev -5V jsou uvedeny v tabulkách 17 – 21. U integrovaných obvodů, které jsou napájeny pouze nesymetrickým napájením je uvedena hodnota proudového odběru pouze pro kladnou větev. Celkový proudový odběr je pak vypočten jako součet spotřeby jednotlivých obvodů a je uveden v tabulce 22. Hodnoty jsou získány z příslušných katalogových listů.

Bateriový zdroj	
Obvod	Proudový odběr [mA]
AM1S-0503SZ	15
LM393	1
LM336	1
L4940	1
LED 2x	2
Celkový odběr	20mA

Tabulka 17: Spotřeba proudu bateriového zdroje

Generátor šumu		
Obvod	Proudový odběr [mA]	
	Větev +5V	Větev -5V
TL074P	10	10
BZX55C3V9	5	-
Celkový odběr	15mA	10mA

Tabulka 18: Spotřeba proudu generátoru šumu

U obvodu TL074P jak u generátoru šumu, tak u tónového generátoru, není nutné uvažovat zatěžovací odpory, protože jsou dostatečně velké.

Tónový generátor		
Obvod	Proudový odběr [mA]	
	Větev +5V	Větev -5V
TL074P	10	10
OP07C 2x	4	4
4066B	$4 \cdot 10^{-3}$	-
NE555	6	-
Celkový odběr	20,4mA	14mA

Tabulka 19: Spotřeba proudu tónového generátoru

U výkonového zesilovače TDA2822 je potřeba počítat nejen s jeho vlastní spotřebou, ale také s proudem odebíraným sluchátky, který vypočítáme ze známé hodnoty maximálního napětí pro hodnotu akustického tlaku 80dB, která je $U_{80dB} = 714mV$ (výpočet viz kap. 5.7). Této hodnotě napětí odpovídá výkon $P = 15,95mW$ ($P = U^2/R = (0,714)^2/32 = 15,95mW$).

$$I = \frac{P}{U_{80dB}} = \frac{15,95 \cdot 10^{-3}}{0,714} = 22,3mA \quad (88)$$

Výkonový zesilovač		
Obvod	Proudový odběr [mA]	
	Větev +5V	Větev -5V
TDA2822M	6	-
TLC272P	3,2	3,2
Sluchátka	2x22,3	
Celkový odběr	53,8mA	3,2mA

Tabulka 20: Spotřeba proudu výkonového zesilovače

Tlačítko pacienta		
Obvod	Proudový odběr [mA]	
	Větev +5V	Větev -5V
NE555	6	-
LED	2	-
Zbytek	1	-
Celkový odběr	9mA	-

Tabulka 21: Spotřeba proudu tlačítka pacienta

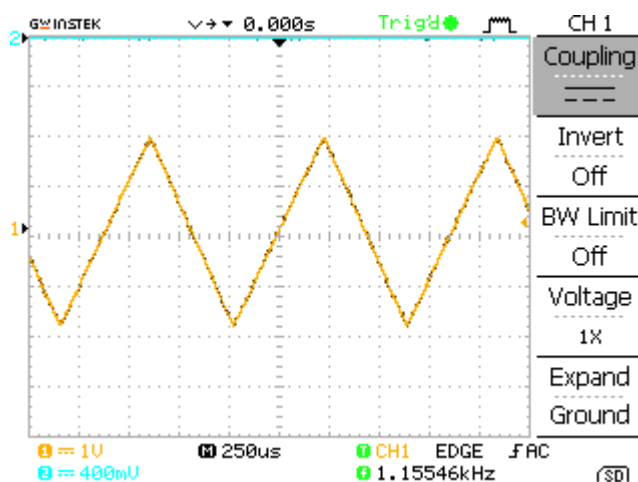
Proudový odběr [mA]		
	Větev +5V	Větev -5V
Suma dílčích odběrů	118,2	27,2
Rezerva za zanedbané zátěže	2	2
Celkový odběr	120,2mA	29,2mA

Tabulka 22: Spotřeba proudu bateriového zdroje

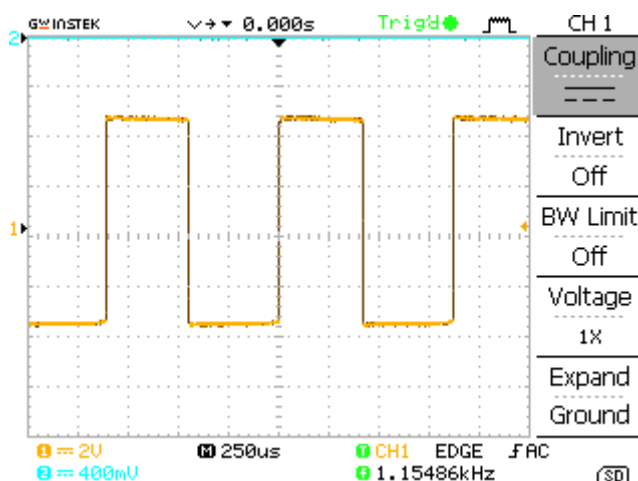
Celkový proudový odběr zařízení je **149,4mA** (120,2mA + 29,2mA). Námí použitý stabilizátor L4940 má maximální přípustný proud až 1500mA (viz katalogový list [34]). Pro náš účel je tedy stabilizátor zcela dostačující a nedojde tak k přetížení zdroje. Vzhledem ke známé kapacitě tužkových NiMh akumulátorů (2000mAh) a spotřeby přístroje za jednu hodinu ($\approx 149\text{mAh}$), můžeme vypočítat jak dlouho vydrží zařízení na jedno nabití. Provozní doba audiometru bude tedy $2000/149 \approx 13,4$ hodin, což je hodnota zcela postačující.

6 Zhodnocení funkčnosti audiometru

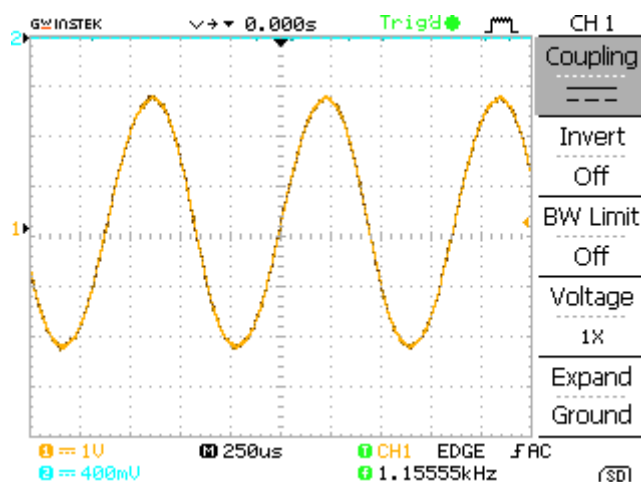
Zařízení bylo sestaveno na plošném spoji. Funkčnost audiometru jsme nejprve testovali připojením na osciloskop, kde jsme pozorovali průběhy na jednotlivých výstupech v obvodech. U generátoru sinusovky jsme osciloskop připojili nejprve na výstup integrátoru (pin 1), kde byl pozorován trojúhelníkový signál, který je vidět na obr. 36. Na obrázku 37 je pak obdélníkový průběh, což je výstup z komparátoru (pin 7). Vytvořený sinusový signál získaný tvarováním trojúhelníků je ukázán na obr. 38, osciloskop byl v tomto případě připojen na konečný výstup tónového generátoru, na pin 14.



Obrázek 36: Trojúhelníkový signál na výstupu integrátoru (pin 1)



Obrázek 37: Obdélníkový signál na výstupu komparátoru (pin 7)

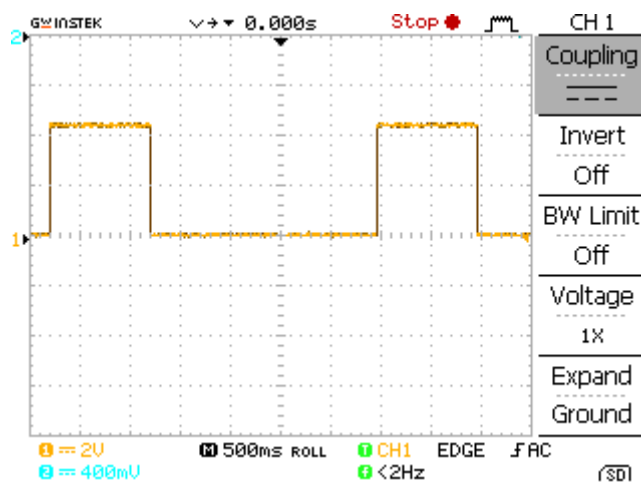


Obrázek 38: Sinusový signál na výstupu tónového generátoru (pin 14)

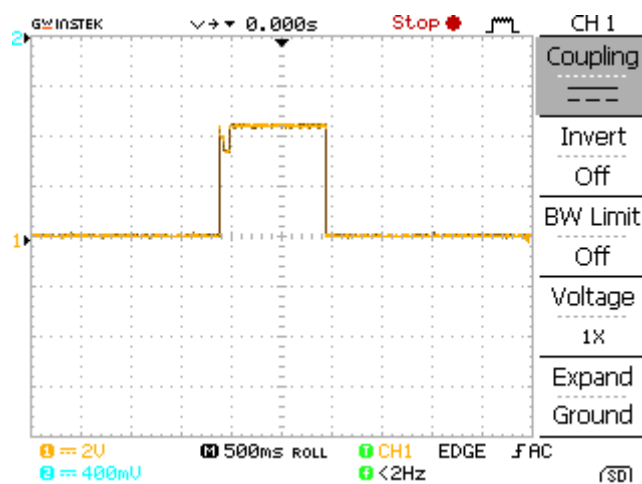
Dále bylo pomocí osciloskopu otestováno, zda funguje přerušování tónu připojením na pin 3 časovače NE555. Řídicí impulsy, které jsou vysílány po zmáčknutí tlačítka obsluhou jsou vidět na obr. 39. Z obrázku je patrné, že tón má trvání 1s a mezera mezi jednotlivými tóny je přibližně 2,2s.

Průběh napětí při zmáčknutí pacientova tlačítka je zachycen na obr. 40, kde je vidět jeden impuls, který odpovídá jednomu zmáčknutí tlačítka a má trvání 1,1s.

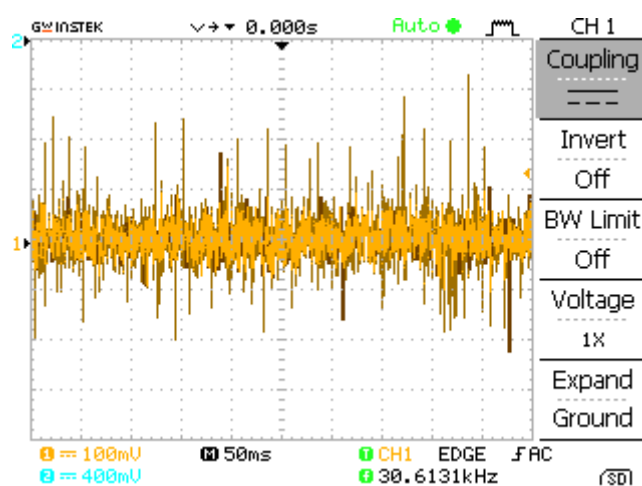
Na obrázku 41 pak můžeme vidět signál odpovídající šumu, který jsme dostali na výstupu generátoru šumu (pin 8).



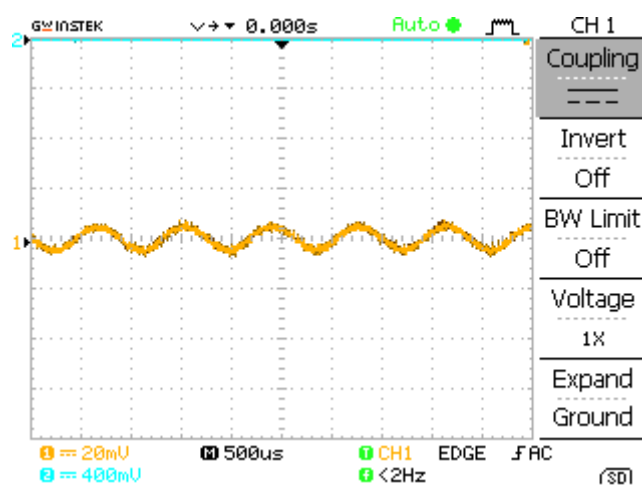
Obrázek 39: Řídicí impulsy



Obrázek 40: Signál odpovídající zmáčknutí tlačítka

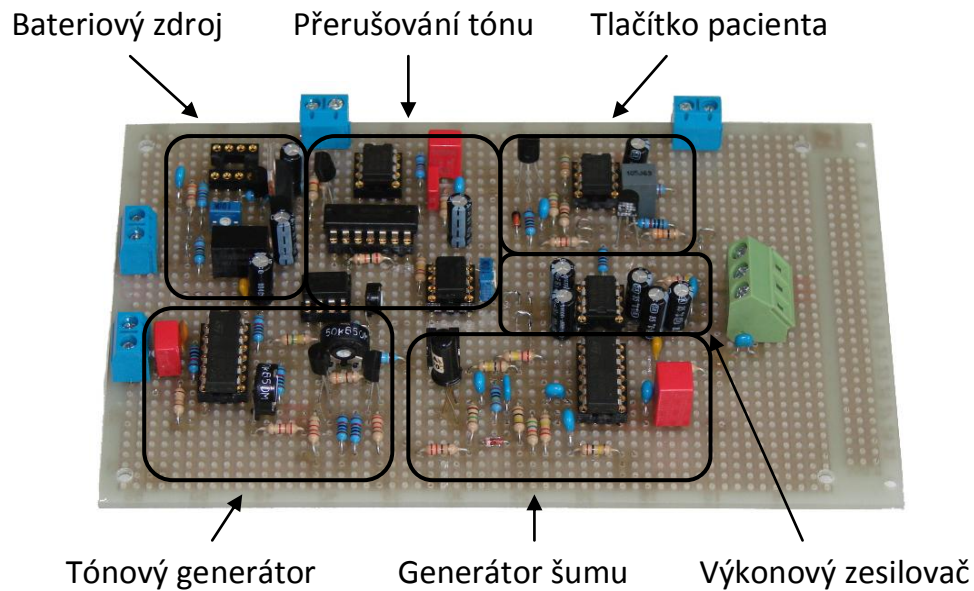


Obrázek 41: Šumový signál z generátoru šumu

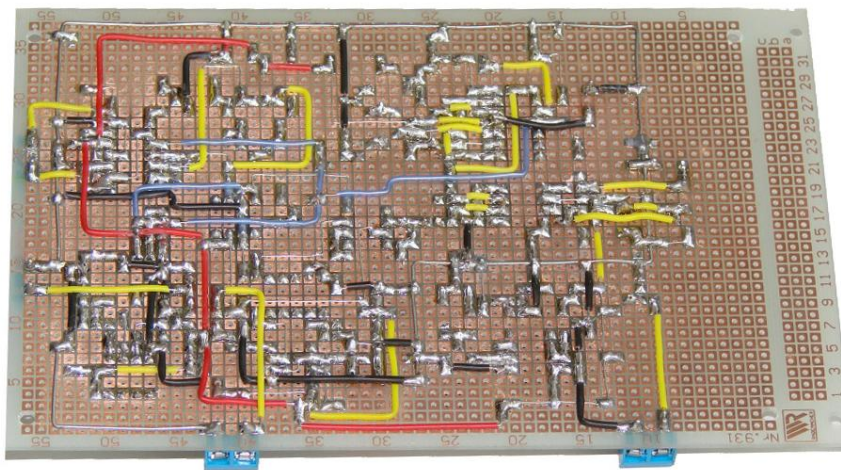


Obrázek 42: Sinusový signál na výstupu výkonového zesilovače

Jak již bylo řečeno, veškeré obvody nezbytné ke správné funkci audiometru byly sestaveny na plošném spoji, přední strana je zobrazena na obr. 43, kde je vidět i rozmístění obvodů. Veškerá propojení jednotlivých obvodů a součástek je vidět na obr. 44, kde je snímek plošného spoje z druhé strany (strana spojů).



Obrázek 43: Zařízení sestavené na destičce (přední strana)



Obrázek 44: Zapojení jednotlivých elektronických obvodů (strana spojů)

Destička s napájenými obvody byla umístěna do plastové krabice, z důvodů bezpečnosti, snadné manipulace, ovládání přístroje a vzhledu zařízení. Na předním panelu (obr. 45) jsou umístěny potřebné ovládací prvky spolu se 4 signalizačními LED. Zadní panel obsahuje přípojovací prvky, viz obr. 46. Seznam dílčích prvků na předním a zadním panelu je uveden níže.

Přední panel:

- Přepínač k nastavení kmitočtů
- Tlačítko pro obsluhu
- Signalizace přerušování tónu – červená LED
- Přepínač k nastavení úrovně akustického tlaku
- Páčkový přepínač k přehození sluchátek pro pravé a levé ucho
- Signalizace zmáčknutí tlačítka pacienta – žlutá LED
- Přepínač k nastavení úrovně šumu
- Signalizace vybití baterie – červená LED
- Vypínač
- Signalizace zapnutí – zelená LED

Zadní panel:

- Napájecí konektor
- Pouzdro na tavnou pojistku
- Konektor pro připojení sluchátek
- Konektor pro připojení tlačítka pacienta



Obrázek 45: Přední panel audiometru



Obrázek 46: Zadní panel audiometru

Během testování přístroje bylo zjištěno, že ve vytvářeném šumu se objevuje i tón, což bylo způsobeno tím, že šumový prvek – tranzistor se na plošném spoji vyskytuje hned vedle generátoru tónu a tudíž se na něj tón přenáší kapacitní vazbou. Problém byl opraven tím, že byla zhotovena papírová trubička s odpovídajícím vnitřním průměrem, která byla pokryta kovovou folií, která byla spojena se zemí a nasazená na tranzistor.

Po sestavení celého zařízení byl audiometr otestován v praktickém měření. Vyšetřované osobě byla nasazena sluchátka. Zmáčknutím tlačítka obsluhou na předním panelu došlo k vysílání přerušovaného tónu do jednoho ucha. Do druhého sluchátka byl přiváděn šum. Pomocí přepínače byla měněna frekvence tónu od 125Hz do 8000Hz. Dalšími dvěma přepínači byla na každé frekvenci postupně zvyšována intenzita tónu i úroveň šumu. Vyšetřovaná osoba zmáčknutím tlačítka signalizovala zaslechnutí tónu, což bylo pozorováno žlutým rozsvícením LED. I při velmi dlouhém stlačení tlačítka se rozsvítila dioda pouze jednou na stanovenou dobu. Do skončení periody svícení byla další zmáčknutí tlačítka ignorována. Páčkovým přepínačem na předním panelu došlo k přehození tónu se šumem, což umožnilo otestování druhého ucha.

Závěr

Cílem diplomové práce bylo prostudovat anatomii sluchového aparátu a popsat současné používané metody a postupy vhodné k testování funkce sluchového orgánu a v neposlední řadě navrhnout blokové schéma audiometru pro audiometrii čistými tóny, navržený audiometr realizovat a zhodnotit jeho funkčnost.

Protože je sluch úzce spjat se zvukem, zabývá se první kapitola základní teorií z oblasti akustiky. Práce se věnuje nejznámějším technikám a postupům, které jsou rozděleny na metody závislé na aktivní spolupráci pacienta a na metody, jejichž výsledky nejsou ovlivněny vyšetřovanou osobou. Metody jsou zde podrobně popsány a je jim věnována značná část práce. Zaměřila jsem se zejména na audiometrii čistými tóny, která je nejpoužívanější subjektivní neinvazivní metodou a je předmětem této práce. Pomocí audiometrie lze stanovit rozsah sluchového postižení a určit tak typ poruchy. Další kapitola je věnována samotnému návrhu blokového schématu audiometru. Je zde uvedeno jeho blokové schéma s příslušným popisem jednotlivých bloků. Součástí navrhovaného audiometru není kanál pro řečovou audiometrii.

Nejobsáhlejší kapitolu tvoří popis zapojení obvodů elektroniky audiometru a výpočet jednotlivých prvků. Navržený audiometr sestává z dílčích obvodů nezbytných pro jeho správnou funkci, jedná se o generátor čistého tónu, klíčovací obvod, který slouží k přerušování vytvářeného tónu, následuje atenuátor k nastavení hladiny akustického tlaku, nezbytnou součástí je generátor šumu k vyřazení netestovaného ucha, druhý atenuátor k nastavení úrovně šumu a výstupy obou atenuátorů jsou přivedeny na dvoukanálový výkonový zesilovač, kterým je zesilován tón a šum přiváděný do sluchátek. Je nutné aby vyšetřovaná osoba poskytovala zpětnou vazbu lékaři, to je zajištěno pomocí tlačítka pacienta, po jeho stisknutí, v případě zaslechnutí tónu, se rozsvítí signalizační LED. Celé zařízení je napájeno bateriovým zdrojem, u něhož je použito 5 tužkových NiMh akumulátorů značky Sanyo Eneloop. Princip činnosti jednotlivých obvodů je v práci podrobně popsán spolu s výpočtem jednotlivých prvků v obvodu.

Poslední kapitola se věnuje ověření funkce přístroje. Součástí jsou i ukázky výsledných průběhů získaných při zjišťování funkčnosti zařízení. Činnost audiometru byla ověřena v praktickém měření, během něhož bylo sledováno, že přístroj funguje spolehlivě, vytváří čistý přerušovaný tón, vytváří šum, umožňuje nastavit úroveň akustického tlaku a šumu, přepíná tón a šum do sluchátek pro pravé a levé ucho, signalizuje pomocí čtyř LED přerušování tónu po zmáčknutí tlačítka obsluhou. Dále dává znamení rozsvícením diody o zmáčknutí tlačítka pacienta, signalizuje zapnutí přístroje i nízké napětí zdroje.

Seznam použité literatury

Knižní publikace

- [1] DOKLÁDAL, M. a L. PÁČ. *Anatomie člověka III.: Systém kožní, smyslový a nervový*. Brno: Masarykova univerzita, 2000. ISBN 80-210-1169-6.
- [2] HRAZDIRA, I.; MORNSTEIN, V. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno : Neptun, 2001. 396 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [3] HYBÁŠEK, I. *Ušní, nosní a krční lékařství*. 1. vyd. Praha: Galén, 1999. 220 s. ISBN 80-7262-017-7.
- [4] CHMELAŘ, M. *Řešené příklady pro numerická cvičení z předmětu Diagnostika bio a ekosystémů*. Brno: FEKT VUT, 2011. 104 s. ISBN 978-80-214-4361-7.
- [5] CHMELAŘ, M. *Lékařská laboratorní technika*. 1. vyd. Brno: Vysoké učení technické, 2000. 119 s. ISBN 80-214-1770-6.
- [6] CHMELAŘ, M.; DRASTICH, A.; ROZMAN, J. *Lékařská přístrojová technika II*. 1. vyd. Praha : Nakladatelství technické literatury n. p., 1984. 180 s.
- [7] KABÁTOVÁ, Z. a M. PROFANT. *Audiologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012. 360 s. ISBN 978-80-247-4173-4.
- [8] KOVAŘÍK, B. a C. SMETANA. *Korektory*. 1. vyd. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1965. 236 s.
- [9] MRÁZKOVÁ, E., J. MRÁZEK a M. LINDOVSKÁ. *Základy audiologie a objektivní audiometrie. Medicínské a sociální aspekty sluchových vad*. 1. vyd. Ostrava: Lékařská fakulta OU, 2006. 122 s. ISBN 80-7368-226-5.
- [10] NAVRÁTIL, L. a J. ROSINA. *Medicínská biofyzika*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [11] ROSINA, J., H. KOLÁŘOVÁ a J. STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006. 232 s. ISBN 80-247-1383-7.
- [12] ROZMAN, J., a kol. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vyd. Praha : Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.

- [13] SÝKORA, R., F. KRUTÍLEK a J. VČELAŘ. *Elektronické hudební nástroje a jejich obvody*. 1. vyd. Praha: SNTL - Nakladatelství technické literatury, 1981. 436 s. ISBN 04-503-81
- [14] ČSN EN ISO 8253-2. *Akustika - Audiometrické vyšetřovací metody - Část 2: Audiometrie ve zvukovém poli čistými tóny a úzkopásmovými měřicími signály*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2010.

Internetové prameny

- [15] A simple triangle-to-sine wave converter. HENRY, T. *Sdiy.org* [online]. Midwest Analog Products, 2003 [cit. 2014-05-05]. Dostupné z: <http://www.sdiy.org/colbecklabs/circuits/triangle-sine.html>
- [16] Akustika, vznik a šíření zvuku, frekvenční analýza a syntéza, sluchový vjem zvukového signálu. BERNAT, P. *Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava* [online]. Ostrava [cit. 2014-05-05]. Dostupné z: http://homen.vsb.cz/~ber30/texty/varhany/anatomie/pistaly_akustika.htm
- [17] *Amatérské RADIO: 555 - Univerzální IO*. Praha: Vydavatelství MAGNET – PRESS, 1994, č. 5. ISSN 0136-9572. Dostupné z: <http://cis.wz.cz/praxe/555.pdf>
- [18] Kurz komunikace se sluchově postiženými. In: *Středisko pro pomoc studentům se specifickými nároky* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2010 [cit. 2013-12-06]. Dostupné z: http://www2.teiresias.muni.cz/hybridbook/knihy/Kurz_komunikace_sluch_CZ/text.html
- [19] MADSEN Xeta. *AudioNIKA: Služby pro sluchově postižené* [online]. 2013 [cit. 2013-12-06]. Dostupné z: <http://www.audionika.cz/stranka/madsen-xeta>
- [20] Novorozenecký screening. *AudioNIKA: Služby pro sluchově postižené* [online]. 2013 [cit. 2013-11-11]. Dostupné z: <http://www.audionika.cz/stranka/novorozenecky-screening>
- [21] Objektívne vyšetrenia sluchu. *InfoSluch* [online]. 2013 [cit. 2013-11-11]. Dostupné z: <http://infosluch.sk/wp/porucha-sluchu/vysetrenia-sluchu/objektivne-vysetrenia-sluchu/>
- [22] *Pandatron.cz - Elektrotechnický magazín: 555 a 556 - Základní zapojení* [online]. 2008 [cit. 2014-03-21]. ISSN 1803-6007. Dostupné z: http://pandatron.cz/?490&555_a_556_-_zakladni_zapojeni

- [23] *Pandatron.cz - Elektrotechnický magazín: NE555 – popis obvodu* [online]. 2008 [cit. 2014-03-21]. ISSN 1803-6007. Dostupné z: http://pandatron.cz/?200&ne555_-_popis
- [24] *Physiologie der Sinnesorgane: Informationsverarbeitung von Innenohrschnecke bis Gehirn; Hörtests, ERA* [online]. [cit. 2013-11-11]. Dostupné z: <http://user.medunigraz.at/helmut.hinghofer-szalkay/XIV.8.htm>
- [25] *Sluch*. In: *Wikiskripta* [online]. 2006, 8.6. 2010 [cit. 2013-12-05]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Sluchov%C3%A9_%C3%BAstroj%C3%AD.jpg
- [26] *Smyslová soustava: Ucho*. In: *Škola Ječná* [online]. Znojmo, 2006 [cit. 2013-12-06]. Dostupné z: http://skolajecna.cz/biologie/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=112600
- [27] *Univerzita Palackého v Olomouci, Ústav lékařské biofyziky. Základy fyziologické akustiky, Audiometrie* [online]. [cit. 2013-11-16]. Dostupné z: <http://ulb.upol.cz/praktikum/audnav.pdf>
- [28] *Vyšetřování sluchu u dětí: Informace pro pacienty. Fakultní nemocnice Ostrava* [online]. [cit. 2013-11-28]. Dostupné z: http://www.fno.cz/documents/ORL_lic.pdf
- [29] *Způsoby vyšetřování sluchu a diagnostika jeho poruch. Ordinace.cz: Způsoby vyšetřování sluchu a diagnostika jeho poruch* [online]. 2013 [cit. 2013-11-11]. Dostupné z: <http://www.ordinace.cz/clanek/zpusoby-vysetrovani-sluchu-a-diagnostika-jeho-poruch/>

Katalogové listy

- [30] *BC337, BC338: Small Signal Transistors (NPN)*. General Semiconductor, 2005. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/61933/GE/BC337.html>
- [31] *BC327, BC328: Small Signal Transistors (PNP)*. General Semiconductor, 2004. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/61932/GE/BC327.html>
- [32] *BZX55...: Silicon planar Zener diodes*. Semtech Electronics, 2004. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/42395/SEMTECH/BZX55.html>
- [33] *HEF4066B: Quad single-pole single-throw analog switch*. NXP Semiconductor, 2010. Dostupné z: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/454945/NXP/HEF4066B.html>

- [34] *L4940 series: Very low drop 1,5A regulators*. STMicroelectronics, 1999. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/22473/STMICROELECTRONICS/L4940.html>
- [35] *LM136-2,5/LM236-2,5/LM336-2,5V: Reference Diode*. National Semiconductor, 2005. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/102239/NSC/LM336-2.5.html>
- [36] *LM393, LM293, LM2903, LM2903V, NCC2903: Low Offset Voltage Dual Comparators*. Semiconductor Components Industries, 2004. Dostupné z: <http://www.gme.cz/img/cache/doc/314/007/lm393-datasheet-1.pdf>
- [37] *NE555, SA555, SE555: Precision timers*. Texas Instruments, 2004. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/161279/TI/NE555.html>
- [38] *TDA2822M: Dual low-voltage power amplifier*. STMicroelectronics. 2003. Dostupné z: <http://www.gme.cz/img/cache/doc/313/035/tda2822m-datasheet-1.pdf>
- [39] *TL071, TL071A, TL071B, TL072, TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B: Low-noise JFET-INPUT Operational amplifiers*. Texas Instruments, 2005. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/28778/TI/TL074.html>

Seznam zkratek a symbolů

AKO	Astabilní klopný obvod
B	Báze
B-E	Báze-emitör
BERA	Kmenová audiometrie (Brainstem Evoked Response Audiometry)
BMI	Biomedicínské inženýrství
CERA	Korová audiometrie (Cortical Electric Response Audiometry)
CMOS	Doplňující se kov-oxid-polovodič (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor)
ČSN	Česká technická norma
CPU	Mikroprocesor (Central Processing Unit)
D/A	Digitálně/analogový převodník
DPOAE	Emise způsobené zkreslením ve sluchovém orgánu (Distortion Product Otoacoustic Emission)
E	Emitor
ECOG	Elektrokochleografie
EOAE	Evokované emise (Evoked Otoacoustic Emission)
ERA	Objektivní audiometrie (Electric Response Audiometry)
HD	Vysoké rozlišení (High Definition)
HL	Relativní hladina akustického tlaku (Hearing Level)
K	Kolektor
KO	Klopný obvod
LED	Luminiscenční dioda (Light-Emitting Diode)
MKO	Monostabilní klopný obvod
NiMh	Nikl-metal hydridový akumulátor
OAE	Otoakustické emise (Otoacoustic Emission)
OZ	Operační zesilovač
R	Rinne
SCH	Schwambach
SOAE	Spontánní emise (Spontaneous otoacoustic emission)
SPL	Hladina akustického tlaku (Sound Pressure Level)
TEOAE	Tranzitorní evokované emise (Transient Otoacoustic Emission)
THD	Celkové harmonické zkreslení (Total Harmonic Distortion)
TTL	Tranzistorově-tranzistorová logika (Transistor-Transistor-Logic)
V-A	Volt-Ampér
W	Weber
ZD	Zenerova dioda

Seznam obrázků

Obrázek 1:	Křivky hladin stejné hlasitosti [16].....	4
Obrázek 2:	Sluchové pole [16].....	4
Obrázek 3:	Anatomie sluchového orgánu [25].....	7
Obrázek 4:	Středoušní kůstky [26].....	9
Obrázek 5:	Kostěný labyrint vnitřního ucha [26].....	10
Obrázek 6:	Příčný řez hlemýžděm [26].....	10
Obrázek 7:	Vyšetření ladičkami - Weberova a Rinneho zkouška [24].....	13
Obrázek 8:	Ukázka audiogramu [18].....	15
Obrázek 9:	Audiometr Madsen Xeta [19].....	16
Obrázek 10:	Tympanometrické křivky [21].....	18
Obrázek 11:	Blokové schéma audiometru pro objektivní audiometri [12].....	20
Obrázek 12:	Evoluce přístrojů pro měření otoakustických emisí [20].....	21
Obrázek 13:	Blokové schéma navrženého audiometru.....	22
Obrázek 14:	Otočný přepínač P-DS1.....	25
Obrázek 15:	Schéma generátoru sinusového průběhu.....	26
Obrázek 16:	Funkční zapojení obvodu 4066B a zapojení jednoho ze čtyř spínačů [33]....	29
Obrázek 17:	Vývody obvodu HEF4066B [33].....	29
Obrázek 18:	Schéma zapojení přerušování tónu.....	31
Obrázek 19:	Náhradní zapojení pro výpočet R_{32}	33
Obrázek 20:	Vývody obvodu NE555 [23].....	35
Obrázek 21:	Vnitřní blokové schéma obvodu NE555 [37].....	36
Obrázek 22:	Schéma zapojení NE555 jako MKO.....	37
Obrázek 23:	Průběhy napětí [22].....	37
Obrázek 24:	Schéma zapojení NE555 jako AKO.....	39
Obrázek 25:	Průběhy napětí [22].....	39
Obrázek 26:	Schéma zapojení časovače jako AKO.....	40
Obrázek 27:	Náhradní obvod pro výpočet vybíjecí doby C_7	40
Obrázek 28:	Způsob generování bílého šumu [13].....	46
Obrázek 29:	Schéma generátoru šumu.....	46
Obrázek 30:	Schéma atenuátoru.....	50
Obrázek 31:	Jeden stupeň děliče.....	50
Obrázek 32:	Vývody obvodu TDA2822M [38].....	54
Obrázek 33:	Schéma zapojení výkonového zesilovače.....	54
Obrázek 34:	Schéma obvodu tlačítka pacienta.....	56
Obrázek 35:	Schéma bateriového zdroje [4].....	61
Obrázek 36:	Trojúhelníkový signál na výstupu integrátoru (pin 1).....	68

Obrázek 37:	Obdélníkový signál na výstupu komparátoru (pin 7)	68
Obrázek 38:	Sinusový signál na výstupu tónového generátoru (pin 14)	69
Obrázek 39:	Řídicí impulsy	69
Obrázek 40:	Signál odpovídající zmáčknutí tlačítka	70
Obrázek 41:	Šumový signál z generátoru šumu	70
Obrázek 42:	Sinusový signál na výstupu výkonového zesilovače	70
Obrázek 43:	Zařízení sestavené na destičce (přední strana).....	71
Obrázek 44:	Zapojení jednotlivých elektronických obvodů (strana spojů)	71
Obrázek 45:	Přední panel audiometru	72
Obrázek 46:	Zadní panel audiometru	73

Seznam tabulek

Tabulka 1:	Hladina hlasitosti vybraných zvuků [2].....	5
Tabulka 2:	Typ poruchy sluchu [7].....	14
Tabulka 3:	Testovací slova pro vyšetření řečovou audiometrií.....	17
Tabulka 4:	Vypočítané hodnoty rezistorů $R_7 - R_{14}$	27
Tabulka 5:	Popis jednotlivých pinů obvodu [33]	29
Tabulka 6:	Souhrn vypočítaných hodnot odporů klíčovacího obvodu	44
Tabulka 7:	Souhrn hodnot kondenzátorů klíčovacího obvodu.....	44
Tabulka 8:	Souhrn vypočtených hodnot odporů v šumovém generátoru	49
Tabulka 9:	Souhrn hodnot kondenzátorů v šumovém generátoru	49
Tabulka 10:	Souhrn vypočtených hodnot rezistorů výkonového zesilovače	55
Tabulka 11:	Souhrn hodnot kondenzátorů výkonového zesilovače.....	55
Tabulka 12:	Parametry použitých sluchátek	55
Tabulka 13:	Souhrn vypočtených hodnot odporů v obvodu tlačítka pacienta	60
Tabulka 14:	Souhrn hodnot kondenzátorů v obvodu tlačítka pacienta	60
Tabulka 15:	Souhrn vypočítaných hodnot odporů bateriového zdroje	65
Tabulka 16:	Souhrn vypočítaných hodnot kondenzátorů bateriového zdroje	65
Tabulka 17:	Spotřeba proudu bateriového zdroje	66
Tabulka 18:	Spotřeba proudu generátoru šumu	66
Tabulka 19:	Spotřeba proudu tónového generátoru	66
Tabulka 20:	Spotřeba proudu výkonového zesilovače.....	67
Tabulka 21:	Spotřeba proudu tlačítka pacienta.....	67
Tabulka 22:	Spotřeba proudu bateriového zdroje	67

Příloha: Rozpiska součástek

Součástka	Označení	Popis	Schéma (umístění)
C ₁	47M/10V	kondenzátor elektrolytický	bateriový zdroj
C ₂	47M/10V	kondenzátor elektrolytický	bateriový zdroj
C ₃	M1/50V	kondenzátor keramický	bateriový zdroj
C ₄	M1/50V	kondenzátor keramický	bateriový zdroj
C ₅	100M/16V	kondenzátor elektrolytický	bateriový zdroj
C ₆	4n7/50V	kondenzátor keramický	generátor tónu
C ₇	2M2/50V	kondenzátor foliový	přerušování tónu
C ₈	M1/50V	kondenzátor keramický	přerušování tónu
C ₉	47M/16V	kondenzátor elektrolytický	přerušování tónu
C ₁₀	M1/50V	kondenzátor keramický	generátor šumu
C ₁₁	M1/50V	kondenzátor keramický	generátor šumu
C ₁₂	M1/50V	kondenzátor keramický	generátor šumu
C ₁₃	M1/50V	kondenzátor keramický	generátor šumu
C ₁₄	M1/50V	kondenzátor keramický	generátor šumu
C ₁₅	100M/16V	kondenzátor elektrolytický	výkonový zesilovač
C ₁₆	100M/16V	kondenzátor elektrolytický	výkonový zesilovač
C ₁₇	100M/16V	kondenzátor elektrolytický	výkonový zesilovač
C ₁₈	M1/50V	kondenzátor keramický	výkonový zesilovač
C ₁₉	100M/16V	kondenzátor elektrolytický	výkonový zesilovač
C ₂₀	100M/16V	kondenzátor elektrolytický	výkonový zesilovač
C ₂₁	M1/50V	kondenzátor keramický	výkonový zesilovač
C ₂₂	M1/50V	kondenzátor keramický	tlačítko pacienta
C ₂₃	1M/50V	kondenzátor foliový	tlačítko pacienta
C ₂₄	47M/10V	kondenzátor elektrolytický	tlačítko pacienta
D1	BZX55C3V9	Zenerova dioda	generátor šumu
D2	1N4148	univerzální dioda	tlačítko pacienta
DA5M3X20 (4x)	-	distanční sloupky	-
DC1	AM1S-0505SZ	napěťový měnič	bateriový zdroj
DIN 3P ZP	-	konektor DIN do panelu	zadní panel
DIN 3P VK	-	konektor DIN na kabel	-
G1	Sanyo Eneloop	akumulátor	bateriový zdroj
IC1	L4940	stabilizátor napětí	bateriový zdroj
IC2	LM336LP	zdroj referenčního napětí	bateriový zdroj
IC3	LM393N	operační zesilovač	bateriový zdroj
IC4	TL074P	operační zesilovač	generátor tónu
IC5	OP07CN	operační zesilovač	přerušování tónu
IC6	HEF4066B	CMOS spínač	přerušování tónu

Součástka	Označení	Popis	Schéma (umístění)
IC7	OP07CN	operační zesilovač	přerušování tónu
IC8	NE555	časovač	přerušování tónu
IC9	TL074P	operační zesilovač	generátor šumu
IC10	TLC272P	operační zesilovač	výkonový zesilovač
IC11	TDA2822M	koncový NF zesilovač	výkonový zesilovač
IC12	NE555	časovač	tlačítko pacienta
K3716A	-	napájecí souosý konektor	zadní panel
LED1	L-53LSRD	červená LED dioda	bateriový zdroj
LED2	L-53LGD	zelená LED dioda	bateriový zdroj
LED3	L-7113SRC-DU	červená LED dioda	přerušování tónu
LED4	L-53SYC	žlutá LED dioda	tlačítko pacienta
LEDIN501SW (4x)	-	pouzdro na LED	přední panel
P1	P-DS1	otočný přepínač	generátor tónu
P2 (2x)	P-DS1	otočný přepínač	atenuátor
P-B068EP	-	2-pólový páčkový spínač	přední panel
P-SPK-14A (3x)	-	knoflík se stupnicí	přední panel
R ₁	680k	uhlíkový rezistor	bateriový zdroj
R ₂	100k	trimr	bateriový zdroj
R ₃	560k	uhlíkový rezistor	bateriový zdroj
R ₄	6k2	uhlíkový rezistor	bateriový zdroj
R ₅	3k9	uhlíkový rezistor	bateriový zdroj
R ₆	4k3	uhlíkový rezistor	bateriový zdroj
R ₇	750k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₈	390k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₉	180k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₁₀	100k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₁₁	47k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₁₂	24k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₁₃	15k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₁₄	12k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₁₅	10k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₁₆	18k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₁₇	50k	trimr	generátor tónu
R ₁₈	2k2	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₁₉	2k2	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₂₀	390	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₂₁	50k	trimr	generátor tónu
R ₂₂	10k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₂₃	10k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₂₄	10k	uhlíkový rezistor	generátor tónu

Součástka	Označení	Popis	Schéma (umístění)
R ₂₅	2k2	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₂₆	10k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₂₇	10k	uhlíkový rezistor	generátor tónu
R ₂₈	150k	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₂₉	10k	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₃₀	5k	trimr	přerušování tónu
R ₃₁	120k	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₃₂	15k	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₃₃	68k	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₃₄	100k	trimr	přerušování tónu
R ₃₅	820k	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₃₆	12k	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₃₇	330k	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₃₈	680k	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₃₉	1k2	uhlíkový rezistor	přerušování tónu
R ₄₀	22k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₄₁	22k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₄₂	22k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₄₃	22k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₄₄	22k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₄₅	22k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₄₆	22k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₄₇	22k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₄₈	22k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₄₉	15k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₅₀	15k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₅₁	15k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₅₂	15k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₅₃	15k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₅₄	15k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₅₅	15k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₅₆	15k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₅₇	10k	uhlíkový rezistor	atenuátor
R ₅₈	1M	uhlíkový rezistor	generátor šumu
R ₅₉	220	uhlíkový rezistor	generátor šumu
R ₆₀	100k	uhlíkový rezistor	generátor šumu
R ₆₁	2k5	uhlíkový rezistor	generátor šumu
R ₆₂	1k2	uhlíkový rezistor	generátor šumu
R ₆₃	220k	uhlíkový rezistor	generátor šumu
R ₆₄	100k	uhlíkový rezistor	generátor šumu

Součástka	Označení	Popis	Schéma (umístění)
R ₆₅	5k6	uhlíkový rezistor	generátor šumu
R ₆₆	220k	uhlíkový rezistor	generátor šumu
R ₆₇	100k	uhlíkový rezistor	generátor šumu
R ₆₈	4k7	uhlíkový rezistor	výkonový zesilovač
R ₆₉	4k7	uhlíkový rezistor	výkonový zesilovač
R ₇₀	33k	uhlíkový rezistor	tlačítko pacienta
R ₇₁	10k	uhlíkový rezistor	tlačítko pacienta
R ₇₂	10k	uhlíkový rezistor	tlačítko pacienta
R ₇₃	8k2	uhlíkový rezistor	tlačítko pacienta
R ₇₄	10k	uhlíkový rezistor	tlačítko pacienta
R ₇₅	56k	uhlíkový rezistor	tlačítko pacienta
R ₇₆	56k	uhlíkový rezistor	tlačítko pacienta
R ₇₇	1M	uhlíkový rezistor	tlačítko pacienta
R ₇₈	82	uhlíkový rezistor	tlačítko pacienta
S1	P-PB303A RED	tlačítkový spínač	bateriový zdroj
S2	P-M312 RT	tlačítkový spínač	přerušování tónu
S3	P-M312 RT	tlačítkový spínač	tlačítko pacienta
SCJ-0354-U	-	konektor JACK	zadní panel
SCP-2004T	-	JACK stereo vidlice	zadní panel
T1	BC337	tranzistor	generátor tónu
T2	BC337	tranzistor	generátor tónu
T3	BC337	tranzistor	přerušování tónu
T4	103NU70	tranzistor	generátor šumu
T5	BC327	tranzistor	tlačítko pacienta
T6	BC337	tranzistor	tlačítko pacienta