

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů



Bakalářská práce

**Analýza teorie geneze Korotkovových zvuků
při auskultační metodě měření krevního tlaku**

Analysis of the theory of the genesis of Korotkov sounds in
the auscultatory method of measuring blood pressure

Jan Papp

Vedoucí práce: doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.

Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

Praha, 26.5.2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Papp** Jméno: **Jan** Osobní číslo: **492362**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Analýza teorie geneze Korotkovových zvuků při auskultační metodě měření krevního tlaku

Název bakalářské práce anglicky:

Analysis of the theory of the genesis of Korotkov sounds in the auscultatory method of measuring blood pressure

Pokyny pro vypracování:

- 1) Proveďte podrobnou rešerši odborné a patentové literatury se zaměřením na teorii geneze Korotkovových zvuků při měření krevního tlaku auskultační metodou
- 2) Navrhněte metodiku měření Korotkovových zvuků s ohledem na možnosti diagnostiky kardiovaskulárního systému
- 3) Proveďte měření dle navržené metodiky na vybraných skupinách studentů a seniorů
- 4) Statisticky vyhodnoťte rozdíly ve sledovaných parametrech Korotkovových zvuků a porovnejte s teoretickými předpoklady

Seznam doporučené literatury:

- [1] BABBS, Charles F. The origin of Korotkoff sounds and the accuracy of auscultatory blood pressure measurements. Journal of the American Society of Hypertension, 2015, 9.12: 935-950. e3.
- [2] WEBSTER, John G. (ed.). Medical instrumentation: application and design. John Wiley & Sons, 2009.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D. katedra fyziky FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **23.01.2023** Termín odevzdání bakalářské práce: **26.05.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **22.09.2024**

doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze, dne 26.5.2023

Jan Papp

.....
Podpis autora práce

Poděkování

Rád bych poděkoval svému vedoucímu práce doc. Ing. Vratislavu Fabiánovi, Ph.D. za odborné vedení, ochotu, čas a vstřícnost při vypracování této práce a za poskytnutí měřicího vybavení a odborných materiálů, všem, se kterými jsem měl možnost zpracování práce konzultovat a také všem osobám, které se zúčastnily praktického měření.

Abstrakt

Korotkovovy zvuky jsou rytmické záněje, které vznikají při auskultačním měření krevního tlaku v důsledku zaškrcení brachiální arterie. Mechanika jejich geneze ovšem i po takřka sto dvaceti letech výzkumu není stále jednoznačně pochopena. Tato bakalářská práce se věnuje rozboru teorií geneze Korotkovových zvuků, spektrální analýze zaznamenaných zvuků a statistickému porovnání charakteristických parametrů popisující tvar a vlastnosti spekter těchto zvuků mezi dvěma věkovými skupinami (18–23 let a 65–90 let). Metodika vychází z teoretického předpokladu, podle něhož je vznik Korotkovových zvuků zapříčiněn vibrací a rezonancí cévní stěny při rytmickém rozpínání a hroucení cévy pod tlakem okluzivní manžety. Pružnější a poddajnější cévní struktury by tak měly generovat zvuky s odlišnými vlastnostmi než struktury tužší a nepoddajnější.

Korotkovovy zvuky byly zaznamenány během čtyř různých měření krevního tlaku. Pomocí vlnkové transformace byl ze zvuků odstraněn nežádoucí šum a záznamy zvuků byly nasegmentovány na jednotlivé Korotkovovy zvuky. Ty byly následně podrobeny spektrální analýze pomocí Fourierovy transformace a metody *Linear predictive coding*, spektra jednotlivých zvuků byly popsány charakteristickými parametry, konkrétně čtyřmi spektrálními momenty, mediánem frekvencí spektra a poměrem zastoupení vyšších a nižších frekvencí ve spektru. Na závěr byly rozdíly parametrů mezi věkovými skupinami vyhodnoceny statistickými testy podobnosti a jejich výsledky byly porovnány s teoretickými předpoklady.

U metody skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku, zejména na úrovních systolického a diastolického tlaku, byly pozorovány význačné rozdíly mezi distribucemi několika parametrů zvuků jednotlivých věkových skupin, což podporuje teorii o souvislosti poddajnosti cévních struktur s vlastnostmi generovaných zvuků. Oproti tomu statistické výsledky z ostatních metod měření naznačují zpravidla shodu v distribucích charakteristických parametrů u obou věkových skupin, což je naopak v rozporu s předpokládanou teorií.

Metoda záznamu Korotkovových zvuků při skokovém měření na jednotlivých úrovních tlaku tak přináší potenciální příležitost k dalšímu výzkumu problematiky souvislosti vlastností zvuků a poddajností cévních struktur s ohledem na možnosti diagnostiky aterosklerózy (kornatění cév) a jiných poruch krevního řečiště.

Klíčová slova: *Korotkovovy zvuky, vibrace a rezonance cévní stěny, ateroskleróza, poddajnost cévních struktur, čtyři spektrální momenty, medián frekvencí spektra, poměr zastoupení vyšších a nižších frekvencí ve spektru*

Abstract

The Korotkoff sounds are rhythmic murmurs that arise during auscultatory measurement of blood pressure as a result of brachial artery occlusion. However, the mechanics of their genesis remains incompletely understood after almost a hundred and twenty years of research. The main objective of this bachelor's thesis is the analysis of theories regarding the genesis of the Korotkoff sounds, spectral analysis of recorded sounds and statistical comparison of characteristic parameters describing shapes and properties of spectra of these sounds between two different age groups (18–23 years and 65–90 years). The methodology is based on the theoretical assumption that the production of Korotkoff sounds is caused by vibrations and resonance of the vascular wall during rhythmic expansion and collapse of the vessel under pressure of the occlusive cuff. Thus more flexible and yielding vascular structures should generate sounds with different properties than stiffer and more unyielding structures.

Korotkoff sounds were recorded during four different blood pressure measurements, unwanted noise was removed from the sounds using the Wavelet transform and the sound recordings were segmented into individual Korotkoff sounds. These were then subjected to spectral analysis employing Fourier transform and Linear Predictive Coding. The spectra of the individual sounds were described with characteristic parameters, namely the four spectral moments, the median of spectrum frequencies, and the ratio of the representation of higher and lower frequencies within the spectrum. Finally, differences in parameters between age groups were evaluated by statistical tests of similarity and the results were then compared with theoretical assumptions.

In the method of jump measurements at different pressure levels, especially at systolic and diastolic, significant differences were observed between the distributions of several parameters of the sounds from the two different age groups. This supports the theory of the connection of the compliance of vascular structures with the characteristics of the generated sounds. In contrast, the statistical results from the other measurement methods generally suggest an agreement in the distributions of the characteristic parameters for both age groups, which is contrary to the previously assumed theory.

Thus, the method of recording Korotkoff sounds during jump measurements at various pressure levels provides a potential opportunity for further research on the issue of the association between the characteristics of sounds and the compliance of vascular

structures, with regard to the possibility of diagnosing atherosclerosis (cornification of blood vessels) and other bloodstream disorders.

Keywords: *Korotkoff sounds, vibration and resonance of the vascular wall, atherosclerosis, compliance of vascular structures, four spectral moments, median of spectral frequencies, ratio of higher and lower frequencies in the spectrum*

Obsah

1. Úvod	1
2. Charakteristika krevního řečiště	2
2.1 Oběhový systém a tepny	2
2.2 Arteriální poddajnost	3
2.3 Ateroskleróza (kornatění tepen).....	4
3. Korotkovovy zvuky	5
3.1 Původ a obecný popis	5
3.2 Teorie původu zvuků	6
3.2.1 Mechanismus vodního kladiva	7
3.2.2 „Pistol-shot“ mechanismus.....	7
3.2.3 Proudová „Jet“ teorie	8
3.2.4 Teorie rázové vlny („Schock-wave“)	8
3.2.5 Mechanismus deformace a rezonance cévní stěny	8
3.3 Fáze Korotkovových zvuků	11
4. Měření, předzpracování a analýza Korotkovových zvuků.....	13
4.1 Motivace výzkumu	13
4.2 Metodika měření	13
4.3 Předzpracování signálů	17
4.3.1 Redukce šumu využitím vlnkové transformace	17
4.3.2 Decimace signálů	20
4.3.3 Segmentace signálů na jednotlivé zvuky	20
4.4 Spektrální analýza a zpracování dat.....	21
4.4.1 Metodika analýzy.....	21
4.4.2 Fourierova transformace	22
4.4.3 Spektrální momenty a medián frekvence.....	25
4.4.4 LPC (<i>Linear prediction coding</i>).....	28
4.4.5 Poměr zastoupení nižších a vyšších frekvencí ve spektru	29

4.5 Statistické vyhodnocení numerických charakteristik.....	31
4.5.1 Metodika vyhodnocení.....	31
4.5.2 Testy normálního rozdělení	33
4.5.3 Parametrické statistické testy.....	34
4.5.4 Neparametrické statistické testy	35
4.5.5 Výsledky statistických testů.....	36
5. Závěr	43

Seznam obrázků

Obrázek 1 – Vrstvy stěny tepny svalového typu (schéma) [5, str. 212]	2
Obrázek 2 – Stádia změn v cévní stěně při ateroskleróze [9, str. 237]	4
Obrázek 3 – Typický systém nepřímého měření krevního tlaku [13, str. 325].....	6
Obrázek 4 – Schéma průřezu cévní stěny při expanzi (<i>a</i>) a při hroucení (<i>b</i>), šrafování indikuje stav při nulovém <i>TP</i> , stínování indikuje cévní stěnu, <i>x</i> značí odchylku cévní stěny, <i>h₀</i> značí její tloušťku a <i>r₀</i> značí původní poloměr lumen cévy [2, str 4].....	9
Obrázek 5 – Závislost reaktivní síly cévy (související s poddajností cévy) na změně odchylky cévní stěny <i>x</i> [2, str. 5]	10
Obrázek 6 – Charakteristika fází Korotkovových zvuků v závislosti na tlakové křivce manžety a intenzitě zvuků [19, str. 111].....	12
Obrázek 7 – Příklad záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a tlakové křivky (dole) při automatickém měření krevního tlaku zařízením <i>Omron M6 Comfort</i>	15
Obrázek 8 – Příklad záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a tlakové křivky (dole) při auskultačním měření krevního tlaku	15
Obrázek 9 – Příklad záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a tlakové křivky (dole) při měření na jednotlivých úrovních tlaku manžety	16

Obrázek 10 – Příklad záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a tlakové křivky (dole) při závěrečném automatickém měření krevního tlaku zařízením <i>Omron M6 Comfort</i>	17
Obrázek 11 – Příklad původního zašuměného záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a korespondující filtrovaný záznam Korotkovových zvuků (dole)	19
Obrázek 12 – Příklad segmentu jednoho Korotkovova zvuku	21
Obrázek 13 – Spektrum signálu při dodržení Nyquistova vzorkovacího teorému (nahore) a spektrum signálu při jeho nedodržení — <i>Aliasing</i> (dole) [24, str. I-10]	24
Obrázek 14 – Příklad segmentu jednoho Korotkovova zvuku (nahore) a jemu odpovídající amplitudové frekvenční spektrum (dole)	24
Obrázek 15 – Příklad amplitudového frekvenčního spektra jednoho zvuku (nahore) a jemu odpovídající spektrální obálky vykreslené pomocí metody <i>LPC</i> (dole)	29
Obrázek 16 – Spektrální obálka pomocí <i>LPC</i> s vyznačenou dělicí frekvencí f_d	30

Seznam tabulek

Tabulka 1 – Spektrální momenty a medián frekvencí spektra prvních zvuků na úrovni <i>SBP</i> skupiny mladých osob při prvním automatickém měření tlaku zařízením Omron (pomlčka označuje chybějící data).....	27
Tabulka 2 – Spektrální momenty a medián frekvencí spektra prvních zvuků skupiny seniorů na úrovni <i>DBP</i> při skokovém měření na jednotlivých úrovních tlaku.....	28
Tabulka 3 – Příklad tabulky poměrů sum spektrálních čar $R = S_{LF}/S_{HF}$ u skupiny seniorů ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku (u systolického tlaku — <i>SBP</i> , na dvou prostředních úrovních tlaku — MID 1 a MID 2 a u diastolického tlaku — <i>DBP</i>).....	31
Tabulka 4 – Výsledky statistických testů charakteristik z prvního automatického měření zařízením Omron na úrovni <i>SBP</i>	37
Tabulka 5 – Výsledky statistických testů charakteristik z prvního automatického měření zařízením Omron na střední úrovni rozsahu <i>SBP–DBP</i>	37
Tabulka 6 – Výsledky statistických testů charakteristik z prvního automatického měření zařízením Omron na úrovni <i>DBP</i>	38
Tabulka 7 – Výsledky statistických testů charakteristik z auskultačního měření na úrovni <i>SBP</i>	38
Tabulka 8 – Výsledky statistických testů charakteristik z auskultačního měření na střední úrovni rozsahu <i>SBP–DBP</i>	38
Tabulka 9 – Výsledky statistických testů charakteristik z auskultačního měření na úrovni <i>DBP</i>	39

Tabulka 10 – Výsledky statistických testů charakteristik ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku na úrovni <i>SBP</i>	39
Tabulka 11 – Výsledky statistických testů charakteristik ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku na úrovni první střední úrovni rozsahu <i>SBP–DBP</i>	39
Tabulka 12 – Výsledky statistických testů charakteristik ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku na úrovni druhé střední úrovni rozsahu <i>SBP–DBP</i>	40
Tabulka 13 – Výsledky statistických testů charakteristik ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku na úrovni <i>DBP</i>	40
Tabulka 14 – Výsledky statistických testů charakteristik z druhého automatického měření zařízením Omron na úrovni <i>SBP</i>	40
Tabulka 15 – Výsledky statistických testů charakteristik z druhého automatického měření zařízením Omron na střední úrovni rozsahu <i>SBP–DBP</i>	41
Tabulka 16 – Výsledky statistických testů charakteristik z druhého automatického měření zařízením Omron na úrovni <i>DBP</i>	41

Seznam zkratek

<i>TP</i>	<i>Transmural pressure</i>	Transmurální tlak
<i>SBP</i>	<i>Systolic blood pressure</i>	Systolický krevní tlak
<i>DBP</i>	<i>Diastolic blood pressure</i>	Diastolický krevní tlak
<i>CWT</i>	<i>Continuous wavelet transform</i>	Spojité vlnková transformace
<i>DWT</i>	<i>Discrete wavelet transform</i>	Diskrétní vlnková transformace
<i>LPC</i>	<i>Linear predictive coding</i>	Lineární prediktivní kódování
<i>LF</i>	<i>Low frequencies</i>	Nízké frekvence
<i>HF</i>	<i>High frequencies</i>	Vysoké frekvence
<i>DFT</i>	<i>Discrete Fourier transform</i>	Diskrétní fourierova transformace
<i>FFT</i>	<i>Fast Fourier transform</i>	Rychlá fourierova transformace

1. Úvod

Při volbě tématu bakalářské práce jsem se rozhodl pro téma *Analýza teorie geneze Korotkovových zvuků při auskultační metodě měření krevního tlaku*. Tyto zvuky byly poprvé popsány ruským chirurgem Nikolajem Korotkovem roku 1905 a představují základ dodnes celosvětově využívané metody měření krevního tlaku, tzv. auskultační metody. [1, p. 170] Její podstatou je zaškrcení brachiální tepny pomocí tlaku v manžetě obklopující pacientovu paži a jeho následné konstantní upouštění, při čemž začnou být fonendoskopem na distální straně brachiální arterie slyšitelné tlumené zázněje. Jsou to právě tyto zázněje, díky kterým lékař dokáže rozeznat systolický a diastolický tlak pacienta, ovšem pravý původ těchto zvuků stále není pevně doložen, a je tak stále cílem mnoha bádání i téměř 120 let od jejich prvního popsání. [2, p. 2]

Jednou z předních teorií o původu Korotkovových zvuků je teorie o vzniku pohybem arteriální stěny, ke kterému dochází díky rytmickým změnám transmuralního tlaku¹ (*TP* — „*transmural pressure*“) v arterii při upouštění tlaku v manžetě. [3, 2] Tato teorie navádí k myšlence, že charakteristika zvuku je ovlivněna arteriální poddajností, a zázněje tak skrývají informaci o pružnosti cévní stěny, a tedy i o celkovém stavu pacientova krevního řečiště. Potvrzení této teorie by otevřelo bránu k novým možnostem diagnostiky mnoha onemocnění krevního řečiště, jako je například ateroskleróza². Vyvrácení této teorie by napovídalo, že mezi poddajností cévních struktur a vlastnostmi generovaných zvuků nelze určit signifikantní souvislost.

Cílem této bakalářské práce je navrhnout na základě rešerše odborné literatury metodiku měření a analýzy Korotkovových zvuků, zaznamenat tyto zvuky u dvou skupin subjektů s odlišným stavem krevního řečiště, následně zanalyzovat tyto zvuky různými metodami spektrální analýzy a zkoumat a statisticky vyhodnotit rozdílné artefakty u obou skupin, které by poukazovaly na souvislost vlastností zvuku a jeho geneze a stavu krevního řečiště subjektu.

¹ rozdíl tlaku vně a uvnitř arterie

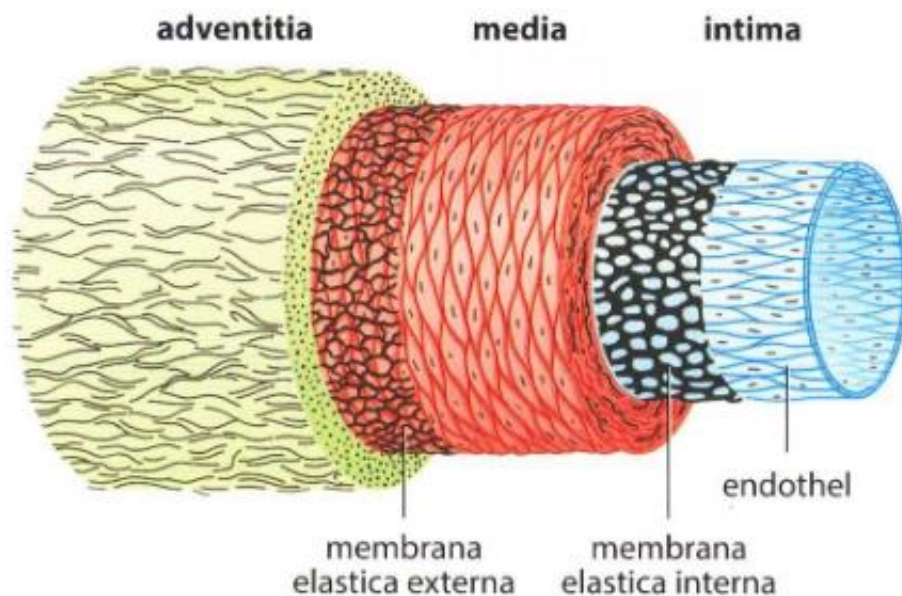
² kornatění arterií kvůli tukovým vrstvám uloženým ve stěnách tepen

2. Charakteristika krevního řečiště

2.1 Oběhový systém a tepny

Krevní řečiště je jedním z klíčových orgánových systémů, který cirkulaci krve zajišťuje transport a výměnu živin, plynů a odpadních látek v lidském těle potřebných k zajištění správné funkce ostatních tělních orgánů. Skládá se ze svalové pumpy — srdce, které čerpá a vypuzuje krev z a do oběhu, a ze soustavy tubic — cév, kterými krev tělem proudí. [4, p. 156] Cévy dělíme na krevní a lymfatické. U krevních cév dále rozlišujeme arterie (tepny) vedoucí okysličenou krev od srdce, vény (žíly) vedoucí odkysličenou krev do srdce a kapiláry umožňující výměnu látek s tkáněmi. [5]

Skladba cév se odlišuje podle typu cévy a její funkce. Na *Obrázku 1* je znázorněno schéma stěny tepny. Skladbu cév obecně dělíme na 3 vrstvy: *Tunica adventitia* — vnější vazivová vrstva ukotvující cévu v jejím okolí, *Tunica media* — nejmohutnější vrstva tvořena převážně hladkou svalovinou oddělená od vnější vrstvy pomocí *membrana elastica externa* a *Tunica intima* — vnitřní vrstva tvořena endothelem a tenkou vrstvou subendothelového vaziva, která je oddělena od *Tunica media* pomocí *membrána elastica interna*. [6, p. 214–216]



Obrázek 1 – Vrstvy stěny tepny svalového typu (schéma) [6, p. 212]

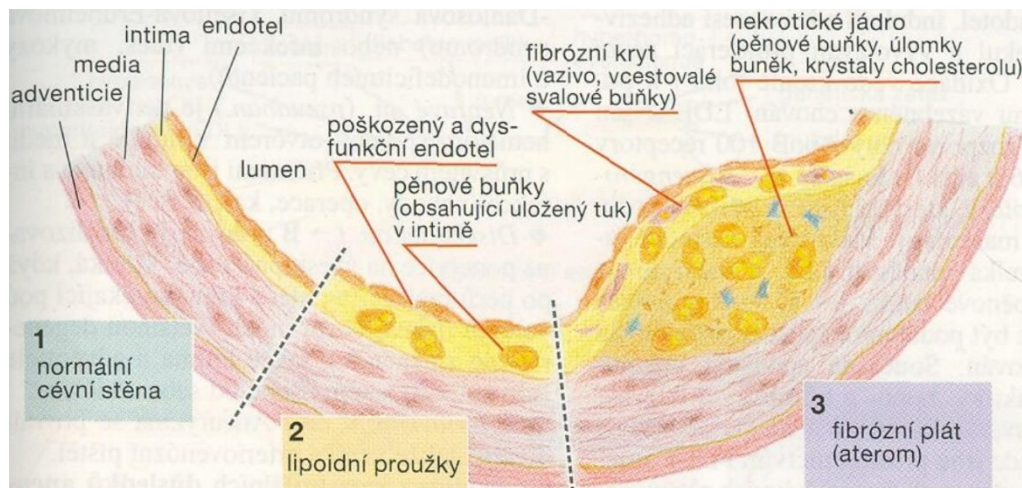
2.2 Arteriální poddajnost

Jednou z klíčových biomechanických vlastností cév je díky jejich svalové a vazivové struktuře poddajnost neboli pružnost. Tuto vlastnost chápeme jako schopnost cévy roztahovat se a zvětšovat tak svůj vnitřní objem v závislosti na změnách TP , díky které je schopná udržet stálý krevní tlak a stálou perfusi. Poddajnost je vlastnost inverzní k cévní tuhosti. [7, p. 1556] Obecná definice říká, že cévní poddajnost (C) je závislá na poměru změny objemu (ΔV) uvnitř cévy a změny krevního tlaku (ΔP), tedy $C = \Delta V / \Delta P$, a je tedy vyjádřena jako $\mu\text{m}^3/\text{mmHg}$ (m^3/kPa). Tento vztah říká, že pokud vzroste krevní tlak v cévě, vzroste i její vnitřní objem a céva, nebo spíše její průřez, se roztáhne. Cévy s vyšší poddajností se tak za stejných podmínek snadněji deformují než cévy s poddajností nižší. V klinické praxi se také užívá definice vycházející z příčného řezu cévou, která předpokládá, že ve směru toku krve během změn krevního tlaku nedochází k významným deformacím ve struktuře cévy, a tudíž k nárůstu vnitřního objemu cévy dochází převážně kvůli většímu průměru cévy. Příčná poddajnost (CC — *cross-section compliance*) je popsána jako poměr změny povrchu příčného průřezu cévy (ΔA) a změny krevního tlaku (ΔP), tedy $C = \Delta A / \Delta P$, a vyjádřena je jako $\mu\text{m}^2/\text{mmHg}$ (m^2/kPa). [8, p. 1407]

Tato vlastnost cévní stěny je stěžejní pro náležitou funkci krevního oběhu a značně napomáhá ke snížení pracovní zátěže srdce. *Při vypuzení krve levou srdeční komorou do náležitě poddajného cévního systému zapříčiní pozvolnější nárůst systolického tlaku pro daný tepový objem nižší napětí v cévní stěně a také nižší spotřebu kyslíku. Zejména je pak výkon levé srdeční komory udržován při nižších energetických nákladech* [7, p. 1556]. Navýšený cévní objem díky roztažení stěny cévy dále napomáhá ke správné cirkulaci krve během diastoly. Naopak nižší poddajnost (a tedy vyšší tuhost) cévního řečiště může navýšit pulzní tlak, amplitudu proudové vlny a rychlost tlakové vlny, což zapříčiní zvýšení systolického tlaku, a následně i větší zátěž levé srdeční komory. Vyšší tuhost tepen je také hlavní příčinou dnes velice častých kardiovaskulárních onemocnění, vedoucích v krajním případě až ke srdečním příhodám či mrtvici. [7, p. 1556]

2.3 Ateroskleróza (kornatění tepen)

Ateroskleróza (nebo arterioskleróza, označována také jako kornatění tepen) je pomalu postupující onemocnění tepen, při kterém se ve vnitřní vrstvě (*Tunica intima*) stěny tepny usazuje tukový, fibrózní (vazivový) a vápenatý materiál. V důsledku jeho hromadění vznikají v těchto místech fibrózní plaky — ateromy, jež jsou příčinou klinické manifestace aterosklerózy. Tyto plaky jsou složeny z monocytů a T-lymfocytů (dva různé typy bílých krvinek), makrofágů (buňky imunitního systému), svalových buněk, zbytků rozpadlé tkáně a krystalů cholesterolu. [9, p. 236] Lumen³ cévy je v důsledku toho užší, céva je méně poddajná, a tedy rigidnější. Nerovnoměrný povrch vnitřní stěny cévy může způsobit tvorbu sraženin a trombů, vedoucích k zamezení správné a nezbytné cirkulace krve. [10, p. 928]



Obrázek 2 – Stádia změn v cévní stěně při ateroskleróze [9, p. 237]

Snížená poddajnost a vznik sraženin znamená pro celý krevní oběh nejen značnou zátěž a komplikace, ale zvyšuje tak i riziko ischemické choroby srdeční, infarktu myokardu či mrtvice (cévní mozkové příhody). [11] Ateroskleróza je řazena do skupiny kardiovaskulárních onemocnění (*cardiovascular disease* — *CVD*) a zůstává hlavní příčinou úmrtí moderní společnosti. [10, 12] I když je kornatění tepen děj, ke kterému dochází přirozeně po celou dobu života a je částečně ovlivněn geneticky, převážně je důsledkem nezdravého životního stylu a návyků jako jsou například kouření, špatné stravovací návyky (konzumace tučných potravin) a nedostatečná sportovní aktivita.

³ Vnitřní dutá část (prostor) cévy

3. Korotkovovy zvuky

3.1 Původ a obecný popis

V květnu roku 1905 navrhl ruský vojenský chirurg Nikolaj Sergejevič Korotkov (1874–1920) na setkání *Russian Surgical Society* (Ruské chirurgické společnosti) inovativní metodu nepřímého měření krevního tlaku, tzv. auskultační metodu, která byla vědeckou a lékařskou komunitou jednotně přijata a dodnes se považuje za standartní metodu vyšetření krevního tlaku. Vycházel ze svého výzkumu kolaterálního krevního oběhu za použití stetoskopu a okluzivní manžety na končetinách psů. Využil svých zkušeností z období, kdy působil jako polní zdravotník a chirurg během Rusko–japonské války v letech 1904–1905, během které provedl Korotkov 35 operací posttraumatického aneurysmatu⁴. [13, p. 373–375] Následně při svém výzkumu kolaterálního oběhu a krevního tlaku na Vojenské lékařské akademii v Petrohradě zjistil, že při zaškrcení končetiny tlakovou okluzivní manžetou lze distálně⁵ od manžety zaznamenat jisté záněje objevující se periodicky v rytmu srdečního tepu. Tyto zvuky byly po ruském chirurgovi pojmenovány jako Korotkovovy zvuky. [3, p. 326]

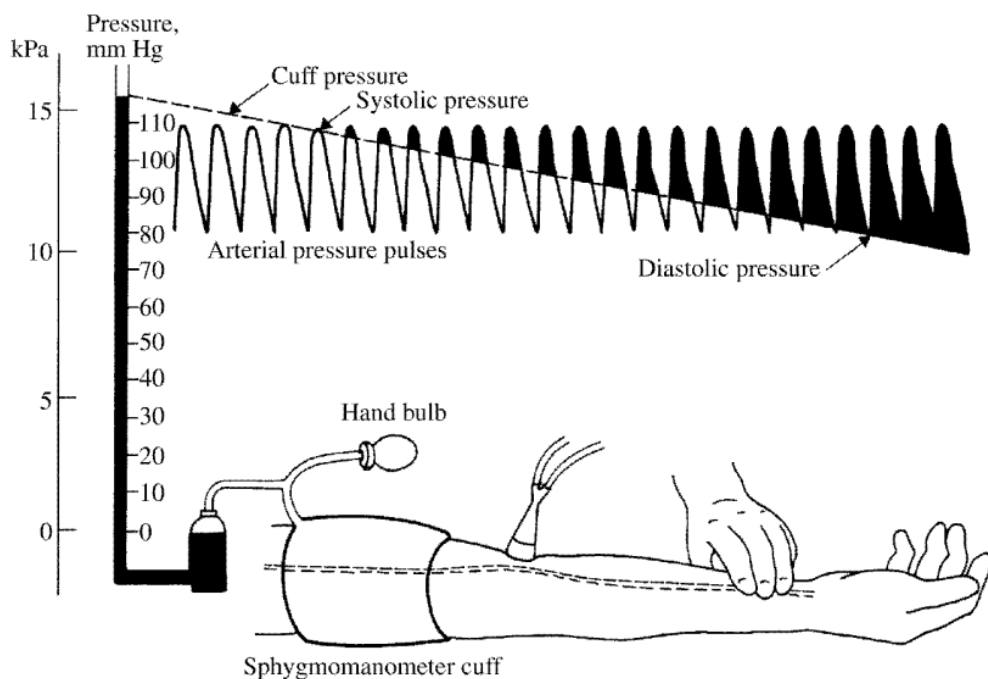
Základem auskultační metody je zaškrcení brachiální arterie okluzivní manžetou připojenou ke rtuťovému manometru a napuštěnou prvotně nad maximální či systolickou hodnotu krevního tlaku. Následně je tlak z manžety postupně upouštěn (rychlostí přibližně 2–3 mmHg/s), až začnou být stetoskopem distálně od umístění manžety slyšitelné již zmíněné Korotkovovy zvuky. [2, p. 2] Podle Korotkova se v tuto chvíli lumen arterie rozevře, jelikož vnitřní tlak v cévě převyší vnější tlak manžety (TP má pozitivní hodnotu), což zapříčiní ony generované záněje, a hodnota tlaku v manžetě tak odpovídá hodnotě systolického tlaku. [3, p. 326] Tlak v manžetě je dále konstantně upouštěn, během čehož se nejprve zvyšuje amplituda zvuku, dále se zvuk postupně utlumuje, až nakonec úplně vymizí. Hodnota tlaku v manžetě v okamžiku zániku zvuků je obecně považována za hodnotu diastolického tlaku, i když přesný moment určení diastoly zůstává stále sporným. [2, p. 2] Korotkovovy zvuky lze během průběhu měření rozdělit do jednotlivých fází podle jejich akustických vlastností. Sám Korotkov popsal

⁴ Ohraničené rozšíření tepny (výdut) způsobené strukturálními změnami stěny [31]

⁵ Vzdálený, umístění na opačné straně, než je počátek [32]

nejdříve 3 a později 5 těchto fází. Samotné auskultační měření lze také rozdělit do třech regionů podle hodnot *TP*:

1. *TP* má negativní hodnotu, tlak v manžetě je větší než maximální (systolický) tlak uvnitř cévy, arterie je tak zcela zaškrcena a nelze zaznamenat žádné záznamy.
 2. Hodnota *TP* periodicky kmitá mezi negativní hodnotou, tlak v manžetě je tak menší než systolický tlak a větší než tlak diastolický. V tuto chvíli jsou pravidelně slyšitelné Korotkovovy záznamy.
 3. *TP* má konstantně pozitivní hodnotu, tlak v manžetě je menší než minimální (diastolický) tlak uvnitř cévy a Korotkovovy zvuky jsou zcela zaniklé.
- [1, p. 170]



Obrázek 3 –Typický systém nepřímého měření krevního tlaku [33, p. 325]

3.2 Teorie původu zvuků

Přestože auskultační metoda je dodnes standartně využívanou metodou vyhodnocování krevního tlaku, původ Korotkovových zvuků, které jsou základem této metody, se stále nepodařilo věrohodně podložit a zůstává cílem debat a bádání již po více než 100 let. [1, p. 170] Korotkov se domníval, že příčinou vzniku těchto zvuků je dynamické otevírání a uzavírání lumen zaškrcené arterie během cyklických oscilací

mezi negativní a pozitivní hodnotou *TP*. [2, p. 2] Prohlásil také, že: „*jakmile pronikne vlna krve skrz zaškracenou arterii, céva se rozevře, čímž vydá tleskavý tón*“ [14, p. 113]. Dnes se uvádí 5 předních teorií o původu Korotkovových zvuků: teorie mechanismu vodního kladiva, proudová „*jet*“ teorie, teorie tzv. „*pistol-shot*“ mechanismu, teorie rázové vlny — „*shock-wave*“ a teorie vzniku deformací a rezonancí cévní stěny. [15, p. 2, 3, p. 326–329] První tři teorie spadají do kategorie teorií vzniku zvuku průtokem, druhé dvě pak do kategorie teorií vzniku zvuku tlakem.

3.2.1 Mechanismus vodního kladiva

Teorie vzniku Korotkovových zvuků mechanismem tzv. vodního kladiva je pravděpodobně nejstarší z teorií vzniku průtokem, kterou již roku 1916 popsal americký fyziolog Joseph Erlanger. Jev vodního kladiva nastává, pokud je na systém vedoucí určité médium (v konkrétním případě jsou to cévy vedoucí krev) vyvíjena vnější síla. U auskultační metody je to okluzivní manžeta působící na tepnu vnější tlakovou silou. Při otevření lumen cévy má působení těchto sil za následek změny v proudění krve strukturou a vlivem setrvačnosti se zformuje rázová vlna. [15, p. 2] Ta následně narazí na krev nahromaděnou níže v tepně ve směru toku krve. Náhlý náraz a rapidní zpomalení toku krve podle teorie zapříčiní genezi daných zvuků. [3, p. 327] Erlanger si ovšem později uvědomil, že zvuk je generován v místech, kde by za žádných okolností jev vodního kladiva nemohl vzniknout, což také díky ultrazvukovému dopplerovskému měření potvrdil roku 1967 McCutcheon. [16, p. 150]

3.2.2 „*Pistol-shot*“ mechanismus

Roku 1956 představil Ramon L. Lange teorii tzv. „*pistol-shot*“ mechanismu, podle které prudké pohyby arteriální stěny naruší průtok krve a zapříčiní vznik turbulentního proudění. Právě přechodná změna toku krve má být původem zvuků, které mají podle teorie mechanismu předcházet nárustu distálního pulsu. Přímým měřením brachiálního pulsu pod okluzivní manžetou bylo ovšem zjištěno, že geneze zvuků se časově shoduje s nárustem pulsu, a je tedy nepravděpodobné, že by tento mechanismus popisoval původ Korotkovových zvuků. [3, p. 327, 15, p. 2]

3.2.3 Proudová „Jet“ teorie

Podle publikace D. Chungcharoena roku 1964 se v částečně zaškrcené arterii zformují tryskové proudy krve, které v cévě vytvoří turbulentní proudění. Tyto turbulence mají produkovat Korotkovovy zvuky. Teorie ovšem není v souladu s vypořádanými vlastnostmi a kvalitami Korotkovových zvuků. Podle analýzy vznikají turbulence jemné, náhodné, dunivé zvuky („murmur“), jejichž průběh by měl být totožný pro různé hodnoty tlaku v okluzivní manžetě. Naproti tomu Korotkovovy zvuky jsou pravidelné a jejich vlastnosti silně závisí na změnách tlaku okluzivní manžety. [3, p. 327–328, 15, p. 2]

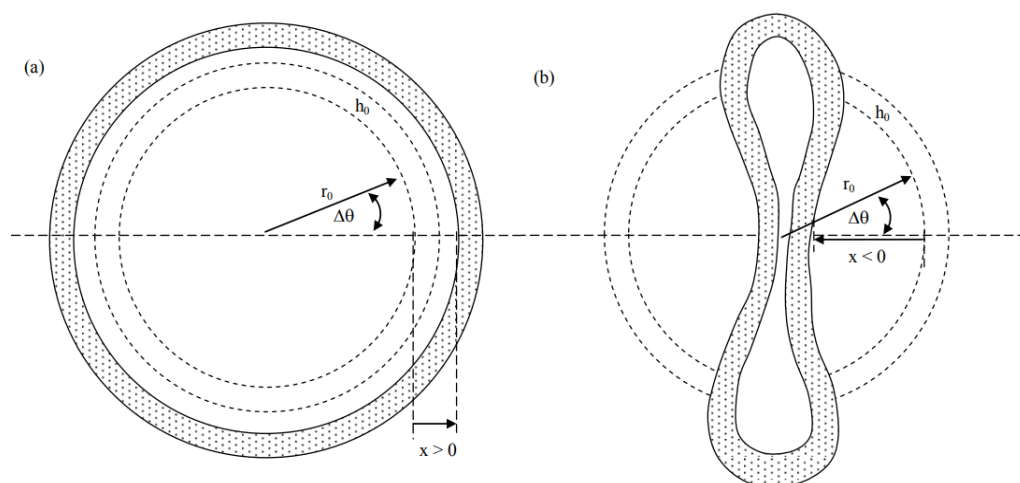
3.2.4 Teorie rázové vlny („Shock-wave“)

Erlanger si roku 1921 a později i Bramwell a Hickson si při výzkumu dynamiky arterií vystavených vnějšímu tlaku manžety a průběhu tlakové křivky povšimli strmého nárůstu arteriálního pulsního tlaku, jenž podle Erlangera koreluje s genézí Korotkovových zvuků. Tento jev je zastánci „*shock-wave*“ teorie připisován mechanismu tzv. hydraulické rázové vlny („*shock-wave*“) vyznačující se skokovými změnami vlastností daného média, kterým se vlna šíří. V návaznosti na to roku 1964 navrhl Richard Beam teorii popisující dynamiku proudění krve a šíření vln v zatížených cévách, kde uvádí možnost geneze této rázové vlny. Neuvedl ovšem, zda délka arterie odpovídající velikosti okluzivní manžety je dostatečná ke zformování rázové vlny. Podle Drzewieckého je nepravděpodobné, že by se v arterii mohla vytvořit rázová vlna, jelikož stetoskop jakožto časově invariantní systém by měl produkovat zvuky o stálé frekvenci, a tedy zvuky s totožnými vlastnostmi i při různých hodnotách tlaku okluzivní manžety, což je zcela v rozporu s experimentálním pozorováním. [3, p. 328–329]

3.2.5 Mechanismus deformace a rezonance cévní stěny

Teorie tohoto mechanismu tvrdí, že základním mechanismem geneze Korotkovových zvuků jsou rezonanční vibrace arteriální stěny. [2, p. 2] Arterie původně cylindrického tvaru se při zaškrcení okluzivní manžetou a při negativním *TP* hroutí do deformovaného tvaru, jehož eliptický příčný průřez připomíná tvar přesýpacích hodin, naopak při pozitivním *TP* se rozpíná s radiální symetrií (viz *Obrázek 4*). Právě v průběhu hroutení a zpětného vytvarování se tepenní stěna chová jako vysoce

poddajná struktura, díky čemuž mohou být i velice nepatrné fluktuace tlaku zesíleny na slyšitelné zázněje. Podle Drzewieckiho přináší teorie některé nejasnosti. Jelikož arterie se hrouť a rozpíná periodicky v závislosti na srdečním tepu, dalo by se očekávat, že s každým jednotlivým tepem budou slyšitelné dva separátní Korotkovovy zvuky (expanze arterie a následné zhroucení), což není v souladu s klinickým pozorováním. Zvuky jsou zároveň nejhlasitější v místě distálně od zaškrcení paže okluzivní manžetou, kde by ovšem ke hroucení a rozpínání arteriální stěny nemělo teoreticky vůbec docházet. [3, p. 329]



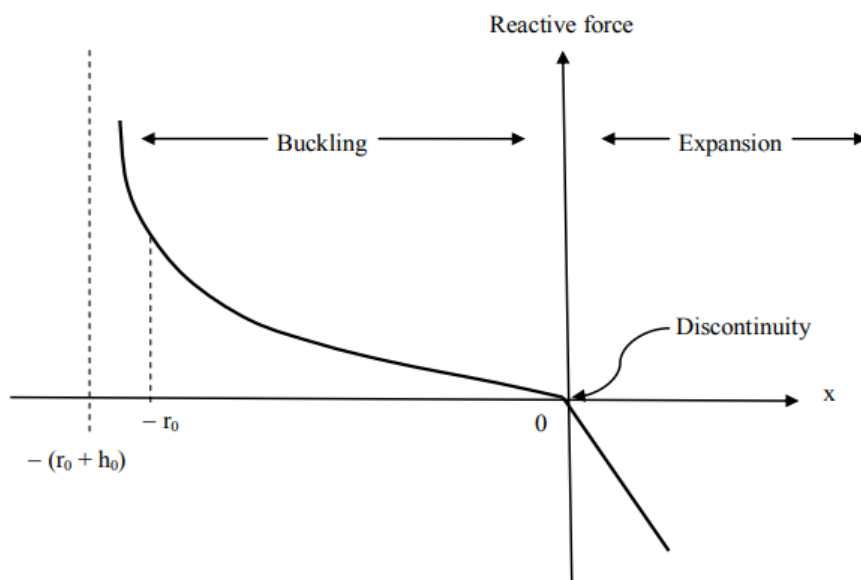
Obrázek 4 – Schéma průřezu cévní stěny při expanzi (a) a při hroucení (b), šrafování indikuje stav při nulovém TP, stínování indikuje cévní stěnu, x značí odchylku cévní stěny, h_0 značí její tloušťku a r_0 značí původní poloměr lumen cévy [2, p. 4]

Fenomén hroucení tepenní stěny zkoumali poprvé již roku 1914 MacWilliam a Melvin ve své studii dynamiky a kolapsu gumových trubíc. Roku 1966 objevili Anliker a Raman použitím teorie tenkovrstvé membrány, že nestabilní hydraulické zesílení zvuku je generováno lokálním narušením proudu krve, které je zapříčiněno pohybem arteriální stěny. McCutcheon a Rushmer zkoumali rok poté chování psí arterie pod různými hodnotami tlaku a zjistili, že arterie se hrouť do eliptického tvaru (průřez tvaru přesýpacích hodin), a že obvod průřezu se zmenší až o 50 %. Koncept deformace tepenní stěny následně rozšířili Cohen a Dinnar roku 1975 o rezonanční jev. [14, p. 113–117, 3, p. 329] Drzewiecki ve své studii zkoumal dva modely chování cévní stěny s jediným rozdílem, a to že jen jeden z nich zahrnoval vliv poddajnosti struktury. Po jejich porovnání zjistil, že modely se liší v časovém průběhu amplitudy a ve frekvenčním zastoupení jednotlivých signálů, z čehož vyvodil, že cévní poddajnost musí být zdrojem Korotkovových zvuků. [3, p. 348–351]

Nejaktuálnější a nejrozsáhlejší studii zabývající se teorií vzniku Korotkovových zvuků rezonancí tepenní stěny publikoval roku 2015 Charles Babbs. V této práci

vycházel z již zmíněného předpokladu, že při pozitivním TP se průřez cévní stěny rozpíná nad svůj původní objem (při nulovém TP) s radiální symetrií a oproti tomu při negativním TP se cévní stěna hroutí rapidně a nerovnoměrně, čímž v ději vzniká značná nespojitost (viz *Obrázek 5*) v poddajnosti struktury při přechodu mezi stavy kolapsu a expanze. Na základě toho vytvořil a aplikoval jednorozměrný model na bázi základních principů biomechaniky, konkrétně tedy k analýze hypotézy, podle které jsou rezonanční vibrace základním mechanismem geneze zvuků. Idealizovaný model se skládá z jednoho pohyblivého hmotného tělesa, dvou nelineárních pružin a jednoho tlumiče a je poháněn tlakem nabývajícími hodnot TP pod manžetou. [2, p. 2–5]

Babbs v modelu experimentoval s různými hodnotami parametrů systému, zejména s rozdílnými hodnotami poddajnosti u expanze a kolapsu. Zjistil, že pokud není mezi stavy již zmíněná nespojitost (viz *Obrázek 5*), pak systém neprodukuje žádný zvuk. Oproti tomu čím větší je rozdíl mezi tuhostí struktury u jednotlivých stavů, tedy čím menší je tuhost (čím větší je poddajnost) při kolapsu oproti expanzi, tím je intenzita produkovaného zvuku větší. Dále také zjistil, že u kolapsu stěny dochází k rezonanci na nižší frekvenci než u expanze. Při snížení celkové poddajnosti struktury se obecně zvýšila frekvence arteriálních zvuků, naopak při zvýšení poddajnosti se frekvence zvuků snížila. Tyto jevy značně podporují hypotézu, že rapidní pohyb arteriální stěny a její rezonance jsou původem Korotkovových zvuků. [2, p. 28–31]



Obrázek 5 – Závislost reaktivní síly cévy (související s poddajností cévy) na změně odchytky cévní stěny x [2, p. 5]

Navržený systém uspokojivě napodobuje odlišné dynamické vlastnosti a chování cévní stěny při jejím kolapsu a expanzi. Obálka simulovaných arteriálních

zvuků se shoduje s běžně měřenými Korotkovovými zvuky a simulované zvuky po přehrání a posouzení také věrohodně napodobují reálné zvuky slyšitelné stetoskopem na brachiální arterii člověka. Navržený systém poskytuje stručné, avšak uspokojivé a robustní vysvětlení původu Korotkovových zvuků, podle kterého je příčinou produkce zvuků rapidní pohyb cévní stěny a její přirozená rezonance. [2, p. 14–31]

V praktické části této práce se budu zabývat analýzou zvuků naměřených u dvou věkových skupin osob s odlišným stavem krevního řečiště. Pokud by výše popsaná teorie Charlese Babbse byla pravdivá, měly by být mezi vlastnostmi jednotlivých signálů znatelné rozdíly způsobené odlišnostmi v poddajnosti cév měřených skupin. Nález těchto rozdílných artefaktů mezi skupinami subjektů by tedy nepřímo dokázal pravdivost Babbsovy teorie, že Korotkovovy zvuky vznikají rezonančními vibracemi cévní stěny.

3.3 Fáze Korotkovových zvuků

Jednotlivé Korotkovovy zvuky lze během auskultačního měření rozdělit do odlišných fází podle jejich měnících se akustických vlastností v závislosti na vnějším tlaku okluzivní manžety v rozmezí systolického a diastolického tlaku. Sám Korotkov popsal nejdříve tři a později pět těchto fází, s čímž dodnes souhlasí většina autorů. Geddes rozdělil tyto fáze do jednotlivých intervalů tlaku manžety podle relativní intenzity zvuků (viz *Obrázek 6*). [14, p. 110–111, 3, p. 326]

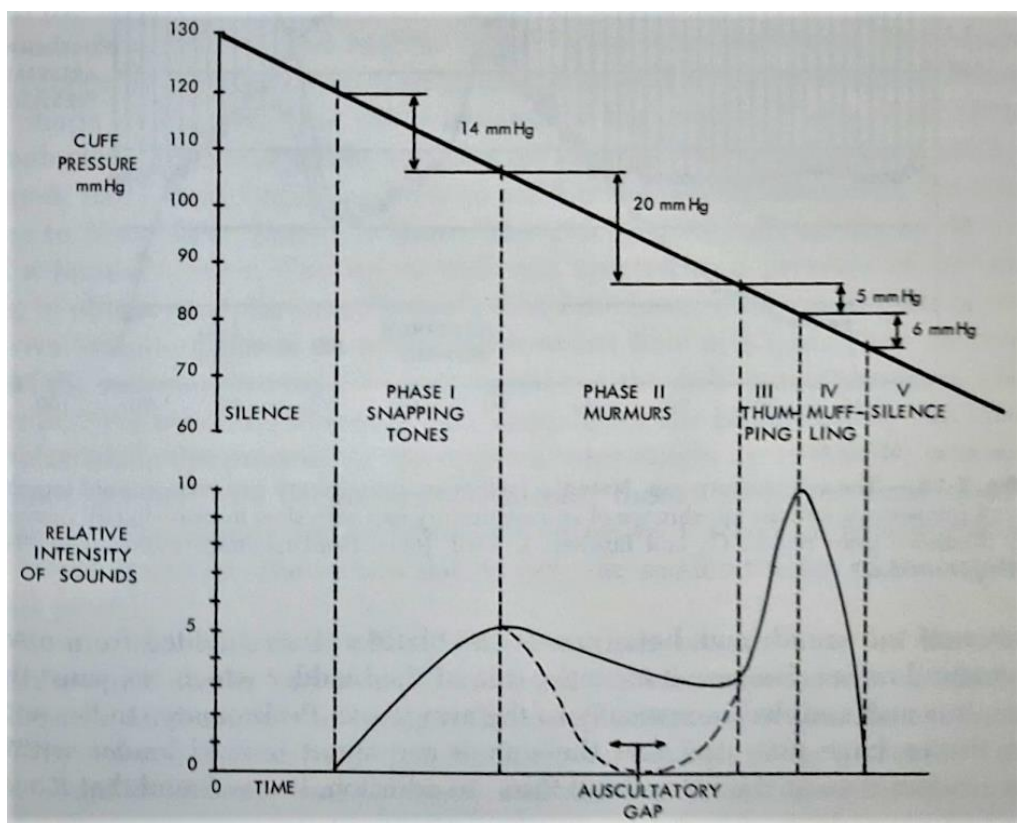
Fáze I Začátek počáteční fáze představuje primární stetoskopem slyšitelný zázněj udávající hodnotu systolického tlaku. Pro zvuky je charakteristické zřetelné a ostré klepání zpravidla vyššího tónu. Průběh této fáze je v rozsahu okolo 14 mmHg.

Fáze II S klesajícím tlakem manžety jsou zvuky méně zřetelné a připomínají spíše sled slabých šelestů. Intenzita zvuků během této fáze mírně klesá a průběh fáze je v rozsahu okolo 20 mmHg. V průběhu této fáze dochází také příležitostně k fenoménu tzv. auskultační mezery, během kterého dojde k dočasnému vymizení slyšitelných záznějů. K tomuto jevu obecně nejčastěji dochází, pokud je okluzivní manžeta prvotně napuštěna pomalu. Oproti tomu při měření s rapidním napuštěním manžety se auskultační mezera zpravidla neobjevuje.

Fáze III Během této fáze jsou slabé šelesty nahrazeny zvuky podobnými těm z první fáze, jsou ovšem znatelně méně ostré a zřetelné a jejich intenzita roste do svého maxima. Průběh této fáze je pouze v rozsahu okolo 5 mmHg.

Fáze IV Intenzita zvuků během čtvrté fáze strmě klesá, zvuky jsou tlumené, tupé a nezřetelné, fáze je v rozsahu přibližně 6 mmHg a konec této fáze udává poslední slyšitelný Korotkovův zázněj.

Fáze V Pokles tlaku manžety pod hodnotu diastolického tlaku způsobí úplné vymizení zvuků. Tato fáze se označuje jako tzv. tichá fáze a nemá již žádný určitý tlakový rozsah. [14, p. 109–112, 3, p. 326, 15, p. 2]



Obrázek 6 – Charakteristika fází Korotkovových zvuků v závislosti na tlakové křivce manžety a intenzitě zvuků [14, p. 111]

4. Měření, předzpracování a analýza Korotkovových zvuků

4.1 Motivace výzkumu

Na základě provedené rešerše odborné literatury týkající se stavu krevního řečiště, poddajnosti cév, aterosklerózy, vlastností Korotkovových zvuků a teorií jejich vzniku usuzuji, že charakteristika zvuků generovaných během auskultačního měření krevního tlaku je úzce spjata se stavem krevního řečiště pacienta, zejména pak s poddajností cévních struktur. Ve svém výzkumu vycházím především z publikace Charlese F. Babbse [2], podle které jsou hlavními příčinami vzniku Korotkovových zvuků vibrace a rezonance cévní stěny v důsledku rytmických změn *TP* a nespojitosti v poddajnosti cévní stěny během těchto změn. Za předpokladu pravdivosti této hypotézy by měly odlišně poddajné cévní struktury generovat zvuky s odlišnými vlastnostmi. Právě tento jev se pokusím ověřit v praktické části mé bakalářské práce.

Potvrzení Babbsovy hypotézy o spojitosti mezi poddajností cévy a genezí Korotkovových zvuků by radikálně revolucionizovalo metody a samotný přístup k diagnostice aterosklerózy (kornatění tepen) a dalších poruch krevního řečiště. Na místo rozsáhlých stanovení hemodynamických parametrů, vyšetření poměru cholesterolu a cukru v krvi či ultrazvukových screeningových metod by byl pacientu během auskultačního měření krevního tlaku pořízen i záznam Korotkovových zvuků. Jejich analýzou by se pak teoreticky dala vyhodnotit samotná diagnóza.

4.2 Metodika měření

Obecně je známo, že ke kornatění a tunutí cév dochází u člověka po celou dobu života důsledkem dlouhodobého opotřebování cévních struktur. Proto jsem se rozhodl ve svém výzkumu porovnat subjekty ze dvou odlišných věkových skupin, a to konkrétně 15 osob v rozmezí věku 19–26 let a 15 osob v rozmezí 65–90 let, což dohromady tvořilo soubor třiceti měřených subjektů. Z etických důvodů jsem u všech jednotlivců zaznamenával z osobních informací pouze pohlaví, věk, nemoci kardiovaskulárního řečiště, zdali se jednalo o kuřáka a pořadové číslo měření kvůli

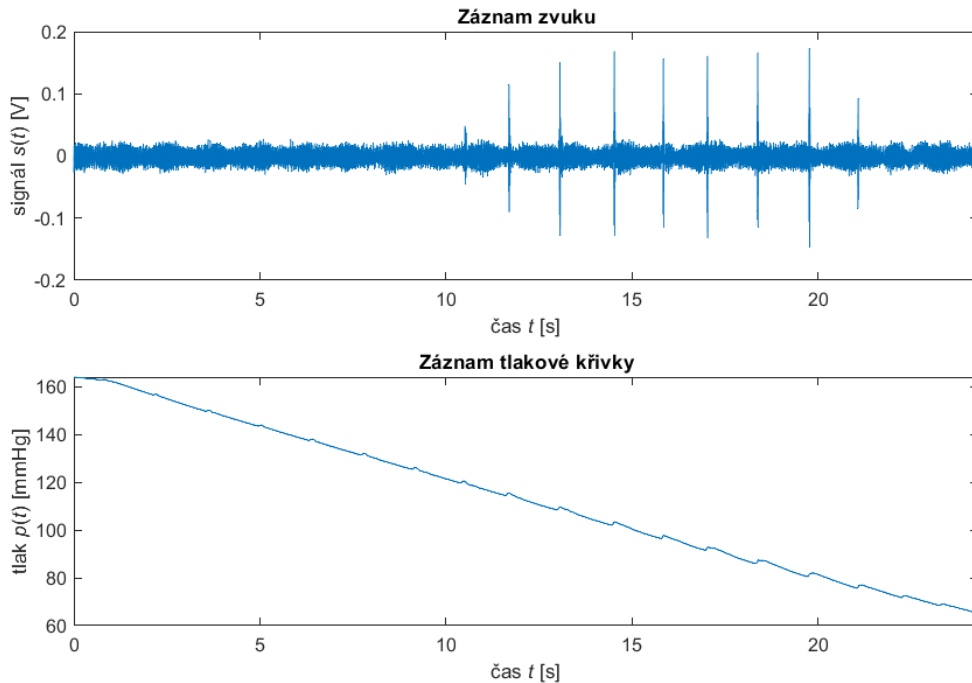
referenci naměřených zvuků s uvedenými informacemi. Všechna provedená měření jsou v souladu s Etickým kodexem ČVUT a všechny osoby, které se měření zúčastnily, podepsaly informovaný souhlas s účastí ve výzkumu a se zpracováním osobních údajů.

Měření jsem prováděl v laboratoři Biofyziky na Katedře fyziky na Elektrotechnické fakultě, ČVUT. Záznam zvuků a tlakové křivky jsem pořizoval pomocí systému *BIOPAC MP36 Student Lab* s analyzačním softwarem *BSL Student Software*. Pro záznam Korotkovových zvuků jsem k systému připojil *BIOPAC ES32246* stetoskop s vestavěným kondenzátorovým mikrofonem a *BIOPAC* okluzivní manžetu pro záznam tlakové křivky, kterou jsem umístil v nadloktí levé paže pacienta. Fonendoskop jsem umístil pomocí kineziologického „tejpu“ v místě loketní jamky levé paže distálně od okluzivní manžety a paži jsem polohoval tak, aby byl mikrofon umístěn přibližně ve výšce srdce měřeného pacienta v sedě. Abych při měření získal signály obsahující co nejvíce informací, zvolil jsem v analyzačním softwaru pro záznam zvuků a tlakové křivky vzorkovací kmitočet 10 kHz, odstranil jsem všechny filtry a ponechal pouze filtr dolní zádrže s hraničním kmitočtem 0.05 Hz. Samotné měření Korotkovových zvuků jsem rozčlenil do čtyř segmentů, během kterých jsem zvuky zaznamenával při různých metodách měření krevního tlaku s odlišným způsobem a rychlostí upouštění tlaku v okluzivní manžetě.

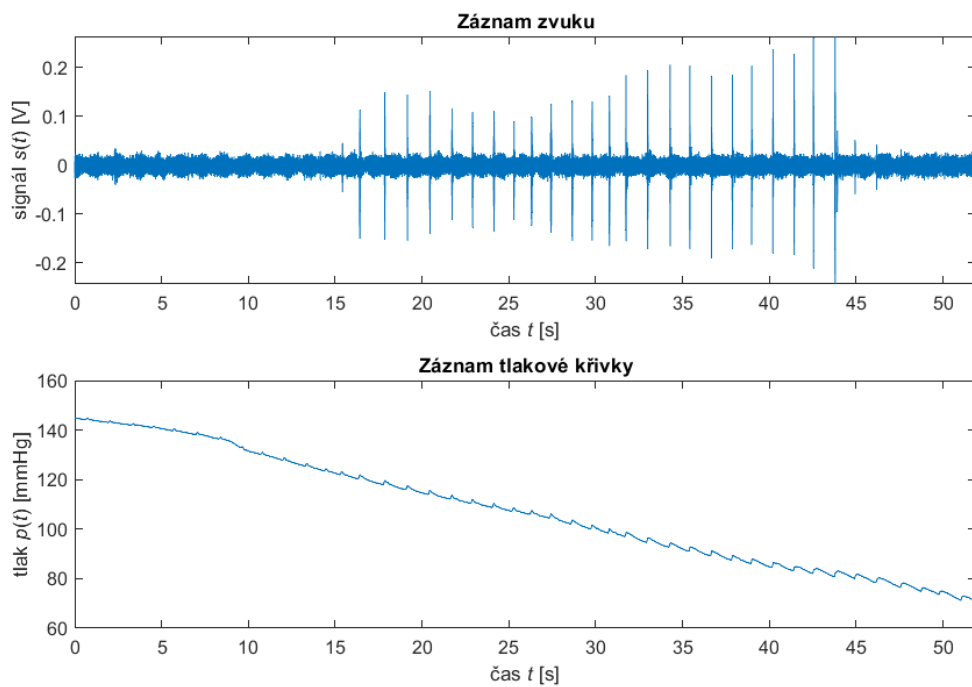
V první části jsem zaznamenával zvuky při automatickém měření krevního tlaku zařízením *Omron M6 Comfort* (viz *Obrázek 7*). Tento přístroj využívá tzv. oscilometrickou metodu, která vyhodnocuje mechanické oscilace způsobené objemovými pulzacemi v arterii, superponované na pomalý pokles tlaku okluzivní manžety připevněné na paži pacienta. Rychlost upouštění tlaku v manžetě je okolo 5 mmHg/s. Systolický krevní tlak (*SBP*) odpovídá dosažení 55% maximální amplitudy pulzací, maximum amplitudy oscilací nastává při středním arteriálním tlaku (*MAP*) a diastolický tlak (*DBP*) následně odpovídá poklesu na 85% maximální amplitudy. [17, p. 13] Hodnoty *SBP* a *DBP* jsem si zaznamenal pro pozdější referenci a vyhodnocení při analýze dat a pro porovnání změn krevního tlaku před a po provedení měření.

V druhé části měření jsem zvuky zaznamenával během běžného auskultačního měření krevního tlaku s ručním napouštěním a vypouštěním tlaku v okluzivní manžetě pomocí nafukovacího balónku (viz *Obrázek 8*). Manžetu jsem napustil 20 mmHg nad hodnotu *SBP* měřeného pacienta porízenou během předchozího měření a tlak jsem upouštěl rychlostí přibližně 2 mmHg/s, dokud Korotkovovy zvuky zcela nezaknily. Oproti předchozímu měření jsem tak pořídil významně delší záznam s vysokým počtem

jednotlivých záznějí na všech hodnotách krevního tlaku v rozmezí *SBP* a *DBP* daného pacienta, a napodobil tak podmínky pro genezi Korotkovových zvuků při běžném vyšetření pacienta lékařem.

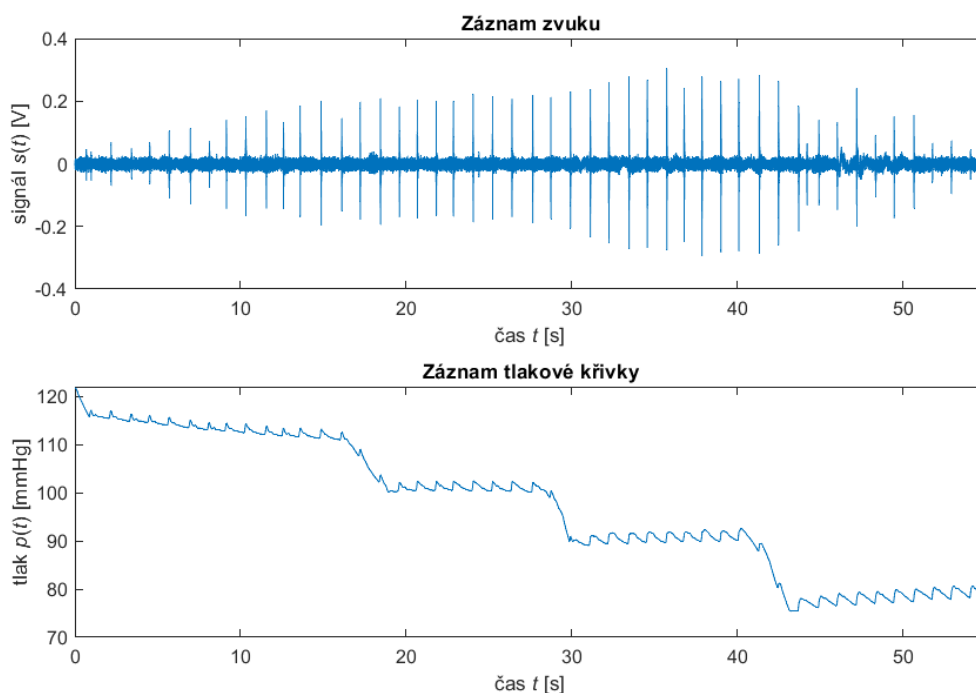


Obrázek 8 – Příklad záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a tlakové křivky (dole) při automatickém měření krevního tlaku zařízením Omron M6 Comfort



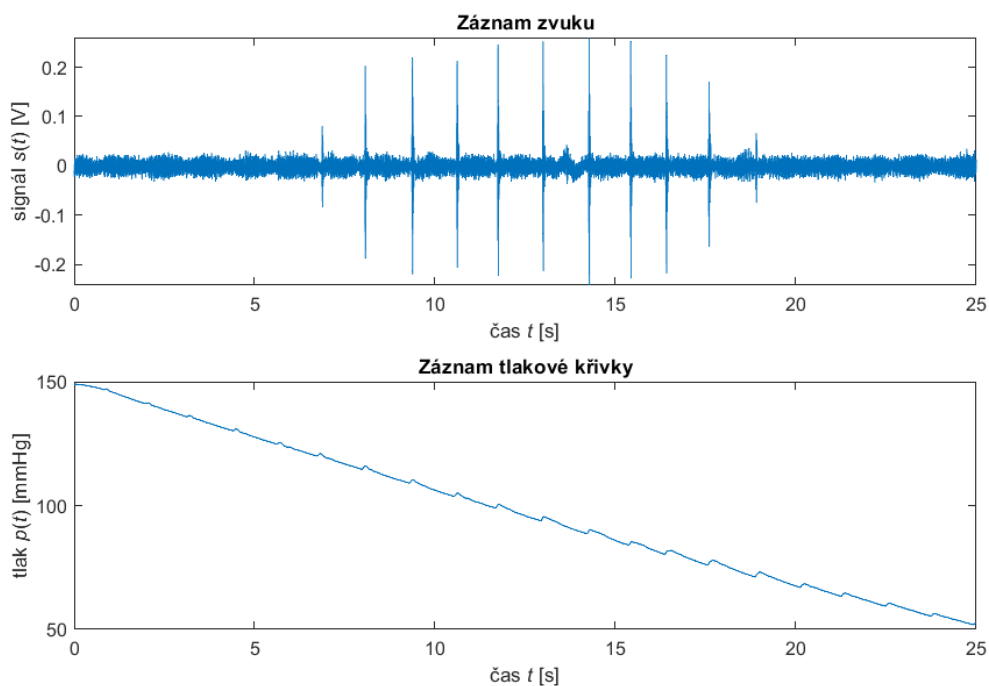
Obrázek 7 – Příklad záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a tlakové křivky (dole) při auskultačním měření krevního tlaku

V dalším měření jsem opět korigoval tlak manžety ručně pomocí nafukovacího balónku. Tentokrát jsem ovšem vycházel z teorie o jednotlivých fázích Korotkovových zvuků popsané výše v teoretickém úvodu práce (viz *Obrázek 9*). Podle hodnot *SBP* a *DBP* měřeného pacienta vyhodnocených během prvního měření zařízením *Omron*, jsem rozsah tlaku rozdělil do čtyř až šesti úrovní v závislosti na šířce rozsahu těchto hodnot. První úroveň tak přibližně odpovídá první fázi Korotkovových zvuků ostrého a zřetelného charakteru při tlaku v manžetě přibližně 5 mmHg pod hodnotou *SBP*. Poslední úroveň odpovídá čtvrté fázi, opět přibližně 5 mmHg nad hodnotou *DBP*, kdy jsou zvuky podle teorie již tlumené a tupé. Zbylé úrovně pak korespondují s druhou a třetí fází zvuků. Důležitou informací o jejich charakteru by měly nést zvuky zejména na první a poslední úrovni tlaku v manžetě. Blízko hodnoty *SBP* by totiž podle publikace Ch. Babbse [2] měla být nespojitost v poddajnosti struktury na přechodu expanze a hroucení cévní stěny nejvýraznější, a odlišnosti v charakteristice zvuků mezi věkovými skupinami subjektů by tak zde měly být nejmarkantnější. Blízko hodnot *DBP* je dále podle Babbse charakter Korotkovových zvuků klinicky velmi signifikantní a jeho porozumění by napomohlo k přesnějšímu určování hodnot *DBP*.



Obrázek 9 – Příklad záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a tlakové křivky (dole) při měření na jednotlivých úrovních tlaku manžety

V poslední části jsem zopakoval záznam zvuků během automatického měření krevního tlaku zařízením *Omron S6 Comfort* obdobně jako v první části (viz *Obrázek 10*). S naměřeným zvukem během vypouštění okluzivní manžety jsem opět zaznamenal hodnoty *SBP* a *DBP* vyhodnocené zařízením *Omron M6 Comfort* využitím oscilometrické metody. Tyto hodnoty sloužily k porovnání změn krevního tlaku během jednotlivých částí měření.



Obrázek 10 – Příklad záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a tlakové křivky (dole) při závěrečném automatickém měření krevního tlaku zařízením Omron M6 Comfort

4.3 Předzpracování signálů

4.3.1 Redukce šumu využitím vlnkové transformace

Jelikož jsem při pořizování Korotkovových zvuků nepoužil kromě dolní zádrže s hraničním kmitočtem 0.05 Hz žádné další filtry, obsahovaly jednotlivé pořízené signály poměrně velké množství šumu a dalších nežádoucích artefaktů, jako je například hluk z okolních místností katedry, interference okolních měřících přístrojů nebo síťové rušení o převažující frekvenci 50 Hz. Poškození signálů těmito vlivy je i na pohled patrné z *Obrázků 7–10*. Pro účely směrodatné analýzy naměřených Korotkovových zvuků je potřeba tyto vlivy ze signálů odstranit. K tomu jsem se rozhodl využít vlnkové transformace, konkrétně metody tzv. *wavelet denoising* (vlnková redukce šumu).

Vlnková transformace je významná časově-frekvenční analytická metoda umožňující rozklad signálu na odlišné elementární frekvenční komponenty — vlnky („*wavelets*“). Ty vznikají škálováním a translací tzv. mateřské vlnky a její integrací s původním signálem. Tato metoda je velice výhodná díky její schopnosti efektivně zachytit lokální i globální vlastnosti analyzovaného signálu a je hojně využívána v oblastech komprese dat, medicínských zobrazovacích technologií, zpracování a rozpoznávání obrazu nebo právě k odstraňování šumu a rušení z poškozených signálů. [18, p. 1]

Rozlišují se dva typy vlnkové transformace definované jako Spojitá vlnková transformace (*CWT*) a Diskrétní vlnková transformace (*DWT*). Princip *CWT* vychází z využití časové integrace skalárního součinu původního signálu a analyzační funkce (mateřské vlnky) k určení míry jejich podobnosti. Tento princip je definován vztahem:

$$CWT(a, b; x(t), \psi(t)) = \int f(t) \frac{1}{a} \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (1)$$

kde $x(t)$ je původní signál, $\psi(t)$ je analyzační funkce (mateřská vlnka), a je škálovací parametr a b je pozice v čase. Variací parametrů a a b pak můžeme škálovat a posouvat mateřskou vlnku k zachycení frekvenčních komponentů na různých místech transformovaného signálu. *DWT* je diskrétní obdoba *CWT* a vychází z implementace vlnkové transformace pomocí vzájemně ortogonální sady vlnek definované zvolenými škálovacími a posuvnými parametry a a b závislými na množině matematických podmínek. *DWT* je tak užitečná pro rychlé a operačně nenáročné výpočty, ovšem s tím nedostatkem, že část informace se diskretizací signálu a mateřské vlnky ztratí. [18, p. 1]

K realizaci filtrace naměřených zvuků pomocí vlnkové transformace jsem v prostředí *MATLAB* využil aplikaci *Wavelet Signal Denoiser* ze sady nástrojů *Wavelet ToolboxTM*. Pro optimální výsledky filtrace bylo potřeba zvolit pět základních parametrů:

Wavelet — typ mateřské vlnky (analyzační funkce), např. *Daubechies* (‘*db1*’–‘*db10*’), *Symlets* (‘*sym2*’–‘*sym8*’), nebo *Coifelts* (‘*coif1*’–‘*coif5*’)

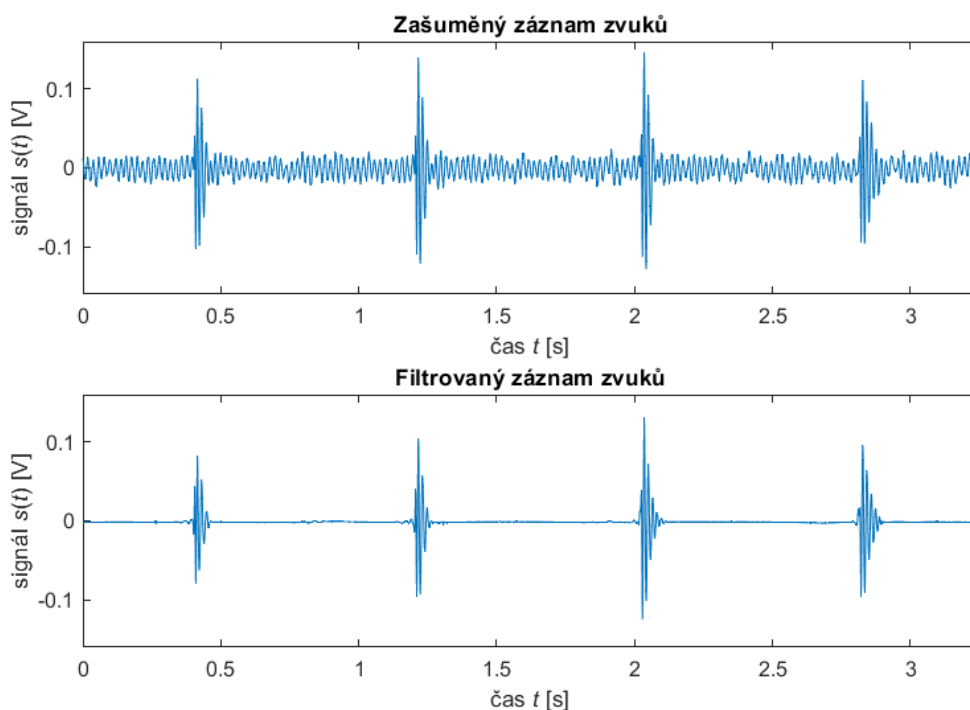
Level — počet úrovní dekompozice signálů, jehož rozsah je závislý na délce signálu a typu vybrané mateřské vlnky

Denoising Method — matematický princip filtrační techniky, např. *Sure* — *Stein's unbiased risk estimate*, *Bayes* — *Bayesian thresholding*, nebo *Minimax* — *Minimax thresholding*

Threshold Rule — princip výběru prahu filtrace, např. *Soft* — koeficienty pod prahem nastaví na nulovou hodnotu a ostatní ponechá, *Hard* — koeficienty pod prahem nastaví také na nulu, ostatní koeficienty modifikuje úměrně, nebo *BlockJS* — zohledňuje skupiny koeficientů při prahování

Noise Estimate — princip odhadu přítomnosti šumu v signálu, *Level Independent* — určuje odhad jednotný pro všechny úrovně dekompozice, *Level Dependent* — určuje odhad pro každou úroveň dekompozice zvlášť [19]

Pro výběr jednotlivých parametrů finální filtrace naměřených zvuků jsem porovnal realizace s různými kombinacemi vstupních hodnot a pomocí vizualizace a výpočtu *SNR* (*Signal-to-noise ratio*) jsem vybral optimální kombinaci: *Wavelet* — 'db7', *Level* — 8, *Denoising Method* — *Sure*, *Threshold Rule* — *Soft* a *Noise Estimate* — *Level Dependent*. Výsledek filtrace šumu u naměřených Korotkovových zvuků je patrný z Obrázku 11.



Obrázek 11 – Příklad původního zašuměného záznamu Korotkovových zvuků (nahore) a korespondující filtrovaný záznam Korotkovových zvuků (dole)

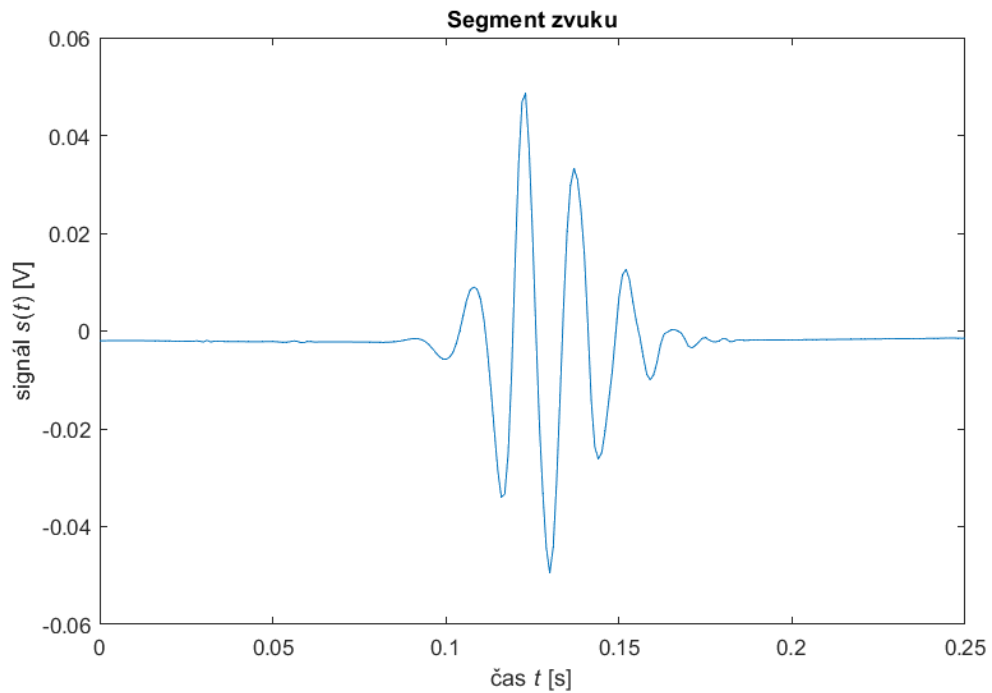
4.3.2 Decimace signálů

Při pořizování záznamů zvuků jsem zvolil vzorkovací kmitočet 10 kHz, abych tak získal signály s co největším informačním obsahem. Po vykreslení jednotlivých spekter jsem ovšem došel k závěru, že pro porovnání a vyhodnocování těchto spekter je kmitočet nadbytečně vysoký a vnáší do dalších analyzačních procesů zbytečně velkou výpočetní složitost. Rozhodl jsem se tak signály decimovat na nový vzorkovací kmitočet 1 kHz. K tomu jsem použil v prostředí *MATLAB* funkci *decimate* s decimačním faktorem 10. Při decimaci může nastat problém s tzv. *Aliasingem*⁶, kterému ovšem funkce *decimate* předchází tak, že signál nejdříve filtruje pomocí *Chebyshevova* filtru dolní propusti a výsledek následně převzorkuje na požadovaný poměr. [20]

4.3.3 Segmentace signálů na jednotlivé zvuky

V následující části práce budu porovnávat spektra zvuků z jednotlivých měření mezi dvěma věkově odlišnými skupinami. Je tedy potřeba z jednotlivých zvukových záznamů tyto zvuky segmentovat. K tomuto účelu jsem v prostředí *MATLAB* implementoval algoritmus, který nejdříve vytvořil amplitudovou obálku signálu pomocí funkce *envelope*, z této obálky určil polohu bodů s maximální lokální amplitudou v rozsahu periody tepové frekvence pomocí funkce *findpeaks* a na závěr extrahoval okna jednotlivých zvuků tak, že body středů oken odpovídaly bodům nalezených lokálních maxim. Šířku okna jsem zvolil jako 250 vzorků, což odpovídá 0,25 sekundám v časovém měřítku při vzorkovacím kmitočtu decimovaném na 1 kHz. Takto jsem u jednotlivých měření vytvořil u všech subjektů soubor naměřených zvuků (viz *Obrázek 12*).

⁶ Zkreslení signálu a jeho spektra z důvodu porušení Nyquistova vzorkovacího kritéria ($f_{max} \leq f_s/2$) a překryvu okrajů period spektra (viz podkapitola 4.4.1 o Fourierově transformaci)



Obrázek 12 – Příklad segmentu jednoho Korotkovova zvuku

4.4 Spektrální analýza a zpracování dat

4.4.1 Metodika analýzy

V této části práce budu dvěma různými metodami analyzovat naměřené a segmentované zvuky z jednotlivých měření u obou věkových skupin, konkrétně budu různými charakteristikami popisovat tvar a vlastnosti amplitudových frekvenčních spekter naměřených zvuků. Tento přístup vychází z předpokladu publikace Ch. Babbse [2], že tvar a vlastnosti spekter a zastoupení vyšších frekvencí ve spektru Korotkovových zvuků subjektů s vysokou poddajností cév (v tomto případě skupina mladých osob) by se měly lišit od spekter a zastoupení frekvencí subjektů s nižší poddajností cév (v tomto případě skupina seniorů). V první části budu tvar a vlastnosti spekter charakterizovat čtyřmi spektrálními momenty a mediánem frekvencí. V druhé části budu aproximovat obálku amplitudového frekvenčního spektra pomocí metody *LPC (Linear predictive coding)*. Ze spekter s více než jedním „peakem“⁷ určím hodnotu frekvence rozdělující spektra na oblasti nižších a vyšších frekvencí (*LF* a *HF*) a spočítám u jednotlivých spekter poměr mezi součty spektrálních čar těchto dvou oblastí.

⁷ Označení pro lokální maximum funkce

Budu tak posuzovat míru zastoupení vyšších frekvencí ve spektru, kterou srovnám s teoretickými předpoklady.

4.4.2 Fourierova transformace

Doposud byly naměřené signály reprezentovány pouze v časové oblasti, tzn. jednotlivé vzorky popisovaly hodnotu výchylky na časové ose. Pro účely spektrální analýzy je však potřeba převést signály do frekvenční oblasti, čímž získáme frekvenční spektrum signálu. K tomuto účelu slouží právě Fourierova transformace. Základní myšlenkou této metody je, že: *jakýkoliv signál lze vyjádřit jako kombinaci sinusových vln s různými amplitudami a fázemi* [21, pp. I-8]. Frekvenční spektrum tak vyjadřuje míru zastoupení jednotlivých frekvencí a fází v signálu. Přejít z časové do frekvenční oblasti udává Fourierova transformace (*FT*) vtahem:

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-i\omega t} dt = F\{s(t)\} \quad (2)$$

kde $S(\omega)$ je frekvenční spektrum signálu, $s(t)$ je původní signál v časové oblasti, $\omega = 2\pi f$ je úhlový kmitočet a $F\{*\}$ je Fourierův operátor. Pro opačný přechod, tedy přechod z frekvenční do časové oblasti, slouží tzv. inverzní Fourierova transformace (*IFT*), kterou udává vztah:

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega)e^{i\omega t} d\omega = F^{-1}\{S(\omega)\} \quad (3)$$

kde $F^{-1}\{*\}$ je inverzní Fourierův operátor. Frekvenční spektrum $S(\omega)$ nabývá komplexních hodnot, lze jej tedy zapsat jako:

$$S(\omega) = |S(\omega)|e^{i\theta(\omega)} \quad (4)$$

kde $|S(\omega)|$ je amplitudové spektrum (absolutní hodnota komplexní funkce) a $\theta(\omega)$ je fázové spektrum (fáze komplexní funkce). Z amplitudového spektra $|S(\omega)|$ lze dále velmi snadno získat tzv. spektrální výkonovou hustotu (*PSD* — *power spectral density*). *PSD* se používá při charakteristice stochastických signálů⁸ a popisuje rozložení hustoty výkonu na frekvenční ose a je dána vztahem:

$$P(\omega) = |S(\omega)|^2 \quad (5)$$

⁸ Náhodné signály, jejichž hodnoty jsou popsány určitou pravděpodobností

kde $P(\omega)$ je spektrální výkonová hustota a $|S(\omega)|^2$ je kvadrát amplitudového spektra. [21, pp. I-8]

Při zpracování digitálních (číslicových) signálů ovšem pracujeme s diskrétní posloupností čísel, nikoliv se spojitou funkcí, kterou předpokládá výše zmíněná Fourierova transformace. Pro přechod z časové do frekvenční oblasti u signálů s diskrétní časovou osou slouží tzv. diskrétní Fourierova transformace (*DFT*), která je dána vztahem:

$$S[k] = \sum_{m=0}^{N-1} s[m] e^{-ikm\frac{2\pi}{N}} = DFT\{s[m]\} \quad (6)$$

kde $s[m]$ je původní číslicový signál, $m = 0, 1, \dots, N - 1$, $S[k]$ je diskrétní frekvenční spektrum, $k = 0, 1, \dots, N - 1$ a $DFT\{*\}$ je diskrétní Fourierův operátor. Pro přechod z frekvenční do časové oblasti pak slouží tzv. inverzní diskrétní Fourierova transformace (*IDFT*) dána vztahem:

$$s[m] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} S[k] e^{ikm\frac{2\pi}{N}} \quad (7)$$

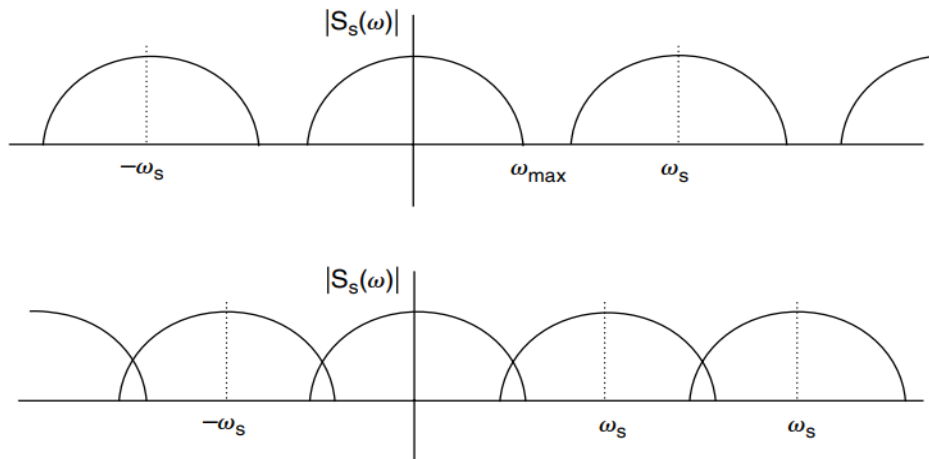
Diskrétní spektrum $S[k]$ nabývá opět komplexních hodnot a lze jej tedy zapsat obdobně jako v rovnici (4), tedy ve tvaru:

$$S[k] = |S[k]| e^{i\theta[k]} \quad (8)$$

Jelikož diskrétní signál $s[m]$ byl vzorkován vzorkovacím kmitočtem $f_s = \omega_s/2\pi = 2\pi/T_s$, lze dokázat, že frekvenční spektrum vzorkovaného diskrétního signálu je totožné jako spektrum původního spojitého signálu periodizovaného nekonečněkrát při úhlových kmitočtech $n\omega_s$, a frekvenční spektrum diskrétního signálu je tak periodické. Při vzorkování signálu je potřeba dodržet tzv. Nyquistův vzorkovací teorém, který říká, že vzorkovací frekvence musí být větší nebo rovna dvojnásobku nejvyšší frekvence obsažené v signálu:

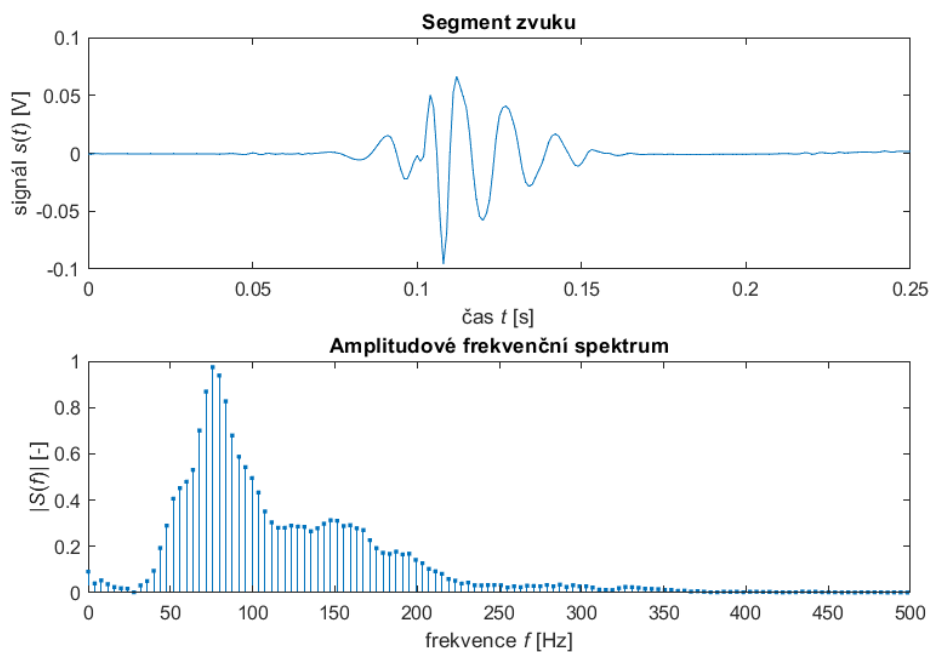
$$f_s \geq 2f_{max} \quad (9)$$

V případě nedodržení tohoto pravidla vzniká ve vzorkovaném signále zkreslení zapříčiněné překryvem okrajů jednotlivých period frekvenčního spektra (viz *Obrázek 13*). Tento jev se nazývá *Aliasing* a zmiňuji ho již v podkapitole 4.3.2 o decimaci. [21, pp. I-9–I-10, 22, p. 2]



Obrázek 13 – Spektrum signálu při dodržení Nyquistova vzorkovacího teoremu (nahore) a spektrum signálu při jeho nedodržení – Aliasing (dole) [21, pp. 1-10]

Pro výpočet a vizualizaci frekvenčních spekter segmentovaných zvuků v prostředí *MATLAB* jsem použil funkci *fft*, která diskrétní Fourierovu transformaci spočítá využitím tzv. *fast Fourier transform (FFT)* algoritmu. Metoda *FFT* (rychlá Fourierova transformace) využívá rekurzivního opakování algoritmu *DIT (decimation in time)*, a jde tak o efektivnější náhradu výpočtu *DFT* dávající ovšem stejný výsledek jako *DFT*. Příklad segmentovaného zvuku a jemu odpovídajícího frekvenčního spektra uvádím v *Obrázku 14*. Kvůli periodicitě frekvenčního spektra dochází v rozsahu $f = 0, 1, \dots, f_s$ k zrcadlení spektra okolo hodnoty $f_s/2$, proto zobrazuji spektrum pouze v rozsahu $f = 0, 1, \dots, f_s/2$. [22, p. 6–8]



Obrázek 14 – Příklad segmentu jednoho Korotkovova zvuku (nahore) a jemu odpovídající amplitudové frekvenční spektrum (dole)

4.4.3 Spektrální momenty a medián frekvence

V první ze dvou částí spektrální analýzy naměřených Korotkovových zvuků budu popisovat tvar a vlastnosti jednotlivých amplitudových frekvenčních spekter pomocí několika numerických charakteristik, konkrétně čtyř spektrálních momentů a mediánu frekvencí spektra.

1. Spektrální moment

První spektrální moment M_1 popisuje těžiště výkonového spektra. Udává tak hodnotu frekvence, kolem které jsou hodnoty spektra rozloženy rovnoměrně a je dán vzorcem:

$$M_1 = \frac{\sum_{f=0}^{f_s/2} f \times P(f)}{\sum_{f=0}^{f_s/2} P(f)} \quad (10)$$

kde f je frekvence, f_s je vzorkovací kmitočet a $P(f)$ je spektrální výkonová hustota. Vzorec je tak velice podobný výpočtu střední hodnoty.

2. Spektrální moment

Druhý spektrální moment M_2 popisuje šířku (rozptyl) spektra. Udává způsob rozložení hodnot spektra kolem těžiště (prvního momentu) a je dán vzorcem:

$$M_2 = \sqrt{\frac{\sum_{f=0}^{f_s/2} f^2 \times P(f)}{\sum_{f=0}^{f_s/2} P(f)} - M_1^2} \quad (11)$$

3. Spektrální moment

Třetí spektrální moment M_3 popisuje šikmost spektra. Udává hodnotu asymetrie spektra v okolí těžiště (prvního momentu), tedy na kterou stranu od těžiště je koncentrováno více energie spektra. Hodnota je dána vztahem:

$$M_3 = \frac{\sum_{f=0}^{f_s/2} (f - M_1)^3 \times P(f)}{M_2^3 \times \sum_{f=0}^{f_s/2} P(f)} \quad (12)$$

Hodnota $M_3 = 0$ vyjadřuje symetrické rozložení, $M_3 > 0$ vyjadřuje větší koncentraci energie ve vyšších frekvencích a $M_3 < 0$ vyjadřuje větší koncentraci energie v nižších frekvencích.

4. Spektrální moment

Čtvrtý spektrální moment M_4 popisuje špičatost spektra. Udává plochost a špičatost spektra v okolí těžiště (prvního momentu) a je dán vztahem:

$$M_4 = \frac{\sum_{f=0}^{f_s/2} (f - M_1)^4 \times P(f)}{M_2^4 \times \sum_{f=0}^{f_s/2} P(f)} \quad (13)$$

Hodnota $M_4 = 3$ vyjadřuje normální (Gaussovské) rozložení, $M_4 > 3$ vyjadřuje špičatější distribuci a $M_4 < 3$ vyjadřuje plošší distribuci. [23, p. 19, 24, p. 2907–2908]

Medián frekvencí spektra

Medián frekvencí spektra je hodnota, která rozděluje amplitudové frekvenční spektrum seřazené vzestupně podle zastoupení jednotlivých frekvencí v signálu na dvě stejně početné poloviny. Pro jeho výpočet jsem v prostředí *MATLAB* využil funkci *median*.

Tyto charakteristiky jsem určil pro amplitudová frekvenční spektra zvuků obou věkových skupin ze všech čtyř měření — první automatické měření tlaku zařízením *Omron*, auskultační měření tlaku, skokové měření na jednotlivých úrovních tlaku a druhé automatické měření tlaku zařízením *Omron*. U automatických měření a u auskultačního měření jsem ze série segmentovaných zvuků vybral první dva zvuky reprezentující úroveň *SBP* (systolický tlak), prostřední dva zvuky reprezentující střed rozsahu *SBP–DBP* (diastolický tlak) a poslední dva zvuky reprezentující úroveň *DBP*. U těchto zvuků jsem vypočítal hodnoty pěti zmíněných numerických charakteristik (čtyři spektrální momenty a medián frekvencí spektra) a zaznamenal je do tabulek jednotlivých úrovní tlaku (úroveň *SBP*, střed rozsahu *SBP–DBP* a úroveň *DBP*). Příklad jedné z tabulek těchto hodnot uvádím v *Tabulce 1*.

U skokového měření na jednotlivých úrovních rozsahu tlaku *SBP–DBP* jsem se rozhodl porovnávat čtyři úrovně tlaku — úroveň *SBP*, úroveň *DBP* a dvě prostřední úrovně mezi úrovněmi *SBP* a *DBP*. Z každé z nich jsem vybral nejvýše šest zvuků. U měření, při kterém se na některé z úrovní nepodařilo naměřit šest zvuků jsem vybral všechny zvuky, které se zaznamenat podařilo. U některých subjektů byl rozsah *SBP–DBP* tak velký, že jsem měření rozdělil na více než čtyři úrovně. U těchto subjektů jsem pak kromě úrovní *SBP* a *DBP* vybral ze zbylých úrovní prostřední dvě. Tímto způsobem jsem získal soubor zvuků ze čtyř úrovní krevního tlaku. Stejným způsobem jako u

předchozích měření jsem u všech zvuků vypočítal zmíněné numerické charakteristiky.

Příklad vypočtených hodnot uvádím v *Tabulce 2*.

Tabulka 1 – Spektrální momenty a medián frekvencí spektra prvních zvuků na úrovni SBP skupiny mladých osob při prvním automatickém měření tlaku zařízením Omron (pomlčka označuje chybějící data)

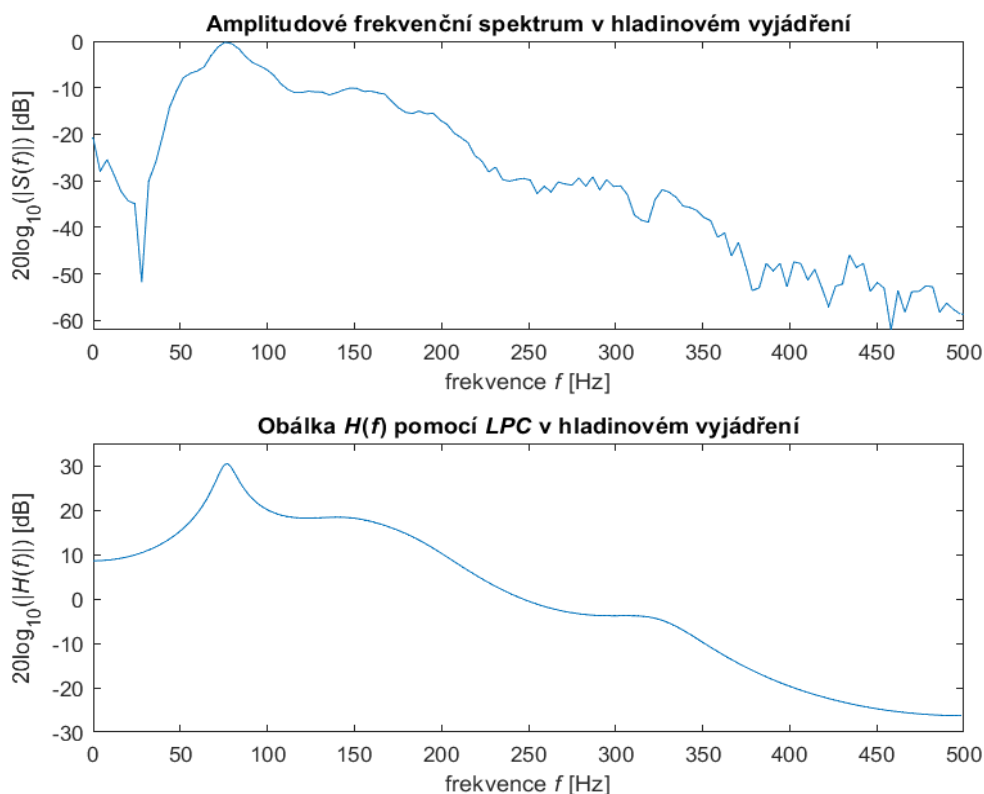
Subjekty	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí
1.	92,142	34,124	1,728	7,149	79,681
2.	90,187	56,72	1,191	4,529	71,713
3.	18,151	26,962	1,585	9,264	-
4.	40,251	54,765	1,843	7,342	11,952
5.	58,381	44,215	0,694	6,511	67,729
6.	65,687	19,274	0,111	19,342	67,729
7.	103,101	34,637	1,304	4,48	91,633
8.	76,589	24,793	-0,245	13,699	79,681
9.	90,318	44,554	0,728	3,232	71,713
10.	110,485	42,81	0,191	3,128	111,554
11.	57,542	14,435	3,268	33,491	55,777
12.	83,164	27,881	1,186	6,979	75,697
13.	87,212	45,039	0,898	3,028	67,729
14.	87,733	39,951	1,693	5,716	71,713
15.	96,369	43,17	0,86	4,158	95,618

Tabulka 2 – Spektrální momenty a medián frekvencí spektra prvních zvuků skupiny seniorů na úrovni DBP při skokovém měření na jednotlivých úrovních tlaku

Subjekty	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí
1.	45,629	29,961	1,308	13,752	51,793
2.	57,64	13,707	-0,192	12,108	71,713
3.	24,341	36,112	1,13	3,787	63,745
4.	54,824	52,287	1,768	7,219	127,49
5.	96,136	38,901	1,018	5,449	107,57
6.	67,709	12,304	0,073	17,09	75,697
7.	74,609	34,245	1,796	6,696	87,649
8.	37,833	25,602	0,896	6,765	67,729
9.	63,383	19,978	1,293	9,85	67,729
10.	59,044	13,347	-0,188	16,552	71,713
11.	55,369	16,182	1,386	16,686	67,729
12.	53,07	22,226	0,626	7,837	67,729
13.	43,029	40,677	0,784	7,068	99,602
14.	58,438	67,875	2,424	8,643	75,697
15.	50,497	12,999	0,124	17,465	79,681

4.4.4 LPC (*Linear prediction coding*)

LPC je metoda z oblasti digitálního zpracování signálů vyvinutá primárně k analýze, přenosu a kompresi hlasového záznamu. Díky jejím vlastnostem se metoda využívá i v oblasti spektrální analýzy, zejména k odhadu spektrální obálky. Algoritmus *LPC* má dva vstupní parametry — vstupní aproximovaný signál a řád metody označen písmenem *p*. *LPC* získá koeficienty dopředného lineárního prediktoru minimalizací chyby odhadu ve smyslu nejmenších čtverců a pomocí autokorelační metody autoregresivního modelingu pak získá koeficienty výsledného filtru. Vykreslením amplitudové frekvenční odezvy vzniklého filtru se získanými koeficienty obdržíme výslednou aproximaci spektrální obálky (viz *Obrázek 15*). [25, 26]



Obrázek 15 – Příklad amplitudového frekvenčního spektra jednoho zvuku (nahore) a jemu odpovídající spektrální obálky vykreslené pomocí metody LPC (dole)

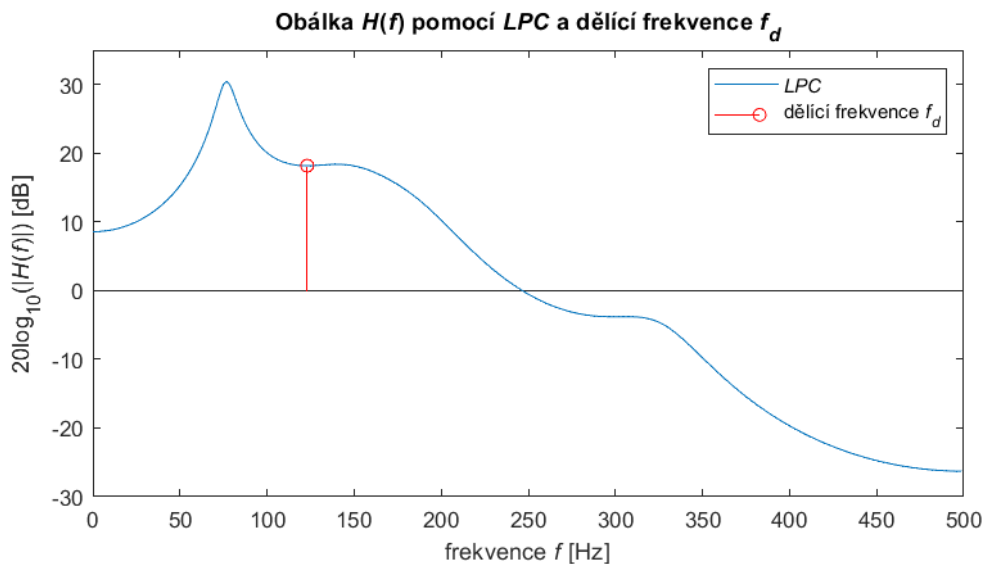
4.4.5 Poměr zastoupení nižších a vyšších frekvencí ve spektru

V druhé části spektrální analýzy budu popisovat vlastnosti amplitudového frekvenčního spektra pomocí další numerické charakteristiky — poměru součtů spektrálních čar oblastí nižších a vyšších frekvencí. Touto metodou vycházím z publikací Ch. Babbse [2], Drzewieckého [3] a Broommana, Daltona a Geddesa [27], ve kterých tvrdí, že poddajnost cév ovlivňuje zastoupení vyšších frekvencí ve spektru. Porovnáním poměrů zastoupení spektra v oblastech vyšších a nižších frekvencí se pokusím toto tvrzení prověřit. K vykreslení obálek a rozdělení spekter na zmíněné oblasti jsem využil právě metody *LPC*, v prostředí *MATLAB* konkrétně funkci *lpc* s řádem $p = 8$. Hodnotu řádu jsem zvolil tak, aby aproximace co nejpřesněji reprezentovala i členitější spektra. Z pozorování jsem zjistil, že část vzorků obsahuje ve spektrální obálce dva „peaky“ frekvencí (dvě lokální maxima), což poukazuje na koncentraci energie okolo dvou různých hodnot frekvence. Rozhodl jsem se tak z dat subjektů u jednotlivých metod měření (dvě automatická měření tlaku zařízením *Omron*, auskultační měření tlaku a skokové měření na jednotlivých úrovních tlaku) zprůměrovat amplitudová spektra a spektrální obálky segmentů zvuků na stejné tlakové úrovni.

Získal jsem tak u subjektů na každé tlakové úrovni u jednotlivých měření jedno amplitudové spektrum a jednu spektrální obálku. Ze spektrálních obálek jednotlivých vzorků jsem pomocí vlastní implementace algoritmu pro nalezení lokálního minima právě mezi dvěma nalezenými “peaky“ získal hodnoty frekvence dělicí spektra těchto vzorků na dvě části (viz *Obrázek 16*). U jednotlivých metod měření jsem u všech zvuků tyto dělicí hodnoty zprůměroval, a získal tak pro každé měření hodnotu frekvence, rozdělující spektra zvuků na oblasti nižších a vyšších frekvencí. Na závěr jsem spočetl sumou amplitud spektrálních čar frekvenční zastoupení těchto dvou částí spektra, označil je jako S_{LF} (*Spectrum of lower frequencies*) a S_{HF} (*Spectrum of higher frequencies*) a spočetl z nich jejich poměr R (*Ratio*) jako:

$$R = \frac{S_{LF}}{S_{HF}} \quad (14)$$

Příklad těchto vypočtených poměrů uvádím v *Tabulce 3*.



Obrázek 16 – Spektrální obálka pomocí LPC s vyznačenou dělicí frekvencí f_d

Tabulka 3 – Příklad tabulky poměrů sum spektrálních čar $R = S_{LF}/S_{HF}$ u skupiny seniorů ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku (u systolického tlaku — SBP, na dvou prostředních úrovních tlaku — MID 1 a MID 2 a u diastolického tlaku — DBP)

Subjekty	poměr u SBP	poměr u MID 1	poměr u MID 2	poměr u DBP
1.	14,683	15,415	33,105	357,884
2.	1,339	1,513	2,77	53,893
3.	4,148	50,798	201,826	126,52
4.	1,218	5,382	22,283	194,267
5.	2,39	6,743	254,852	142,624
6.	2,715	4,462	4,302	2,481
7.	20,643	27,52	15,419	19,546
8.	7,934	56,262	62,081	13,208
9.	139,577	493,05	881,773	61,016
10.	14,775	282,032	83,725	162,504
11.	12,575	2,562	8,997	5,709
12.	39,81	64,699	77,966	82,516
13.	9,934	6,605	6,561	92,427
14.	14,77	15,924	19,217	196,25
15.	4,192	6,919	29,327	130,888

4.5 Statistické vyhodnocení numerických charakteristik

4.5.1 Metodika vyhodnocení

V závěrečné části této práce budu různými statistickými metodami vyhodnocovat a mezi věkovými skupinami porovnávat vypočtené numerické charakteristiky popisující tvar a vlastnosti spekter jednotlivých zvuků ze všech metod měření. Porovnávat budu tedy například charakteristiky zvuků z auskultačního měření na úrovni SBP skupiny mladých osob s charakteristikami zvuků z auskultačního měření na úrovni SBP skupiny seniorů, charakteristiky zvuků z auskultačního měření na úrovni DBP skupiny mladých osob s charakteristikami zvuků z auskultačního měření na úrovni DBP skupiny seniorů apod. Metodika opět vychází z předpokladu práce Ch. Babbse [2], že zvuky naměřené u subjektů s vyšší poddajností cév (v tomto případě skupina mladých osob) by se vlastnostmi měly lišit od zvuků naměřených u subjektů s nižší

poddajností cév (v tomto případě skupina seniorů). Statistickými testy budu tedy porovnávat, zda se distribuce numerických charakteristik u skupiny mladých osob nějak liší od distribuce charakteristik skupiny seniorů.

Při statistickém testování se porovnávají vždy dvě hypotézy. Nejdříve se určí nulová hypotéza H_0 , která „obvykle vyjadřuje žádný nebo nulový rozdíl mezi testovanými soubory dat (jinými slovy lze říci, že jakýkoli nalezený rozdíl mezi soubory lze přičíst přirozené variabilitě dat)“ [28, p. 61]. Na základě nulové hypotézy se formuluje alternativní hypotéza H_1 , která platnost nulové hypotézy odmítá. Dále je potřeba zvolit hladinu významnosti testu α , která udává pravděpodobnost chybného zamítnutí nulové hypotézy, i když je hypotéza validní. Hodnota tohoto parametru se často volí jako $\alpha = 0,05$ (5 %), jinými slovy pravděpodobnost správného rozhodnutí je 0,95 (95 %). Platnost nulové hypotézy se usuzuje na základě výpočtu testovacího kritéria, které vyhodnocuje statistický test. U parametrických statistických testů se k určení testovacího kritéria používají nejčastěji odhady střední hodnoty μ a rozptylu σ^2 . U neparametrických testů jsou to nejčastěji pořadová čísla jednotlivých hodnot testovaných výběrových souborů. Na závěr se buď testovací kritérium porovná s tabulkovou kritickou hodnotou vycházející z hladiny významnosti α nebo se charakteristika převede na hodnotu pravděpodobnosti p , a ta se pak porovná s hladinou významnosti α . Případ, kdy platí $p < \alpha$, je vyhodnocen jako „statisticky významný rozdíl“ a nulová hypotéza H_0 se zamítne ve prospěch alternativní hypotézy H_1 . Případ, kdy platí $p \geq \alpha$, je vyhodnocen jako „statisticky nevýznamný rozdíl“, nulová hypotéza se nezamítne a předpokládá se tedy, že platí. [28, p. 60–64]

Nejdříve budu pomocí testu normality posuzovat, zda jednotlivé posloupnosti numerických charakteristik pocházejí z Gaussovského normálního rozdělení. Pro tyto účely jsem zvolil *jednovýběrový Kolmogorovův–Smirnovův test*. Výsledky tohoto testu jsou významné pro určení podmínek a míry věrohodnosti následného vyhodnocení rozdílů mezi posloupnostmi charakteristik jednotlivých věkových skupin. Pro účely porovnání distribucí charakteristik jsem zvolil dva parametrické statistické testy a jeden neparametrický statistický test. Z parametrických testů jsem zvolil *dvouvýběrový f–test* porovnávající rozptyly dvou distribucí a *dvouvýběrový t–test* porovnávající střední hodnoty dvou distribucí. Z neparametrických testů jsem zvolil *dvouvýběrový Wilcoxonův rank–sum test* (ekvivalent *Mann–Whitneyova pořadového testu*). U všech statistických testů jsem zvolil hodnotu hladiny významnosti α jako $\alpha = 0,05$ (5 %).

4.5.2 Testy normálního rozdělení

Testy normálního rozdělení (normality) testují zpravidla nulovou hypotézu H_0 , která tvrdí, že zvolená testovaná distribuce odpovídá Gaussovskému normálnímu rozdělení pravděpodobnosti. Alternativní hypotéza H_1 pak tvrdí, že soubor dat z takového rozdělení nevychází. Test normality je v tomto případě žádoucí, jelikož jsem pro porovnání distribucí dat dvou věkových skupin zvolil kromě neparametrického testu i dva parametrické testy vyžadující u obou testovaných souborů normální Gaussovské rozdělení. K ověření podmínky normality jsem využil *jednovýběrový Kolmogorovův–Smirnovův test*. [28, p. 65–66]

Jednovýběrový Kolmogorovův–Smirnovův test

Tento test normality porovnává dvě distribuční funkce $F(x)$ a $N(x)$. $F(x)$ představuje distribuční funkci, kterou algoritmus vypočte ze vstupních testovaných dat podle vzorce:

$$F(x) = \frac{1}{n} \sum_{x_i \leq x} x_i \quad (15)$$

kde x jsou vzorky testované distribuce a n je počet vzorků této distribuce. $N(x)$ představuje distribuční funkci, kterou algoritmus vypočte na základě odhadnutých parametrů střední hodnoty μ a rozptylu σ^2 z testované distribuce. Funkce $N(x)$ je tak vypočtena z odhadnutých parametrů podle vzorce:

$$N(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \sum_{x_i \leq x} \exp\left\{-\frac{(x_i - \mu)^2}{2\sigma^2}\right\} \quad (16)$$

Algoritmus dále vypočte testovací kritérium D^* jako maximum absolutní diference mezi distribučními funkcemi podle vzorce:

$$D^* = \max_x (|F(x) - N(x)|) \quad (17)$$

Z této hodnoty určí algoritmus pravděpodobnostní hodnotu p , podle které na základě hodnoty hladiny významnosti α určí, zda zamítá nulovou hypotézu předpokládající Gaussovské normální rozdělení, či nikoliv. [28, p. 22, 29, 30]

4.5.3 Parametrické statistické testy

Parametrické statistické testy nejčastěji slouží k testování dvou výběrových souborů. Účelem je porovnat rozdíl mezi populacemi, ze kterých tyto výběry pochází a obvykle se tímto způsobem testují hypotézy popisující střední hodnotu μ a rozptyl σ^2 těchto distribucí. Parametrické testy tak předpokládají, že data výběrových souborů vycházejí z Gaussovského normálního rozdělení. K ověření tohoto předpokladu jsem využil právě již zmíněný *jednovýběrový Kolmogorovův–Smirnovův test*. V případech, kdy distribuce obou věkových skupin splňovaly podmínku normality, jsem pro porovnání středních hodnot μ mezi distribucemi jednotlivých věkových skupin použil *dvouvýběrový t-test* a k porovnání rozptylů σ^2 jsem použil *dvouvýběrový f-test*. [28, p. 69]

Dvouvýběrový f-test

Nejdříve je při testování rozdílů parametrů jednotlivých výběrů potřeba porovnat předem neznámé rozptyly σ^2 těchto výběrů, k čemuž slouží právě *dvouvýběrový f-test* zkoumající proměnlivost dat v testovaných populacích. Tato metoda testuje nulovou hypotézu H_0 , že rozptyly σ_1^2 a σ_2^2 jsou totožné. Metoda nejdříve určí z obou výběrů hodnoty rozptylů podle vzorce:

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n x_i)^2}{n}}{n-1} \quad (18)$$

kde x_i jsou prvky dané distribuce a n značí počet prvků této distribuce. Dále zvolí testovací kritérium f jako poměr většího z rozptylů ku menšímu z rozptylů. Na závěr určí pomocí tohoto kritéria a stupňů volnosti jednotlivých distribucí pravděpodobnostní hodnotu p , porovná ji s hodnotou hladiny významnosti α a rozhodne, zda zamítá nulovou hypotézu předpokládající shodné rozptyly jednotlivých distribucí, či nikoliv. [28, p. 69–71]

Dvouvýběrový t-test

Pro porovnání parametrů dvou nezávislých souborů se nejčastěji používá *dvouvýběrový t-test*, nazývaný také *dvouvýběrový studentův t-test*. Tato metoda slouží k testování rozdílů dvou středních hodnot μ , které porovnává na základě testovacího kritéria t určeného z odhadů předem neznámých středních hodnot μ a rozptylů σ^2 jednotlivých výběrových souborů. Metoda tak testuje nulovou hypotézu H_0 , že střední hodnoty μ_1 a μ_2 jednotlivých výběrových souborů se shodují. Tyto soubory mohou

představovat buď dvě měření provedené u jedné skupiny opakovaně, a výběry jsou tak závislé (tzv. párový pokus), nebo představují dvě nezávislé skupiny jedné metody měření, a výběry jsou tak nezávislé (tzv. nepárový pokus). Porovnávání distribucí dvou věkových skupin v této práci tak spadá pod testování nezávislých výběrů, tedy nepárový pokus.

Tuto metodu dále dělíme ještě na dva případy: *t-test pro shodné rozptyly* a *t-test pro různé rozptyly*, a zpravidla mu tak předchází *dvouvýběrový f-test*, porovnávající rozptyly σ^2 dvou testovaných výběrových souborů. Je nutné podotknout, že i v případě shodných rozptylů odhadne metoda rozptyly pro každý soubor zvlášť. Podle výsledku *f-testu* se pak rozhodneme mezi použitím *t-testu* se shodnými či rozdílnými rozptyly, které se liší podle vzorce výpočtu testovacího kritéria. V případě shodných rozptylů má rovnice tvar:

$$t = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\sqrt{\left(\frac{(n_1 - 1)\sigma_1^2 + (n_2 - 1)\sigma_2^2}{n_1 + n_2 - 2}\right)\left(\frac{n_1 + n_2}{n_1 n_2}\right)}} \quad (19)$$

kde n_1 a n_2 jsou počty vzorků jednotlivých výběrových souborů. V případě odlišných rozptylů má pak tvar:

$$t = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2}{n_1} + \frac{\sigma_2^2}{n_2}}} \quad (20)$$

Na závěr určí metoda podle vypočteného testovacího kritéria t a podle stupňů volnosti jednotlivých souborů pravděpodobnostní hodnotu p , kterou porovná s hodnotou hladiny významnosti α a rozhodne, zda nulovou hypotézu o shodě středních hodnot zamítá, či nikoliv. [28, p. 71–78]

4.5.4 Neparametrické statistické testy

Tyto testy slouží k testování souborů dat, které nesplňují podmínku normality. Distribuce tak vycházejí z neznámých rozdělení, a nelze je tedy popsat pomocí charakteristických parametrů. Tyto metody testují nulovou hypotézu H_0 , že testované soubory pocházejí ze shodného rozdělení dat. Zjišťuje se, zda se shoduje rozdělení četností sledovaných veličin. Neparametrické testy lze použít u distribucí nezávisle na výsledku testu normality, jsou ale obvykle obecnější než testy parametrické. Samotné výpočty, vycházející často z přiřazení pořadových čísel jednotlivým hodnotám distribucí, jsou obvykle značně jednodušší a přesnost jejich výsledků není tak statisticky

význačná jako u testů parametrických. Pro porovnávání souborů jednotlivých věkových skupin jsem se rozhodl využít *dvouvýběrový Wilcoxonův rank-sum test*, což je ekvivalent *Mann-Whitneyova pořadového testu*. [28, p. 82]

Dvouvýběrový Wilcoxonův rank-sum test

Tento test se používá k testování 2 nezávislých výběrových souborů, u kterých neznáme charakteristiky popisující způsob jejich distribuce. Metoda testuje nulovou hypotézu H_0 , že data testovaných souborů vycházejí z totožného rozdělení pravděpodobností, přestože soubory nemusí odpovídat Gaussovskému normálnímu rozdělení. Metoda nejdříve uspořádá vzestupně všechny hodnoty z obou souborů do jedné posloupnosti, čímž vznikne tzv. směsný výběr a jednotlivým hodnotám přiřadí pořadí. Dále určí součty hodnot pořadí jednotlivých skupin a označí je R_1 a R_2 (R_1 tak představuje součet pořadí hodnot příslušných prvnímu souboru a R_2 představuje součet pořadí hodnot příslušných druhému výběru). Využitím těchto součtů vypočte metoda testovací statistiky U_1 a U_2 podle vzorců:

$$U_1 = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1 + 1)}{2} - R_1 \quad (21)$$

$$U_2 = n_2 n_1 + \frac{n_2(n_2 + 1)}{2} - R_2 \quad (22)$$

kde n_1 a n_2 jsou počty vzorků jednotlivých výběrových souborů. Na závěr získá testovací kritérium U jako menší z dvojice čísel U_1 a U_2 . Z této hodnoty určí pravděpodobnostní hodnotu p , porovná ji s hodnotou hladiny významnosti α a rozhodne, zda nulovou hypotézu zamítá, či nikoliv. [28, p. 82–84]

4.5.5 Výsledky statistických testů

Výše popsanými statistickými testy jsem mezi jednotlivými věkovými skupinami porovnal vždy dva soubory numerických charakteristik popisující tvar a vlastnosti frekvenčních spekter zvuků pocházející ze všech čtyř zmíněných metod měření na jednotlivých úrovních krevního tlaku. U každé testované dvojice souborů jsem tedy nejdříve určil pomocí testu normality (*jednovýběrový Kolmogorovův-Smirnovův test*), zda obě distribuce vycházejí z Gaussovského normálního rozdělení. Pokud testy normality platily pro oba soubory, označil jsem tuto skutečnost v tabulce číslicí 1 a použil jsem pro jejich porovnání oba parametrické statistické testy (*dvouvýběrový f -test* a *dvouvýběrový t -test*). V opačném případě (test normality neplatil pro žádný ze souborů či platil pouze pro jeden z nich) jsem tyto parametrické testy

nepoužil a výsledek testu normality jsem označil číslicí 0. Na závěr jsem bez podmínky normality tyto soubory porovnal neparametrickým statistickým testem (*dvouvýběrový Wilcoxonův rank–sum test*). Pokud statistický parametrický test prověřovanou nulovou hypotézu zamítl, z čehož vyplývá, že střední hodnoty výběrových souborů se neshodují, označil jsem v tabulce tento výsledek číslicí 1. V opačném případě jsem tento výsledek označil číslicí 0. Obdobně pokud statistický neparametrický test prověřovanou nulovou hypotézu zamítl, z čehož vyplývá, že data výběrových souborů nevycházejí z totožné distribuce pravděpodobností, označil jsem v tabulce tento výsledek číslicí 1. V opačném případě jsem tento výsledek označil číslicí 0. Výsledky těchto testů jsem uvedl v *Tabulkách 4–16*. V těchto tabulkách označuje *K.–S. test* *jednovýběrový Kolmogorovův–Smirnovův test*, *f–test* označuje *dvouvýběrový f–test*, *t–test* označuje *dvouvýběrový t–test* a *W. r–s test* označuje *dvouvýběrový Wilcoxonův rank–sum test*.

Tabulka 4 – Výsledky statistických testů charakteristik z prvního automatického měření zařízením Omron na úrovni SBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián Frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	1	1	1	0	1
f-test	0	0	0	0	/	0
t-test	0	0	0	0	/	0
W. r-s test	1	0	0	0	1	0

Tabulka 5 – Výsledky statistických testů charakteristik z prvního automatického měření zařízením Omron na střední úrovni rozsahu SBP–DBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián Frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	0	1	1	1	0	1
f-test	/	0	0	0	/	0
t-test	/	0	0	0	/	0
W. r-s test	1	0	0	0	1	0

Tabulka 6 – Výsledky statistických testů charakteristik z prvního automatického měření zařízením Omron na úrovni DBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián Frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	0	1	1	1	1
f-test	0	/	0	0	0	0
t-test	0	/	0	0	0	0
W. r-s test	0	0	0	0	0	0

Tabulka 7 – Výsledky statistických testů charakteristik z auskultačního měření na úrovni SBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	1	1	1	0	1
f-test	0	1	0	0	/	0
t-test	0	0	0	0	/	0
W. r-s test	0	0	0	0	0	0

Tabulka 8 – Výsledky statistických testů charakteristik z auskultačního měření na střední úrovni rozsahu SBP–DBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	1	1	1	0	1
f-test	1	0	0	0	/	0
t-test	0	0	0	0	/	0
W. r-s test	0	0	0	0	0	0

Tabulka 9 – Výsledky statistických testů charakteristik z auskultačního měření na úrovni DBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	0	1	1	1	1
f-test	0	/	1	0	0	0
t-test	0	/	0	0	0	0
W. r-s test	0	0	0	0	0	0

Tabulka 10 – Výsledky statistických testů charakteristik ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku na úrovni SBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	1	1	0	0	1
f-test	1	0	1	/	/	0
t-test	1	0	0	/	/	0
W. r-s test	1	0	0	0	0	0

Tabulka 11 – Výsledky statistických testů charakteristik ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku na úrovni první střední úrovní rozsahu SBP–DBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	0	0	1	0	0	1
f-test	/	/	1	/	/	0
t-test	/	/	0	/	/	0
W. r-s test	0	0	0	1	0	0

Tabulka 12 – Výsledky statistických testů charakteristik ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku na úrovni druhé střední úrovní rozsahu SBP–DBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	0	0	1	1	0	1
f-test	/	/	0	0	/	1
t-test	/	/	0	0	/	0
W. r-s test	1	1	0	0	0	0

Tabulka 13 – Výsledky statistických testů charakteristik ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku na úrovni DBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	0	1	0	0	1
f-test	0	/	0	/	/	1
t-test	1	/	1	/	/	0
W. r-s test	1	1	1	1	0	0

Tabulka 14 – Výsledky statistických testů charakteristik z druhého automatického měření zařízením Omron na úrovni SBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	1	1	0	1	1
f-test	0	0	1	/	0	1
t-test	0	0	0	/	0	0
W. r-s test	0	0	0	0	1	0

Tabulka 15 – Výsledky statistických testů charakteristik z druhého automatického měření zařízením Omron na střední úrovni rozsahu SBP–DBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	1	1	1	1	1
f-test	0	0	0	0	0	0
t-test	0	0	0	0	0	0
W. r-s test	0	0	0	0	0	0

Tabulka 16 – Výsledky statistických testů charakteristik z druhého automatického měření zařízením Omron na úrovni DBP

Testy	1. Spektrální Moment	2. Spektrální Moment	3. Spektrální Moment	4. Spektrální Moment	Medián frekvencí	Poměr Oblastí Spektra
K.-S. test	1	0	1	1	1	1
f-test	0	/	0	0	0	0
t-test	0	/	0	0	0	0
W. r-s test	0	0	0	0	0	0

Z Tabulek 4–16 je patrné, že u automatických měření zařízením Omron a u auskultačního měření nelze poukázat na žádný výrazný rozdíl mezi distribucemi numerických charakteristik u jednotlivých věkových skupin. U prvního automatického měření zařízením Omron poukazují statistické výsledky na úrovni SBP a na prostřední úrovni rozsahu SBP–DBP na rozdíl mezi distribucemi jednotlivých věkových skupin prvního spektrálního momentu a mediánu frekvencí. Jelikož ovšem soubory dat u těchto charakteristik nevycházely z Gaussovského normálního rozdělení, rozdíly tak byly vyhodnoceny pouze neparametrickým *dvouvýběrovým Wilcoxonovým rank-sum testem*, nelze tyto výsledky interpretovat s vysokou mírou významnosti. U druhého automatického měření zařízením Omron je na úrovni SBP patrný rozdíl mezi věkovými skupinami u mediánů frekvence, vyhodnocený opět pouze neparametrickým statistickým testem. I v tomto případě tak není věrohodnost výsledku příliš vysoká.

Oproti tomu výsledky statistických testů souborů dat ze skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku udávají poměrně výrazné rozdíly mezi distribucemi několika numerických charakteristik, a to zejména na úrovni SBP a na úrovni DBP. Na

úrovni *SBP* poukazují výsledky parametrických testů i testu neparametrického na výrazný rozdíl v distribucích prvního spektrálního momentu, tedy těžiště spektra. Na úrovni *DBP* poukazují výsledky statistických testů na význačné rozdíly mezi skupinami u všech čtyřech spektrálních momentů s vysokou mírou věrohodnosti (u všech spektrálních momentů tuto skutečnost udává neparametrický *dvouvýběrový Wilcoxonův rank-sum test*, u prvního a třetí spektrálního momentu pak i parametrický *dvouvýběrový t-test*). Na středních úrovních rozsahu *SBP-DBP* vykazuje neparametrický test rozdíly mezi skupinami u prvního, druhého a čtvrtého spektrálního momentu. Jelikož ovšem nepocházejí distribuce charakteristik těchto skupin z Gaussovského normálního rozdělení, nebylo možné porovnat rozdíly pomocí parametrických testů a věrohodnost těchto výsledků tak není příliš vysoká. Výsledky testů u skokového měření na jednotlivých úrovních tlaku tak významně podporují teorii Ch. Babbse [2], podle které by zvuky produkované poddajnými strukturami měly vykazovat odlišné vlastnosti než zvuky produkované strukturami nepoddajnými.

U parametru poměru zastoupení nižších a vyšších frekvencí ve spektru neudávají výsledky testů žádné význačné rozdíly mezi distribucemi jednotlivých skupin u žádného ze čtyřech provedených měření. Tato skutečnost je v rozporu s tvrzeními Ch. Babbse [2], Drzewieckeho [3] a Broommana, Daltona a Geddesa [27], podle kterých by méně poddajné struktury měly produkovat zvuky (v tomto případě zvuky naměřené u skupiny seniorů) s větším zastoupením vyšších frekvencí než struktury pružnější, a tedy s vyšší poddajností (zvuky naměřené u skupiny mladých osob).

Rozdíl mezi výsledky z automatických měření, auskultačního měření a skokového měření na úrovních tlaku přisuzují převážně většímu počtu zaznamenaných a porovnávaných zvuků na dané úrovni tlaku u skokového měření, které lze analyzovat a porovnávat. Oproti tomu u automatických měření zařízením *Omron* a auskultačního měření s konstantně klesajícím tlakem jsou všechny zvuky zaznamenané na různých hodnotách tlaku, na kterých mají jednotlivé zvuky odlišné vlastnosti, a nelze je tak snadno porovnávat.

Statistické výsledky porovnání vlastností zvuků zaznamenaných při auskultačním měření a při automatických měření zařízením *Omron* tak převážně nepotvrzují teorii Ch. Babbse [2] o souvislosti poddajnosti cévních struktur subjektu s vlastnostmi naměřených zvuků. Oproti tomu statistické výsledky u skokového měření poukazují na významnou souvislost mezi vlastnostmi zvuků a pružností cév subjektu, což je v souladu s teorií Ch. Babbse.

5. Závěr

Mým úkolem v této bakalářské práci bylo provést rešerši odborné a patentové literatury týkající se teorií geneze a vlastností Korotkovových zvuků, navrhnout metodiku měření zvuků, zaznamenat tyto zvuky u dvou věkových skupin subjektů a statisticky vyhodnotit rozdíly v parametrech charakterizující jejich vlastnosti a porovnat výsledky s teoretickými předpoklady.

V úvodní části práce jsem se zabýval rozbořením literatury týkající se patofyziologie kardiovaskulárního systému a teorií geneze Korotkovových zvuků, jejich vlastností a souvislostí se stavem krevního řečiště. V další části jsem navrhl metodiku měření Korotkovových zvuků u dvou věkových skupin subjektů s ohledem na možnosti diagnostiky aterosklerózy a dalších poruch krevního řečiště. Podle navržené metodiky jsem dané zvuky zaznamenal během čtyř metod měření — první automatické měření tlaku zařízením *Omron*, měření tlaku auskultační metodou, skokové měření na jednotlivých úrovních tlaku a druhé automatické měření tlaku zařízením *Omron*.

Naměřené zvuky jsem nejdříve filtroval pomocí metody tzv. *wavelet denoising*, zvuky jsem z jednotlivých vyhlazených záznamů segmentoval a podrobil spektrální analýze pomocí Fourierovy transformace a metody *LPC*. Metodika spektrální analýzy vycházela z teorie Ch. Babbse [2], která tvrdí, že vlastnosti zvuků a jejich spektra by měly souviset s poddajností cévních struktur daného subjektu. Jako sledované charakteristické parametry jsem zvolil čtyři spektrální momenty, medián frekvencí spektra a poměr zastoupení vyšších a nižších frekvencí ve spektru.

V poslední části práce jsem pomocí několika statistických testů vyhodnotil rozdíly ve sledovaných parametrech charakterizující naměřené Korotkovovy zvuky a výsledky jsem porovnal s teoretickými předpoklady. U tří ze čtyř použitých metod měření zvuků (auskultační měření a dvě automatická měření zařízením *Omron*) nepotvrzují statistické výsledky porovnání charakteristických parametrů teorií o souvislosti vlastností Korotkovových zvuků se stavem krevního řečiště. Statistické výsledky porovnání parametru poměru zastoupení nižších a vyšších frekvencí ve spektru ze všech provedených měření odporují teorii o vlivu poddajnosti cév na zastoupení vyšších frekvencí ve spektru. Oproti tomu výsledky porovnání ostatních parametrů (čtyři spektrální momenty a medián frekvencí spektra) ze skokového měření

na jednotlivých úrovních tlaku poukazují na významnou souvislost mezi poddajností struktur a vlastnostmi Korotkovových zvuků a zmíněnou teorií ch. Babbse potvrzují.

Tento závěr přináší velkou řadu potenciálních příležitostí k dalšímu výzkumu této problematiky. Zejména metoda porovnávání vlastností Korotkovových zvuků na jednotlivých úrovních krevního tlaku se jeví jako velice směrodatná, a mohla by tak přispět k diagnostice poruch krevního řečiště. U metod měření tlaku s konstantním upouštěním tlaku jsem však nenalezl žádné parametry, které by významně poukazovaly na souvislost poddajnosti cév a vlastností zvuků a usuzuji tak, že tyto metody nejsou vhodné k posouzení stavu krevního řečiště.

Citovaná literatura

- [1] R. W. Ware a W. L. Anderson, „Spectral Analysis of Korotkoff Sounds“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, sv. 13, č. 4, p. 170–174, říj 1966.
- [2] C. F. Babbs, „The origin of Korotkoff sounds and the accuracy of auscultatory blood pressure measurements“, *Journal of the American Society of Hypertension*, sv. 9, č. 12, p. 935–950, 2015.
- [3] G. M. Drzewiecki, J. Melbin a A. Noordergraaf, „The Korotkoff sound“, *Annals of Biomedical Engineering*, sv. 17, p. 325–359, 1989.
- [4] O. Kittnar, *Lékařská fyziologie*, Praha: Grada, 2011, ISBN: 978-80-247-3068-4.
- [5] „Wikiskripta,“ [Online]. Dostupné: <http://www.wikiskripta.eu/C%C3%A9vy>. [Cit. 6-01-2023].
- [6] R. Lüllmann-Rauch, *Histologie*, Praha: Grada, 2012, ISBN: 978-80-247-3729-4.
- [7] T. G. Papaioannou, A. D. Protogerou, P. Stergiopoulos, O. Vardoulis, C. Stefanadis, M. Safar a J. Blacher, „Total arterial compliance estimated by a novel method and all-cause mortality in the elderly: the PROTEGER study“, *AGE*, sv. 36, č. 3, p. 1555–1563, led 2014.
- [8] P. Tozzi, A. Corno a D. Hayoz, „Definition of arterial compliance“, *AJP Heart and Circulatory Physiology*, sv. 278, č. 4, p. 1407, 2000.
- [9] S. Silbernagl a F. Lang, *Atlas patofyziologie člověka*, 1. edice, Praha: Grada, 2001, ISBN: 80-7169-968-3.
- [10] R.-K. Mahmoud, M. Setorki, M. Doudi, A. Baradaran a H. Nasri, „Atherosclerosis: process, indicators, risk factors and new hopes“, *International Journal of Preventive Medicine*, sv. 5, č. 8, p. 927–946, 2014.
- [11] „NHS (National Health Service)“, [Online]. Dostupné: <https://www.nhs.uk/conditions/atherosclerosis>. [Cit. 23-01-2023].
- [12] P. Libby, J. E. Buring, L. Badimon, G. K. Hansson, J. Deanfield, M. S. Bittencourt, L. Tokgözoğlu a E. F. Lewis, „Atherosclerosis“, *Nature Reviews Disease Primers*, sv. 6, č. 56, 2019.
- [13] I. E. Konstantinov, „Nikolai S. Korotkov: A story of an unknown surgeon with an immortal name“, *Surgery*, sv. 123, č. 4, p. 371–381, dub 1998.
- [14] I. A. Geddes, „The direct and indirect measurement of blood pressure“, *Medical and biomedical engineering*, sv. 8, č. 605, lis 1970.

- [15] W. Lin, S. Jia, Y. Chen, H. Shi, J. Zhao, Z. Li, Y. Wu, H. Jiang, Q. Zhang, W. Wang, Y. Chen, C. Feng a S. Xia, „Korotkoff sounds dynamically reflect changes in cardiac functions based on deep learning methods“, *Frontier in Cardiovascula Medicine*, sv. 9, dub 2022.
- [16] E. P. McCutcheon, R. F. Rushmer, O. Jacobson a H. Sandier, „Korotkoff sounds: An experimental critique“, *Circulation Research*, sv. 20, č. 2, p. 149–161, 1967.
- [17] J. Havlík, „Měření krevního tlaku,“ FEL ČVUT, 2018. [Online]. Dostupné: https://cw.fel.cvut.cz/b181/_media/courses/bam31let/08_tlak.pdf. [Cit. 24-04-2023].
- [18] Ç. P. Dautov a M. S. Özerdem, „Wavelet transform and signal denoising using Wavelet method“, *2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, p. 1–4, 2018.
- [19] „The MathWorkds Inc.“, [Online]. Dostupné: <https://uk.mathworks.com/help/wavelet/ref/wdenoise.html>. [Cit. 15-05-2023].
- [20] „The MathWorks Inc.“, [Online]. Dostupné: <https://uk.mathworks.com/help/signal/ref/decimate.html>. [Cit. 15-05-2023].
- [21] J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and Systems*, Hartford: Taylor & Francis Group, 2006, ISBN: 0-8493-2122-0.
- [22] K. Fliegel, „Diskrétní Fourierova transformace“, Přednášková prezentace, FEL ČVUT, 2021. [Online]. Dostupné: https://moodle.fel.cvut.cz/pluginfile.php/296824/mod_resource/content/0/b2b37sas_07_v0.60_210408.pdf. [Cit. 17-05-2023].
- [23] R. Janča, „Nelineární operace, paraetizace“, Přednášková prezentace, FEL ČVUT, [Online]. Dostupné: <https://moodle.fel.cvut.cz/course/view.php?id=5569>. [Cit. 17-05-2023].
- [24] G. Peeters, B. L. Giordano, P. Susini, N. Misdariis a S. McAdams, „The Timbre Toolbox: Extracting audio descriptors from musical signals“, *Acoustical Society of America*, sv. 130, č. 5, p. 1902–2916, lis 2011.
- [25] N. Drakos, „Spectral Envelopes in Sounds Analysis and Synthesis: LPC Spectral Envelope“, Přednášková prezentace, University of Leeds, 1997. [Online]. Dostupné: http://recherche.ircam.fr/anasyng/schwarz/da/specenv/4_2LPC_Spectral_Envelope.html#3461. [Cit. 18-05-2023].
- [26] „The MathWorks Inc.“, [Online]. Dostupné: <https://uk.mathworks.com/help/signal/ref/lpc.html>. [Cit. 18-05-2023].

- [27] B. J. Brookman, C. Dalton a L. A. Geddes, „The relationship between vessel-wall elasticity and Korotkoff-sound frequency“, *Medical and biological engineering*, sv. 8, p. 149–158, 1970.
- [28] I. Bednařiková a V. Večerek, „Základy statistiky pro studující veterinární medicíny a farmacie“, Výuková skripta, Veterinární a farmaceutická univerzita Brno, 2019. [Online]. Dostupné: <https://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Skripta.pdf>. [Cit. 19-05-2023].
- [29] „IBM“, [Online]. Dostupné: <https://www.ibm.com/docs/en/spss-statistics/25.0.0?topic=tests-one-sample-kolmogorov-smirnov-test>. [Cit. 19-05-2023].
- [30] J. Jones, „Kolmogorov–Smirnov one–sample test“, Přednášková prezentace, Univerzita Krále Saúda, Rijád, Saudská Arábie, 2020. [Online]. Dostupné: https://faculty.ksu.edu.sa/sites/default/files/lect._3b.pdf. [Cit. 19-05-2023].
- [31] „Wikiskripta“, [Online]. Dostupné: <https://www.wikiskripta.eu/w/Aneurysma>. [Cit. 20-01-2023].
- [32] „Velký lékařský slovník“, [Online]. Dostupné: <https://lekarske.slovniky.cz/pojem/distalni>. [Cit. 20-01-2023].
- [33] J. G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, 4. edice, John Wiley and Sons Inc., 2009, ISBN: 978-0-471-67600-3.