

**Univerzita Hradec Králové**  
**Přírodovědecká fakulta**  
**Katedra fyziky**

**Biomechanika krevního oběhu se zaměřením  
na rychlost šíření pulzní vlny a její měření**

**Bakalářská práce**

Autor: Zbyšek Klimpl  
Studijní program: B0114A110004 Fyzika  
Studijní obor: Fyzika se zaměřením na vzdělávání,  
Matematika se zaměřením na vzdělávání  
Vedoucí práce: RNDr. Damián Bušovský

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a že jsem v seznamu použité literatury uvedl všechny prameny, ze kterých jsem vycházel.

V Hradci Králové dne

Jméno a příjmení

Poděkování:

Chtěl bych poděkovat RNDr. Damiánu Bušovskému za vedení mé bakalářské práce, cenné rady a odborný dohled.

## **Anotace**

KLIMPL, Z. *Biomechanika krevního oběhu se zaměřením na rychlost šíření pulzní vlny a její měření*. Hradec Králové, 2023. Bakalářská práce na Přírodovědecké fakultě Univerzity Hradec Králové. Vedoucí bakalářské práce Damián Bušovský.

Stěžejním tématem bakalářské práce je rychlost šíření pulzní vlny v krevním oběhu. Teoretická část nejprve shrnuje základní fyziologická fakta o kardiovaskulárním systému lidského těla a vymezuje biofyzikální veličiny, které ho popisují. Rovněž se zaměřuje na parametry ovlivňující rychlost šíření pulzní vlny a metody, kterými ji lze měřit, přičemž je v ní navržen i vlastní způsob měření. V praktické části se následně porovnávají výsledky získané navrhovaným postupem s výsledky, které byly zároveň naměřeny certifikovaným zařízením k určení rychlosti šíření pulzní vlny.

## **Klíčová slova**

krevní oběh, biomechanika, pulzní vlna, proudění tekutin, vlnová rovnice

## **Annotation**

KLIMPL, Z. *Biomechanics of a blood circuit with a focus on pulse wave velocity and its measurement*. Hradec Králové, 2023. Bachelor Thesis at Faculty of Science University of Hradec Králové. Thesis supervisor Damián Bušovský.

The main theme of the bachelor's thesis is the pulse wave velocity in the blood circuit. The theoretical part first summarizes the basic physiological facts about the cardiovascular system of the human body and defines the biophysical quantities that can describe it. It also focuses on the parameters affecting the velocity of the pulse wave and methods which can be used to measure it, while its own measurement method is also proposed here. In the practical part, the results obtained by the proposed procedure are then compared with the results that were measured at the same time by certified device for determining the pulse wave velocity.

## **Keywords**

blood circuit, biomechanics, pulse wave, fluid flow, wave equation

# Obsah

Úvod	7
Značení	8
<b>1 Popis kardiovaskulární soustavy</b>	<b>9</b>
1.1 Základní struktura KVS	9
1.2 Základní funkce KVS	9
1.3 Srdce	10
1.3.1 Stavba srdeční stěny	10
1.3.2 Hlavní části srdce	10
1.3.3 Srdeční dutiny	10
1.3.4 Srdeční fáze	11
1.4 Tepny	14
1.4.1 Stavba stěny tepny	14
1.4.2 Charakter tepny z fyziologického pohledu	15
1.4.3 Aorta	15
1.4.4 Tepny horních končetin	15
1.4.5 Tepny dolních končetin	16
1.5 Žíly	17
1.5.1 Stavba stěny žíly	17
1.5.2 Horní a dolní dutá žíla	19
1.5.3 Žíly horních končetin	19
1.5.4 Žíly dolních končetin	20
<b>2 Biomechanika krevního oběhu</b>	<b>21</b>
2.1 Pascalův zákon	21
2.2 Hydrostatický tlak	21
2.3 Jednorozměrné a prostorové proudění ideální kapaliny	22
2.3.1 Rovnice kontinuity	22
2.3.2 Bernoulliho rovnice	22
2.3.3 Laminární a turbulentní proudění	23
2.4 Reologie krevního oběhu	24
2.4.1 Složení krve	24
2.4.2 Složky krve	25

2.4.3	Viskozita krve . . . . .	25
2.4.4	Krevní tlak . . . . .	26
2.4.5	Hagenův-Poiseuilleův zákon . . . . .	27
2.5	Biomechanické vlastnosti tepenné stěny . . . . .	27
2.5.1	Youngův modul pružnosti . . . . .	28
2.5.2	Elastance cévy . . . . .	28
2.5.3	Compliance cévy . . . . .	28
2.6	ABI index . . . . .	28
<b>3</b>	<b>Pulzní vlna</b>	<b>30</b>
3.1	Pojem pulzní vlna . . . . .	30
3.2	Klinický význam pulzní vlny . . . . .	31
3.3	Rychlost šíření pulzní vlny . . . . .	32
3.3.1	Vlivy hemodynamických parametrů . . . . .	33
<b>4</b>	<b>Metody měření rychlosti pulsní vlny</b>	<b>36</b>
4.1	Metoda zachycení tlakových vln . . . . .	36
4.2	PulsePen . . . . .	36
4.3	Complior . . . . .	38
4.4	Boso ABI-systém 100 . . . . .	38
4.5	Invazivní metody . . . . .	40
<b>5</b>	<b>Zpracování naměřených dat</b>	<b>41</b>
5.1	Metodika měření . . . . .	41
5.1.1	Použité pomůcky . . . . .	41
5.1.2	Metoda měření . . . . .	42
5.1.3	Popis měření . . . . .	43
5.2	Zpracování dat a výsledky měření . . . . .	44
5.2.1	Volba signifikantních peaků . . . . .	44
5.2.2	Alternativní způsob hledání peaků . . . . .	47
5.2.3	Zpracování výsledků . . . . .	47
	<b>Závěr</b>	<b>54</b>
	<b>Seznam obrázků</b>	<b>56</b>
	<b>Seznam tabulek</b>	<b>58</b>
	<b>Použitá literatura</b>	<b>59</b>

# Úvod

Již v raných počátcích novověku probíhaly snahy o to popsat lidské tělo a principy fungování jeho jednotlivých soustav, nicméně v té době byly tyto pokusy prováděny pouze s omezenými znalostmi této problematiky a nedostatečnou metodologií, což mnohdy vedlo k mylným či neúplným představám o anatomii a fyziologii člověka. Přesto dokázaly vytvořit první zjednodušené představy o tom, jak lidský organismus funguje. Moderní výzkumy kladou čím dál větší pozornost relativně novému vědnímu oboru zvaného biomechanika, jehož podstatou je zkoumat vzájemnou interakci mezi fyzikálními a biologickými vlastnostmi živého organismu. Vznik samotné biomechaniky sahá až do počátku dvacátého století, kdy se začaly objevovat první výzkumné týmy kombinující fyzikální principy s biologii.

Jednou z možných oblastí, na kterou lze biomechanický přístup aplikovat, je krevní řečiště lidského těla. Dnešní medicína se snaží u jedince co možná nejdříve predikovat různá kardiovaskulární onemocnění, která se v populaci důsledkem především nezdravého životního stylu, genetických predispozic či znečištění okolního prostředí čím dál více rozšiřují. Při kardiologických vyšetřeních může jako jeden z měřených faktorů hodnotících kvalitu tepen posloužit pulzní vlna vznikající přímým důsledkem pohybové srdeční aktivity. Ta se šíří krví jednotlivými tepnami v celém těle. Stav kardiovaskulární soustavy jedince se v souvislosti s pulzní vlnou přímo projeví především na její rychlosti, s níž se po těle šíří.

Tato bakalářská práce si klade celkem dva stěžejní cíle. Tím prvním je vytvoření rešerše shrnující základní poznatky o kardiovaskulární soustavě a pulzní vlně. Druhý cíl se zaměří na praktickou část s cílem zjistit, zda lze navrženým postupem změřit změny rychlosti pulzní vlny, které se projeví jako přímý důsledek změny vnitřního prostředí těla, v němž se tělo nachází.

První kapitola je věnována popisu kardiovaskulární soustavy, respektive se zaměří především na ty části, které jsou podstatné pro tematiku pulzní vlny. Kapitola druhá přiblíží patřičné fyzikální zákony a některé biofyzikální veličiny, které lze přímo aplikovat na krevní oběh. Ve třetí kapitole bude čtenář blíže seznámen s fenoménem pulzní vlny, jakým způsobem v těle vzniká, které parametry determinují povahu jejího šíření a jak lze díky ní stanovit případnou lékařskou diagnózu. Navazující kapitola popíše metody a přístroje, kterými lze rychlost pulzní vlny v současnosti měřit. V poslední kapitole proběhne detailní rozbor vlastního experimentu, z něhož se stanoví patřičné závěry a případně vyvodí odpovědi na položenou hypotézu.

# Zkratky

KVS	kardiovaskulární systém
PWV	rychlost šíření pulzní vlny
cfPWV	carotid-femoral pulse wave velocity
baPWV	brachial-ankle pulse wave velocity
hfPWV	heart-femoral pulse wave velocity
PWA	analýza pulzní vlny
MM senzor	MetaMotion senzor
ABI-Boso	zařízení Boso ABI-systém 100



# Kapitola 1

## Popis kardiovaskulární soustavy

Tématem první kapitoly je kardiovaskulární soustava (KVS) člověka z hlediska biologického. Nejprve se čtenář seznámí se základními funkcemi a vlastnostmi krevního oběhu jako celku, poté bude následovat detailnější rozbor některých jeho částí.

### 1.1 Základní struktura KVS

Krev proudí v těle uzavřeným a velmi složitým okruhem trubicovitých orgánů, které se nazývají *krevní cévy*. Ty prostupují téměř všemi ostatními orgány. Pohyb krve cévami umožňuje síla vznikající díky rytmickým stahům *srdce*. To společně s krevními cévami tvoří *krevní* neboli *kardiovaskulární soustavu* [1], [2].

### 1.2 Základní funkce KVS

Krevní soustava musí pro správnou činnost těla vykonávat mnoho funkcí, mezi ty základní se řadí například transport látek, udržování homeostázy, obranyschopnost a celistvost těla.

*Transportem* se myslí neustálá a nepřerušovaná distribuce dýchacích plynů, kyslíku ( $O_2$ ) z plic do tkání a oxidu uhličitého ( $CO_2$ ) z tkání zpět do plic, různých živin, minerálů a hormonů, mezi jednotlivými orgány, popřípadě tkáněmi. Krev zároveň rozvádí po těle teplo a slouží rovněž jako médium odvádějící odpadní látky coby produkty své látkové přeměny vylučované všemi tkáněmi [1], [3], [4]. Udržování *homeostázy* označuje udržování stálého vnitřního prostředí těla, které je určeno tělesnou teplotou, koncentrací oxidu uhličitého a kyslíku, stálou hodnotou pH krevní plazmy nebo osmotickým tlakem [4], [5]. Krev zároveň vykonává *obranou funkci*, kdy zajišťuje ochranu před vniknutím cizích potenciálně nebezpečných infekčních mikroorganismů do těla (samotná imunita je mnohem složitější proces) [2]. V případě, že začne docházet k úniku krve z těla (například při pořezání), vzniká na místě poranění krevní sraženina, což je přímý projev zachování tělní *celistvosti* [1].

## 1.3 Srdce

Následující sekce této kapitoly přiblíží hlavní části KVS, u nichž bude potřeba pochopit podstatu jejich fyziologické stavby pro studium šíření pulzní vlny.

Veškerou hybnost a hnací sílu umožňující pohyb krve získává soustava díky srdci, nepárovému svalovému orgánu. Nachází se v hrudní dutině, zhruba jednu jeho třetinu bychom hledali v levé části hrudníku. Ze stran je obléháno plicemi a zespodu nasedá na bránici. Velikostně odpovídá tento orgán sevřené pěsti, tvarem by se dal přirovnat k nepravidelnému kuželu [3], [4], [6]. Hmotnost srdce závisí na věku, v dospívání se obecně s nabývajícím věkem zvětšuje, naopak během stárnutí mírně klesá v důsledku zmenšování objemu srdeční svaloviny, nicméně existuje řada patologií, kdy dochází k přesně opačnému jevu. Dle [7] se během prepuberty ale hmotnostní rozdíl mezi mužským a ženským srdcem tolik neprojeví jako v pozdějším věku, přičemž mužské srdce váží řádově o několik desítek gramů více než to ženské. Bez ohledu na pohlaví se přibližně pohybuje hmotnost srdce v intervalu 200 až 400 g [2].

### 1.3.1 Stavba srdeční stěny

Srdeční stěna se skládá ze tří hlavních vrstev (zachyceno na obrázku 1.1):

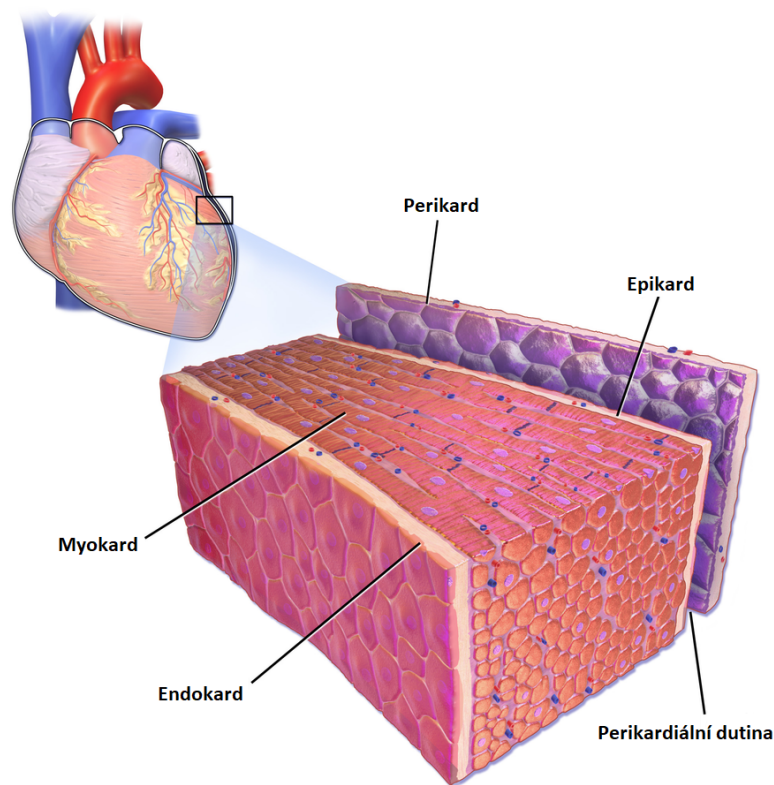
1. *Nitroblána srdeční* neboli *endokard* je vnitřní vrstva srdce, která je v přímém kontaktu s protékající krví. Svojí stavbou odpovídá endotelu cév. Mimo jiné tvoří v srdci, plicích a aortě tzv. *chlopně*.
2. *Střední vrstva* jakožto svalová část srdce se nazývá *myokard*. Ten srdci umožňuje se pravidelně stahovat [4].
3. *Vnější vrstva* neboli *epikard* srdeční stěny tvoří vak, kterým vedou do svaloviny nervy a věnčité tepny vyživující srdce. Postupně navazuje ve vnější vazivový obal, tzv. *perikard*, česky *osrdečník*, v němž je celé srdce uloženo. Aby bylo redukováno tření při vlastním pohybu srdeční svaloviny, je prostor mezi epikardem a perikardem vyplněn tekutinou [1], [3].

### 1.3.2 Hlavní části srdce

Makroskopickým pohledem na srdce na něm rozeznáváme určité oblasti, jmenovitě horní širší *srdeční bázi*, což je v podstatě základna, ve které se na srdeční síně napojují hlavní žíly a na srdeční komory hlavní tepny aorta a plicnice, dále *srdeční vrchol* nebo také *srdeční hrot*, který zasahuje zhruba vlevo do 5. mezižebří [6].

### 1.3.3 Srdeční dutiny

Srdce je složeno ze čtyř oddílů, dvou *síní* (někdy rovněž označováno jako *předsíně*) a dvou *komor*, kterými je díky pravidelným svalovým stahům pumpována krev. Levá



Obrázek 1.1: Nákres stavby srdeční stěny. Převzato z [8] (upraveno).

síň a levá komora tvoří tzv. *levé srdce*, pravá síň s pravou komorou tvoří *pravé srdce*. Aby proudila krev pouze jedním určeným směrem, nachází se v srdci chlopně plnicí funkci jednocestného ventilu. Zpětnému návratu krve z pravé komory do pravé síně zabraňuje *trojcípá chlopeň*. V přechodu mezi pravou komorou a plicní tepnou lze nalézt *aortální chlopeň*, mezi levou srdeční síní a levou srdeční komorou řídí směr průtoku krve *chlopeň mitrální*. Srdce cyklicky pracuje jako synchronizovaná pumpa a jeden její pracovní cyklus popisuje *srdeční revoluce*, ve které se pravidelně střídají *systola* a *diastola* (viz obrázek 1.2) [2], [4].

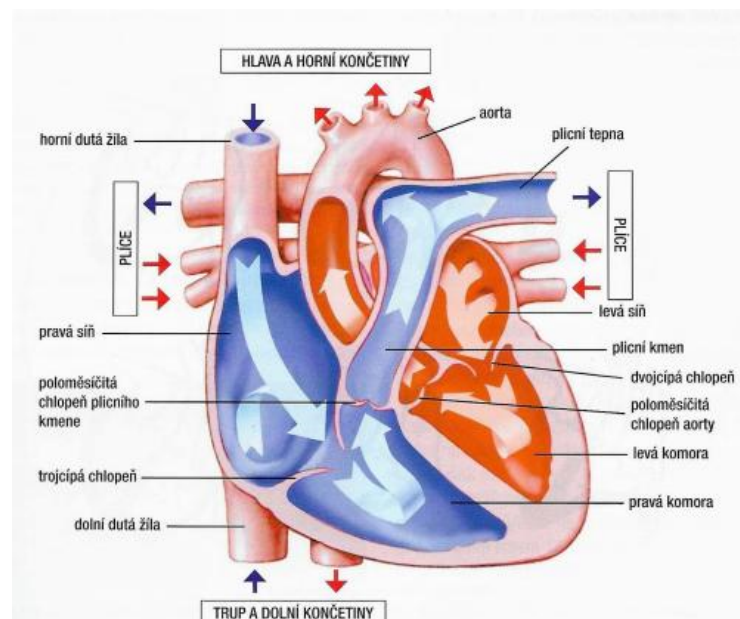
Pojem systola znamená kontrakci myokardu, kterou způsobují elektrické impulzy vznikající v *sinoatriálním uzlíku* nacházející se ve stěně pravé před síně, přesněji v místě napojení horní duté žíly. Někdy bývá označován za tzv. *pacemakera* neboli udavače rytmu. U zdravého srdce se frekvence elektrických výbojů pohybuje přibližně v rozmezí 70 – 80 impulzů za minutu, což zároveň odpovídá frekvenci systol. Srdeční frekvenci ovlivňuje také fyzický stav jedince; rozdíl by se našly mezi sportovcem a člověkem spíše sedavého způsobu života. Při diastole neboli relaxaci dutin dochází k plnění síní a komor krví [2], [9].

### 1.3.4 Srdeční fáze

Během jedné srdeční revoluce stihnou standartně proběhnout čtyři fáze. Celý cyklus začíná *izovolumickou* nebo také *napínací fází* systoly. Myokard se stahuje, ale protože jsou všechny chlopně uzavřeny, objem síní zůstává konstantní, zato velmi

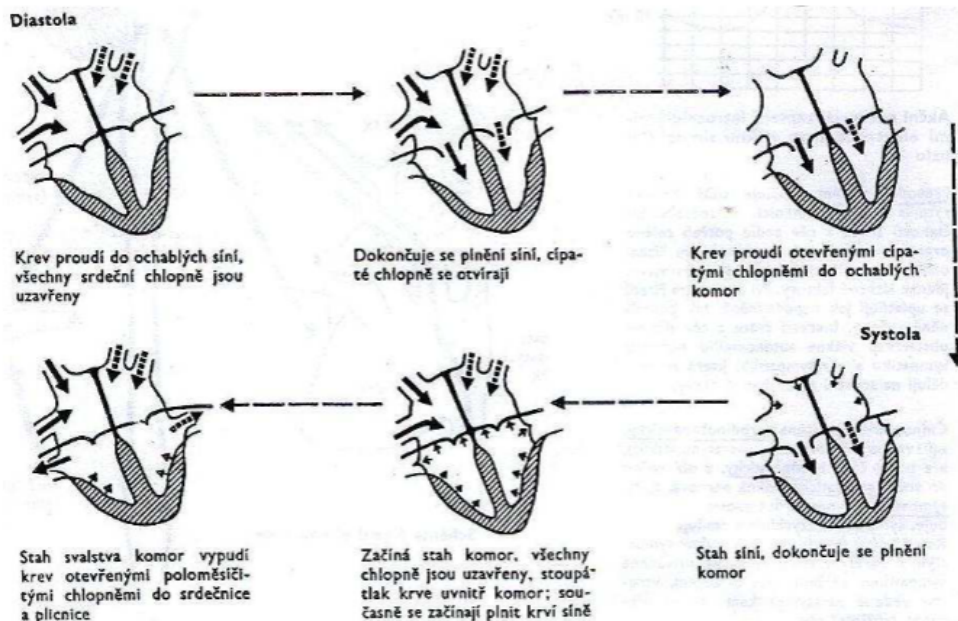
rychle stoupá nitrokomorový tlak. Jakmile jeho hodnota vzroste na mezní hodnotu, překročí tlak v aortě a to vede k otevření aortální chlopně. Neokysličená krev, která průběžně přiteká horní a dolní dutou žilou z těla do pravé síně a okysličená krev přitekající z plicních žil do levé síně je v důsledku otevření chlopní ze síní vypuzena a začne postupně plnit příslušné komory, čímž je zahájena *vypuzovací, ejekční fáze*. V levé komoře tlak dosáhne své maximální hodnoty, *systolického tlaku*, jehož hodnota se standardně pohybuje okolo 16 kPa. Podobně jako při izovolumické systole skončí tato fáze v okamžiku, kdy síňový tlak překročí tlak v komorách. Krev je proto velmi rychle vypuzena z komor pryč, konkrétně z pravé komory přes otevřenou plicní chlopeň do malého krevního oběhu, kde dochází k obohacení krve kyslíkem; krev z pravé komory přechází přes aortální chlopeň do aorty. Vypuzením klesá nitrokomorový tlak a chlopně se opět uzavírají, což rovněž vede ke vzniku tlakových vibrací, které lze na aortální stěně zachytit.

Následující diastolická fáze se nazývá *izovolumická relaxace*. Obě síně se během vypuzení krve z komor naplnily další krví nasátou při ejekci. Nitrokomorní tlak důsledkem vypuzení klesá, aniž by se měnil objem komor, a nitrosíňový naopak mezitím stoupl. Tato fáze končí ve chvíli, kdy tlak v komorách klesne pod tlak v síních, čímž se opět docílí otevření chlopní a počátku poslední čtvrté fáze, *fáze plnění* [9], [10]. Srdeční cyklus a jeho jednotlivé fáze popisuje obrázek 1.3.



Obrázek 1.2: Průtok krve srdcem. Modré šipky naznačují průtok odkysličené krve, červené šipky okysličené krve [9].

Srdeční revoluci lze z pohledu fyziky považovat za *kruhový děj*, při němž srdce vykonává *tlakově-objemovou práci* ( $W$ ). Největší práci vykonává myokard levé komory, jelikož velmi rychle vypuzuje krev do tepenné soustavy, čímž ji uděluje značné zrychlení, naopak nejmenší práci vykonává pravá srdeční komora, z níž se dostává krev do malého krevního oběhu do plic. Z celkově vykonané mechanické práce se

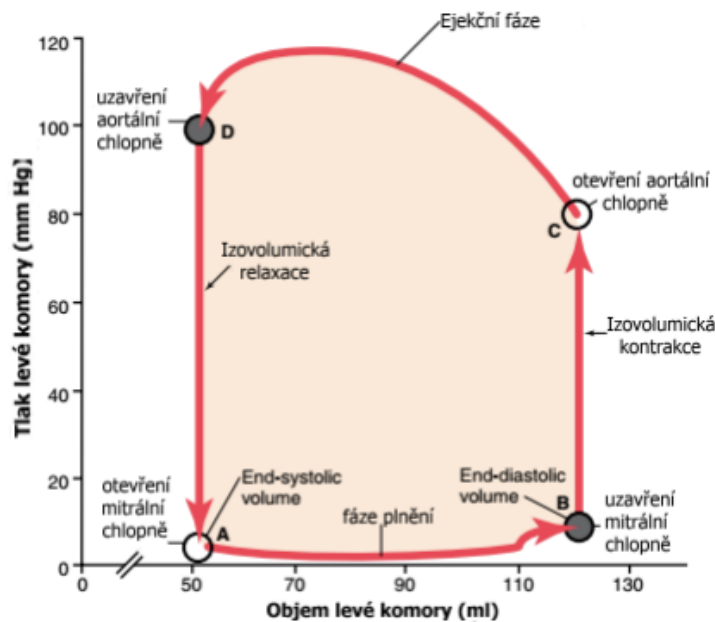


Obrázek 1.3: Schéma srdeční revoluce [11].

pouhých 10% využije na vypuzování krve v jednotlivých dutinách srdce, zbylých 90 % se dle [10] spotřebovává na udržení stálého napětí myokardu [9]. Porovnání vykonané práce levou a pravou komorou a uvedení orientační práce celkové vykazuje obrázek 1.4. Celkovou vykonanou práci lze spočítat rovněž jako obsah plochy v uzavřené křivce zakreslenou v *pracovním diagramu* (v angličtině se uvádí pod názvem *pressure-volume diagram* nebo zkráceně *pV-diagram*), tedy grafu závislosti nitrokomorového tlaku na objemu komory (viz obrázek 1.5).

<b>tlakově-objemová práce: <math>p \cdot V</math> (klidové hodnoty)</b>		
<i>levá komora</i>		
$p = 120 \text{ mm Hg}$	$= 120 \cdot 133 \text{ Pa}$	
$V = 70 \text{ ml}$	$= 70 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3$	$p \cdot V = 1,117 \text{ J}$
<i>pravá komora</i>		
$p = 15 \text{ mm Hg}$	$= 15 \cdot 133 \text{ Pa}$	
$V = 70 \text{ ml}$	$= 70 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3$	$p \cdot V = 0,140 \text{ J}$
<b>práce při zrychlení:</b>	$m = 74 \text{ g} = 0,07 \text{ kg}$	
$\frac{1}{2} mv^2$	$v = 0,5 \text{ m/s}$	$2 \cdot \frac{1}{2} mv^2 = 0,018 \text{ J}$
<b>celková práce v klidu:</b>		$A = 1,275 \text{ J}$

Obrázek 1.4: Tlakově-objemová práce srdce podle [10].



Obrázek 1.5: Pracovní diagram levé srdeční komory nezatíženého srdce. Vykonaná práce je rovna obsahu plochy uvnitř křivky [12].

## 1.4 Tepny

Tepny (arterie) jsou typem cév vystupujících ze srdce. Z levé komory odvádějí okysličenou krev do těla, v případě malého plicního oběhu odvádějí plicní tepny odkysličenou krev z pravé komory srdce do plic, kde dochází k jejímu okysličení. Jak již bylo řečeno, jednou z úloh KVS je udržení homeostázy, a tedy i vnitřního tlaku. Tepny se obecně vyznačují velkou pevností stěn obsahující značné množství pružných tkání. Při systole přijímá tepna veškerý *vypuzený objem krve*, a díky své stavbě se dokáže roztáhnout. Při odeznívání systoly se céva opět smrští do původního stavu. Tepny proto slouží jako *pružníky* absorbující značné krevní tlaky [10] a udržují stálý průtok krve. Této problematice bude ještě věnována sekce 2.4.5.

### 1.4.1 Stavba stěny tepny

Tepny se skládají ze tří vrstev:

1. *Vnitřní vrstva* se popisuje v [6] následovně: „Výstelku tvoří jedna vrstva plochých endotelových buněk, pod nimiž jsou uložena elastická a kolagenní vlákna.“ Tato vrstva zabraňuje srážení krve na jeho vnitřním povrchu [6], [13].
2. Mezivrstva, označovaná též jako *střední vrstva*, je tvořena hladkou svalovinou, která umožňuje korigovat v závislosti na objemovém průtoku krve průsvit tepny, čímž se rovněž mění vnitřní tlak v tepně. Mohutné a velké tepny, které

se nacházejí v bezprostřední blízkosti srdce, mají tuto svalovinu co nejpružnější a nejpevnější, aby daný tlak svou strukturou udržely [13].

3. *Vnější vrstva* opět obsahuje velké množství kolagenních a elastických vláken. Jelikož se jedná o nejzevnější část struktury, slouží zároveň jako ochranný obal zesilující povrch [14].

### 1.4.2 Charakter tepny z fyziologického pohledu

Tepny lze klasifikovat na dva základní typy, podle toho, zda ve střední vrstvě převažuje svalovina nebo elastické vazivo.

*Tepny elastického charakteru* se nacházejí v blízkosti srdce, protože převažující složkou v mezivrstvě jsou právě elastická vlákna, díky nimž při systole srdce dokáže tepna pojmout větší objem krve. Největší tepnou tohoto typu v lidském těle je *aorta*, neboli *srdečnice*. Další elastické tepny se pak dále od aorty rozvětvují. Mají průměr mezi 1 až 2,5 cm. Díky velké elasticitě tlumí vlny, které působí na stěny tepny během rytmických kontrakcí srdce [6].

Oproti tomu je u *tepen muskulárního charakteru* dominantní složkou hladká svalovina ztrácející schopnost pružení a objemové roztažnosti, a proto jsou v tepenné soustavě umístěny dále od srdce, kde nepřichází do přímého styku s velkými tlaky. Jejich průřez se pohybuje v řádech milimetrů. Podle potřeby jednotlivých orgánů dokáží měnit rychlost proudění, a tím i objemový tok. Konkrétně se jedná o tepny ledvin, jater, žaludku aj. [14].

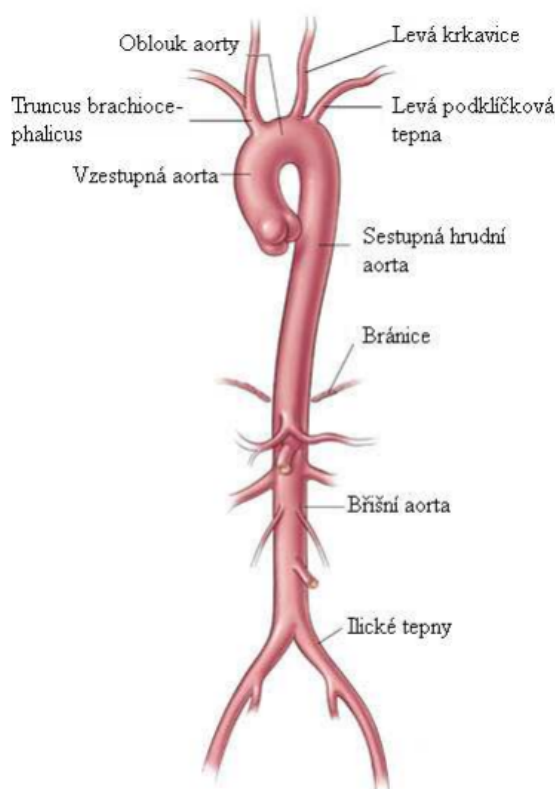
### 1.4.3 Aorta

Aorta, česky *srdečnice*, je největší tepnou lidského těla, která přímo vystupuje z levé komory. Zároveň se jedná o počátek velkého krevního oběhu (viz obrázek 1.6).

První její úsek se nazývá *vzestupná aorta*, pak se stáčí doleva dozadu do *aortálního oblouku* dlouhého zhruba 6 cm. Z něj se do hlavy a krku dostávají tři silné tepny, jmenovitě *hlavopázní tepna*, *levá společná krkavice* a *levá podklíčková tepna*. Za tímto trojím větvením se dále stáčí do části zvané *sestupná aorta*, která přiléhá k páteři. Prochází bránicí a pokračuje jako *břišní aorta*. V oblasti beder se rozvětvuje na pravou a levou kyčelní tepnu, přičemž obě zásobují krví pánevní oblasti a dolní končetiny [2], [6].

### 1.4.4 Tepny horních končetin

Jak se uvádí v [2], krev se do horních končetin dostává *pažními tepnami*, které plynule navazují na podpažní tepny. Pažní tepny představují pro horní končetiny primární zdroj krve. Probíhají na vnitřní ploše paže, předloktí a ruky. V místě loketní jamky se rozvětví na *loketní* (ulnární) a *vřetenní* (radiální) tepnu, přičemž loketní tepna probíhá mezi svalstvem na malíkové straně předloktí, kde se dostává do ruky,



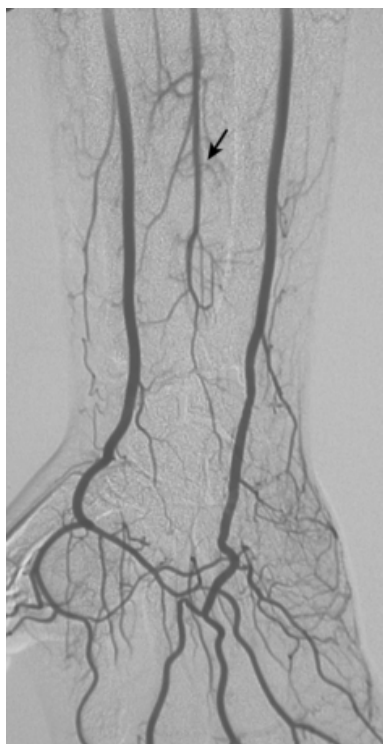
Obrázek 1.6: Aorta a její větvení [15].

zatímco vřetenní tepna je umístěna zhruba podél stejnojmenné kosti na palcové straně. Protože se nachází povrchně v podkoží, lze na nich velmi dobře hmatem zachytit pulz. Pod kůží v naší dlani nalezneme hluboko ukrytý *dlaňový oblouk*, z něž se větví další tepny k bříškům prstů. Na koncích prstů vedou slepé uličky v podobě malých cévních pletení. Jinými slovy, krev proudí do každého prstu horní končetiny skrz tepny v pořadí, v jakém zde byly uvedeny (pažní tepnou, loketní a vřetenní), až se z dlaňového oblouku dostane do posledních článků všech prstů [6]. Loketní a vřetenní tepna jsou společně s dlaňovým obloukem zachyceny na obrázku 1.7.

#### 1.4.5 Tepny dolních končetin

Břišní část aorty se v oblasti beder rozvětňuje na *vnitřní a vnější kyčelní tepnu*, přičemž vnější kyčelní tepna slouží jako přívod krve pro dolní končetiny. Tato tepna přechází na přední stranu stehna. Zatímco vnitřní kyčelní tepna zásobuje pánevní orgány, vnější kyčelní tepna postupně přechází do *stehenní tepny*, jejíž tep by měl být nahmatatelný v celé oblasti stehna. Nachází se poměrně blízko povrchu kůže, proto se při krvácení stehna tepna standartně stiskne. Při dalším průběhu dolní končetinou nalezneme v místě podkolenní jamky další rozvětvení, a sice na *přední holenní tepnu*, jejímž úkolem je zásobovat svaly bérce, hřbet nohy a prsty nohy; a *zadní holenní tepnu*, která je určena pro svaly lýtka, plosku nohy a rovněž prsty. Podobně jako





(a) Vřetenní a loketní tepna



(b) Dlaňový oblouk

Obrázek 1.7: RTG pohled na tepny horní končetiny [16].

v rukou nalezneme i v chodidlech tepny spojující se do oblouku, ze kterého vycházejí tepny drobnějšího charakteru pro prokrvování prstů [4], [6].

## 1.5 Žíly

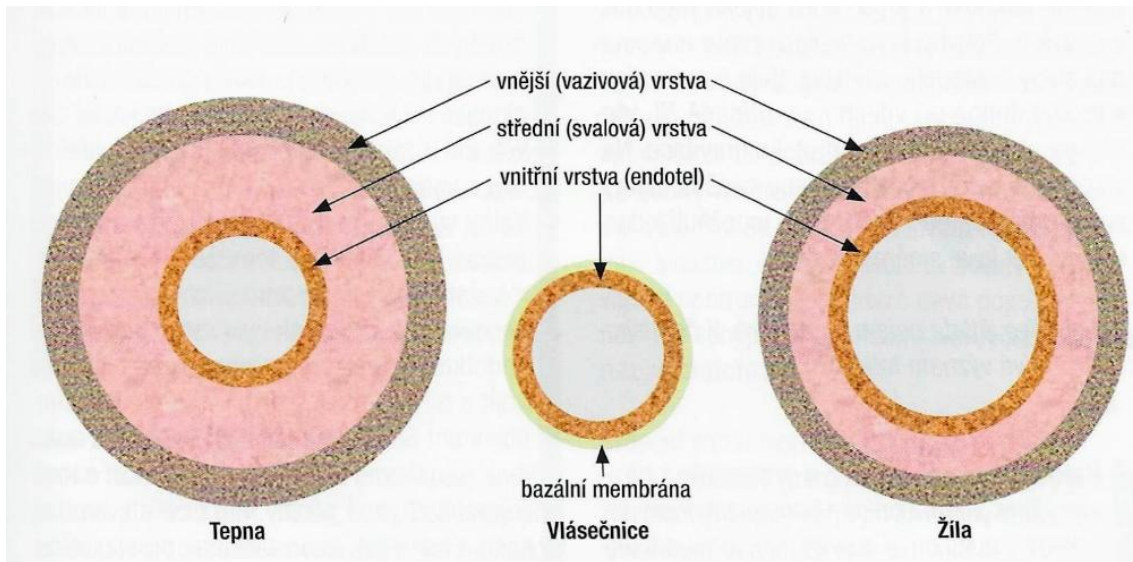
Na rozdíl od tepen žíly sbírají odkysličenou krev, včetně odpadních látek tělního metabolismu, z těla a transportují ji zpět do pravé srdeční síně. V případě malého krevního oběhu plicní žíly odvádějí okysličenou krev z plic do levé srdeční síně. Některé žíly, zvláště na horních a dolních končetinách, můžeme nalézt probíhat těsně pod kůží; těm říkáme *žíly povrchové*. V dolních končetinách existují ale i *hluboké žíly*, které pouhým okem nespatříme, protože jsou uloženy mnohem hlouběji ve svalovině [2], [17]. Přechodem mezi tepnami a žíly jsou krevní kapiláry, drobné cévy o délce přibližně jednoho milimetru.

### 1.5.1 Stavba stěny žíly

Stavba stěny žíly se v mnoha ohledech podobá stěně tepenné (viz 1.4.1):

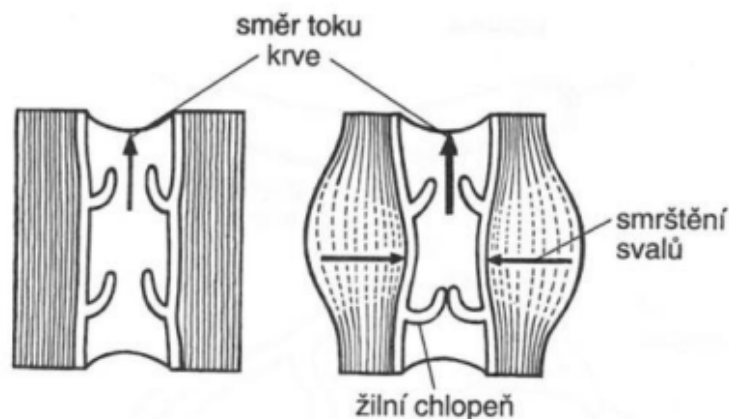
1. Povrch *vnitřní vrstvy* žilní stěny vystylá vrstva endotelových buněk. U většiny žil z nich v lumen vyrůstají chlopně plnicí funkci jednocestného ventilu, obdobně jako chlopně srdeční.

2. *Střední vrstva* obsahuje kolagenní vazivo a rovněž hladkou svalovinu, nicméně svaloviny je zde výrazně méně než u tepenné stěny.
3. *Vnější vrstva* opět slouží jako ochranný obal zároveň vyživující danou žílu.



Obrázek 1.8: Zjednodušené srovnání stavby tepny, vlásečnice (kapiláry) a žíly [1].

Dominantním rozdílem je ovšem menší vnitřní poloměr žíly a tloušťka a poddajnost její stěny (porovnání na obrázku 1.8). Dle [9] se se snižující čtvrtou mocninou poloměru žíly zvětšuje periferní odpor proudění krve (čtvrtá mocnina vychází z Hagen-Poiseuilleova zákona, o němž je v kapitole 2 blíže pojednáno). Proto bývají někdy považovány za *odporové cévy*. Protože se krev žilami vrací zpět do srdce, musí překonávat nejen vlastní žilní odpor, ale také odpor vyvolávající tíhová síla. energii nutnou pro proudění krve dodávají stahy svalstva (viz obrázek 1.9).



Obrázek 1.9: Svalové stahy podporující zpětný návrat krve do srdce [18].

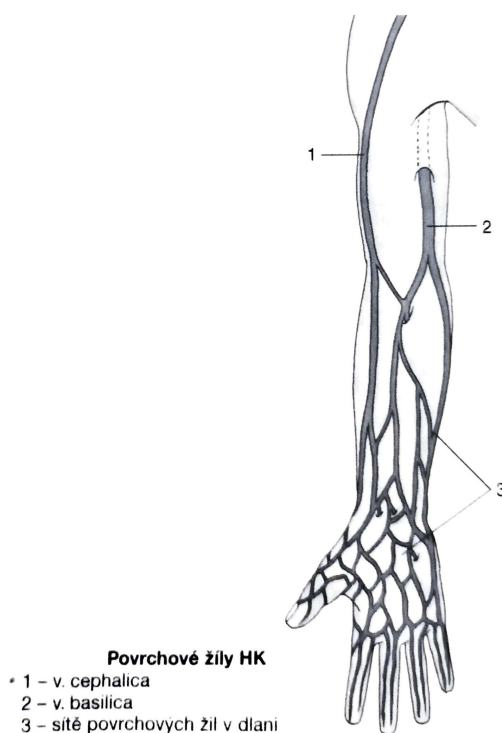
## 1.5.2 Horní a dolní dutá žíla

*Horní dutá žíla* uložená v horní části hrudníku nedisponuje žádnou chlopní. Vzniká spojením *pravé a levé ramenní žíly* a *hrudní žíly* v horní části hrudníku. Odvádí především krev z horních částí těla, tj. z hlavy, krku a horních končetin do pravé síně. V průsvitu je dlouhá zhruba 2 až 3 cm [6].

*Dolní dutá žíla* odvádí krev z dolních končetin, pánve a z orgánů v břišní dutině. Vzniká přímým spojením *vnější a vnitřní kyčelní žíly*, odkud pak prochází pod játry bránicí do pravé srdeční předsíně. Co do velikosti jsou společně s horní dutou žílou největšími žilami lidského těla [17].

## 1.5.3 Žíly horních končetin

V úvodu sekce 1.5 byla zmíněna existence povrchových žil v horních končetinách, které začínají v koncových člancích prstů, odkud postupně přecházejí na hřbetní stranu ruky, kde se v blízkosti loketní jamky zároveň vytvářejí žilní síť. Právě toto místo se navíc díky malému obsahu podkožního tuku využívá k odběru krve či intravenóznímu aplikování potřebných léků. Z této žilní sítě se odpojují dvě česky nepojmenované žíly, *v. cephalica* a *v. basilica*, jedna probíhá vnější, druhá vnitřní stranou ruky. Hluboké žíly v horních končetinách opisují svým průběhem a umístěním stejnojmenné tepny [6]. Tyto žíly vyzobrazuje obrázek 1.10.

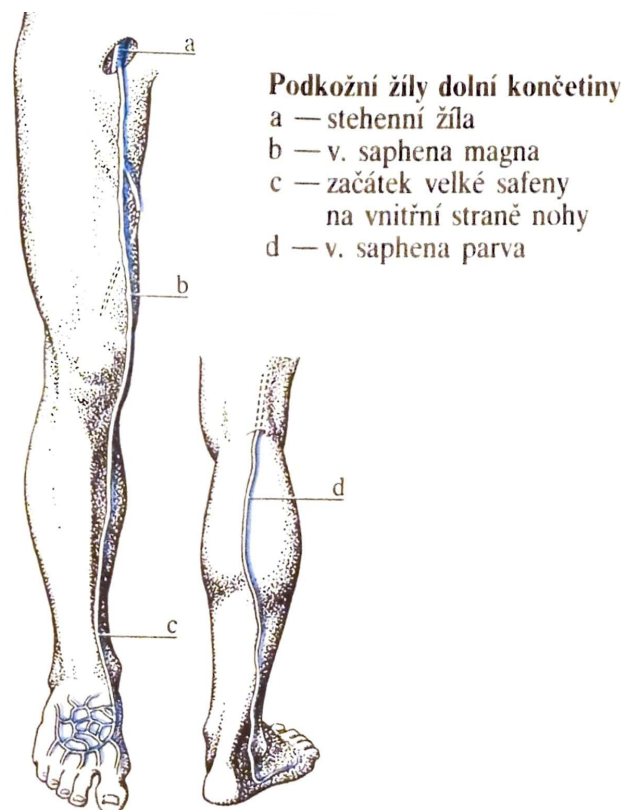


Obrázek 1.10: Povrchové žíly horní končetiny [6] (upraveno).

### 1.5.4 Žíly dolních končetin

Hustota výskytu chlopní v žilách dolních končetin je v porovnání s žilami horních končetin mnohem větší. Dáno je to především faktem, že krev žíly zde musí překonávat kromě vlastního cévního odporu i větší tíhovou sílu, a tudíž i větší hydrostatický tlak. K tomu pomáhají i svalové stahy, které krev nutí se neustále pohybovat.

Malými žilami je z prstů odváděna krev do povrchových žil, které začínají na boční straně prstů. Na hřbetu nohy se setkávají společně s žilami z chodidla, odkud se, velmi podobně jako na horních končetinách, část krve dostává tepnou vedoucí podél malíkové strany končetiny, část tepnou podél palcového okraje. Na palcovém okraji palce a stehna běží tepna *v. saphena magna* (český název opět neexistuje), která ústí do *stehenní žíly*. Podkožím za zevním kotníkem a následně lýtkem leží *v. saphena parva*. Obě tyto žíly se společně setkají a ústí do vnější kyčelní žíly. V dolních končetinách je ale možné se kromě povrchových a hlubokých žil setkat také s žilami komunikujícími, tzv. *perforátory*. Ty umožňují odvádět krev z podkožních žil do hlubokých cév bérce [4], [17] (obrázek 1.11).



Obrázek 1.11: Povrchové žíly dolní končetiny [4] (upraveno).

# Kapitola 2

## Biomechanika krevního oběhu

Po získání základní představy o stavbě a principu fungování krevního řečiště na něj následující kapitola přímo naváže pohledem biomechaniky. V tomto případě ale už nevystačí pouhý slovní popis, pro přesnější analýzu a následné vyvozování závěrů z měření bude zapotřebí jistý matematický aparát, který se opírá o určité biofyzikální veličiny a zákony. Právě ty budou v této kapitole zavedeny a ozřejmeny.

### 2.1 Pascalův zákon

Jedním ze základních poznatků hydrostatiky je *Pascalův zákon*, který říká, že tekutina má v uzavřeném systému, na který působí vnější síly, ve všech místech stejný tlak.

### 2.2 Hydrostatický tlak

Hydrostatický tlak je takový tlak, který vzniká v přímém důsledku působení tíhového pole Země na tekutinu. Číselně ho spočítáme pomocí jednoduchého vztahu

$$p_h = h\rho g, \quad (2.1)$$

kde  $h$  představuje hloubku nad volným povrchem,  $\rho$  hustotu tekutiny a  $g$  velikost tíhového zrychlení. Základní jednotkou tlaku je pascal, nicméně v lékařství dodnes převládá původní jednotka *torr*. Tlak 1 torr představuje takový hydrostatický tlak, který vyvolá jeden milimetr rtuťového sloupce. Proto se užívá jednotka mm Hg. Tlak sloupce 1 mm Hg by po dosazení konkrétních hodnot  $h$ ,  $\rho$  a  $g$  odpovídal přibližně 133,32 Pa.

## 2.3 Jednorozměrné a prostorové proudění ideální kapaliny

*Proudění* označuje děj, při kterém se kapalina přemísťuje v jednom převažujícím směru. Často se pro studium reálných, často velmi složitých problémů, zavádí abstraktní modely, díky kterým jsou lépe pochopeny jevy reálné. V případě proudění se jedná o tzv. *ideální kapalinu*, která se vyznačuje velmi malým, až téměř nulovým vnitřním třením vznikajícím vzájemným pohybem částic v jednotlivých vrstvách kapaliny. Mimo jiné je dokonale nestlačitelná.

### 2.3.1 Rovnice kontinuity

Uvažujme *stacionární proudění*, tedy proudění časově neměnné a stálé, v trubici, jejíž průřezy se v různých místech liší. Ze zákona zachování hmoty a zákona zachování energie pro ideální kapalinu platí, že v každém místě trubice musí protéct stejné množství tekutiny za stejný časový okamžik. Tento poznatek popisuje *rovnice kontinuity*; v jednorozměrném pohledu se matematicky uvádí ve tvaru

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = konst., \quad (2.2)$$

kde  $S$  je obsah příčného průřezu a  $v$  představuje rychlost proudění v daném místě, přičemž v případě, že  $S_1 = S_2$ , budou vektory okamžité rychlosti proudění v těchto místech stejné. Vyplývá z ní skutečnost, že se zmenšujícím se průřezem se rychlost proudění v tomto místě musí zvětšit a obráceně.

Pokud by toto proudění bylo zasazeno do kartézského souřadného systému o třech souřadných osách  $o_x, o_y, o_z$ , dala by se rovnice kontinuity psát například v diferenciálním tvaru

$$\frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} + \frac{\partial v_z}{\partial z} = 0, \quad (2.3)$$

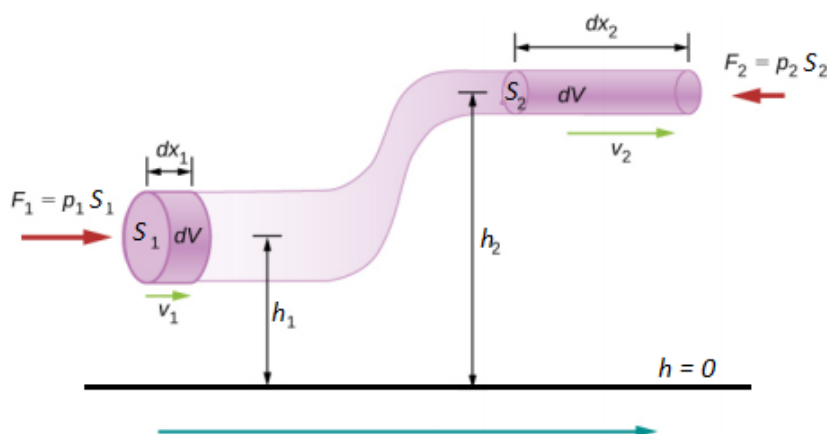
kde  $v_x, v_y, v_z$  představují složky vektoru okamžité rychlosti proudění. Pro nestacionární proudění by v parciálních derivacích vystupovala hustota kapaliny jako funkce polohy. Součet těchto parciálních derivací je roven nule právě díky konstantnímu průtoku v trubici [19].

### 2.3.2 Bernoulliho rovnice

Švýcarský fyzik Daniel Bernoulli v roce 1738 publikoval ve své knize *Hydrodynamica* stěžejní matematickou rovnici, tzv. *Bernoulliho rovnici*, která popisuje vztah mezi tlakem a velikostí okamžité rychlosti proudění v různých místech, kde dochází k proudění kapaliny (obrázek 2.1). Z fyzikální podstaty se jedná o jiný tvar zákona zachování mechanické energie. V rovnici pro jednotkový objem kapaliny

$$\frac{1}{2}\rho v_1^2 + h_1 \rho g + p_1 = \frac{1}{2}\rho v_2^2 + h_2 \rho g + p_2 = konst. \quad (2.4)$$

značí symboly  $\rho$  hustotu tekutiny,  $v$  rychlost jejího proudění,  $h$  střední výšku od zvolené nulové potenciální hladiny, v níž se tekutina nachází,  $g$  velikost tíhového zrychlení a  $p$  hodnotu lokálního tlaku kapaliny. Z rovnice vyplývá důležitý poznatek, a sice že s rostoucím tlakem působícím na dané místo tekutiny v trubici klesá rychlost jejího proudění. Součet zůstává konstantní, pokud kapalina neztrácí svou energii vlivem překonávání odporových a třecích sil, Bernoulliho rovnice tedy platí nejlépe v izolované soustavě [20].



Obrázek 2.1: Bernoulliho rovnice proudění kapaliny v trubici o nestatejnému průřezu [20] (upraveno).

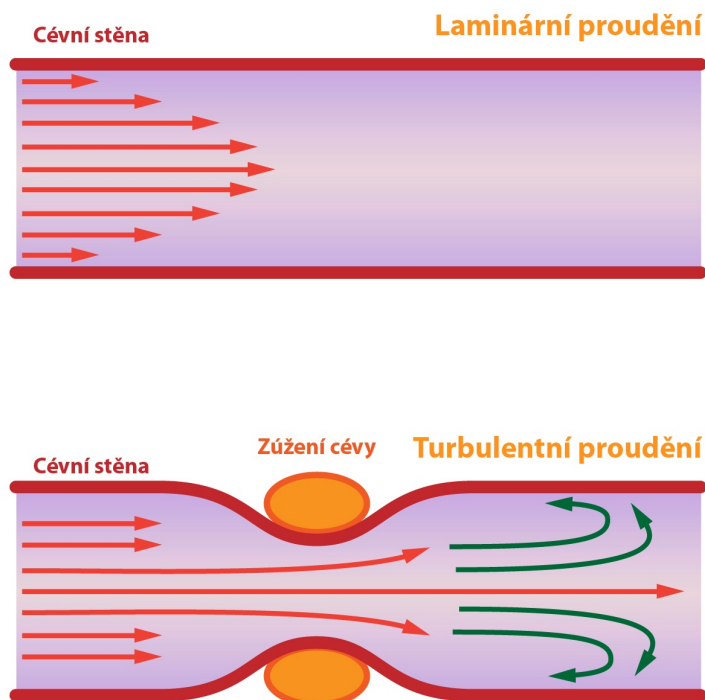
### 2.3.3 Laminární a turbulentní proudění

Za *laminární proudění* považujeme takové proudění, jehož rychlosti jsou relativně malé. Jednotlivé vrstvy kapaliny se vzájemně nepromíchávají, což bychom mohli graficky zachytit pomocí téměř rovnoběžných *proudnic*, což jsou čáry spojující místa, v nichž se během proudění nacházely jednotlivé částice kapaliny. Oproti tomu *proudění turbulentní* vzniká při vyšších rychlostech. Jednotlivé proudnice se vzájemně promíchávají a pohyb kapaliny je velmi nepravidelný. Důsledkem takového proudění je existence *vířů*.

Ve většině cév je za normálních podmínek proudění krve laminárního typu, pro krev se tento pohyb energeticky vyplatí nejvíc, protože nedochází k zásadním ztrátám kinetické energie. Při překročení kritické rychlosti přechází laminární povaha proudění na turbulentní, k němuž může dojít například při kroucení cévy nebo výskytu různých usazenin (obrázek 2.2). Odpor proudění vznikem vířů roste a céva musí vykonávat větší práci k jeho překonávání. Hranici mezi laminárním a turbulentním prouděním číselně vyjadřuje tzv. *Reynoldsovo číslo* a jeho hodnota se určí na základě vztahu

$$Re = \frac{\rho dv}{\eta}, \quad (2.5)$$

kde  $\rho$  značí hustotu proudící kapaliny,  $d$  průměr cévy,  $v$  rychlost proudu a  $\eta$  viskozitu kapaliny (viz sekce 2.4.3). Reynoldsovo číslo se liší v závislosti na výše zmíněných parametrech [10], [21].



Obrázek 2.2: Laminární a turbulentní proudění v cévě [22].

## 2.4 Reologie krevního oběhu

Prouděním krve v cévách se zabývá obor *reologie*. Ten se snaží měřit a matematicky zachytit nejen tokové vlastnosti krve, ale i deformace a napětí v cévách.

Pulzní vlna, jejíž průběh skrze tepny bude v této práci vyšetřován, se šíří krví. Krev ale kvůli svému složení nelze považovat za ideální kapalinu, tudíž jsou rovnice 2.2 a 2.4 pouze aproximační a ne zdaleka tak přesné, jak by bylo žádoucí. V následujících sekcích bude nehomogenita krve stručně objasněna.

### 2.4.1 Složení krve

Krev je červená, neprůhledná a vazká tekutina, která se skládá z krevní plazmy a buněk zvaných *krvinky*. Její celkové množství v těle musí být stálé, u mužů se pohybuje v rozmezí 5 až 6 litrů, u žen v menším množství, okolo 4,5 litrů [4].



## 2.4.2 Složky krve

*Krevní plazma* je nažloutlá vazká kapalina tvořená z převažující části vodou (až 90 %), a dále cukry, tuky, bílkovinami a minerály. Pakliže je plazma v klidu, ztrácí svou tekutost.

Mezi krevní buňky patří červené krvinky (erytrocyty), bílé krvinky (leukocyty) a krevní destičky (trombocyty), které jsou rozptýleny v krevní plazmě. Jedná se o velmi malá tělíčka, jejich rozměry se pohybují řádově v mikrometrech. *Červené krvinky*, které vznikají v kostní dřeni, obsahují hemoglobin, tedy červené krevní barvivo. Svým piškotovitým tvarem jsou při průchodu cévními kapilárami schopny velké deformace. Jejich hlavním úkolem je přenos kyslíku z plic do tkání a oxidu uhličitého v opačném směru. Podíl červených krvinek vůči celkovému objemu krve se nazývá *hematokrit*. Dle [10] jsou normální hodnoty hematokritu u mužů udávány v rozmezí 43,2 – 49,2, u žen pak 35,8 – 45,4. *Bílé krvinky* se účastní především obranných procesů při napadení cizorodou látkou. Krevní srážlivost pak určují *krevní destičky* [4].

## 2.4.3 Viskozita krve

V této kapitole již bylo zmíněno, že krev není ideální kapalinou, svou strukturou a složením připomíná kapalinu reálnou. Nelze tedy nyní ignorovat existenci přitažlivých a odpuzivých sil mezi částicemi a zároveň tření částic krve o stěny cév. To má za následek rozdílné rychlosti jednotlivých vrstev krve. Pozorovat tuto skutečnost můžeme na způsobu, jakým je krev ochotná „téct“.

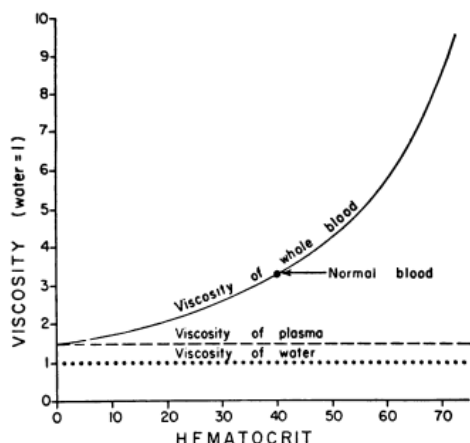
Kvantitavně lze tento fenomén popsat veličinou zvanou *dynamická viskozita*  $\eta$ , která závisí na teplotě kapaliny a nepatrně na tlaku. Pro určitý typ tekutin lze použít *Newtonův zákon tření*, který číselně udává velikost síly, která udržuje konstantní rozdíl rychlostí  $\Delta v$  mezi jednotlivými vrstvami. Takovým tekutinám říkáme *newtonovské kapaliny* [10], [23].

Krev se nicméně klasifikuje mezi *neneutronovské* kapaliny, které se oproti běžným kapalinám chovají „nenormálně“. Typickým příkladem může být zubní pasta, škrob či bahno. Všechny tyto látky mají společný obsah drobných pevných tělísek (v případě krve se jedná o složení plazmy), které se při působení vnějších sil chovají po deformační stránce jinak než standartní kapaliny.

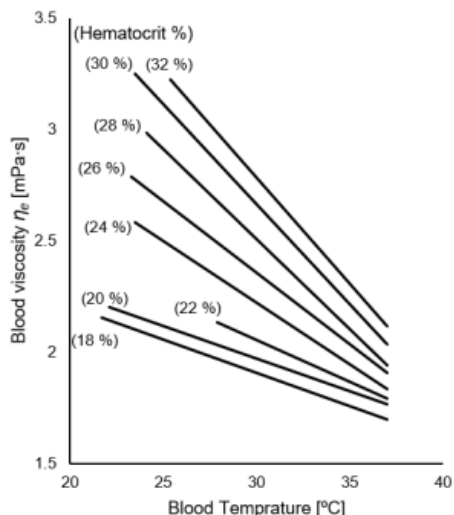
Z toho plyne poznatek, že viskozita bude záviset i na dalších parametrech. Jedním z nich je právě hematokrit. Podle [24] se zvyšujícím se hematokritem zvyšuje také hodnota viskozity krve (většímu hematokritu odpovídá poměrově větší počet krevních buněk). Tuto závislost zachycuje graf na obrázku 2.3 vlevo.

Dalším určujícím faktorem je vnitřní teplota těla. Podle [25] se krevní viskozita v rozmezí 25 až 37 °C nemění tak výrazně jako při teplotách pod 22 °C. Za zmínku stojí lineární závislost viskozity na teplotě krve (viz obrázek 2.3 vpravo).

Viskozita krve podléhá i dalším okolnostem, jako jsou relativní rychlost proudění, přičemž pro klesající rychlost pohybu krve se hodnota  $\eta$  zvyšuje, nebo také průsvit



(a) Závislost viskozity na hematokritu [24].



(b) Závislost viskozity na teplotě krve [25].

Obrázek 2.3: Grafické znázornění závislosti viskozity na různých faktorech.

cév a fyzikální vlastnosti jejich vnitřního povrchu [10].

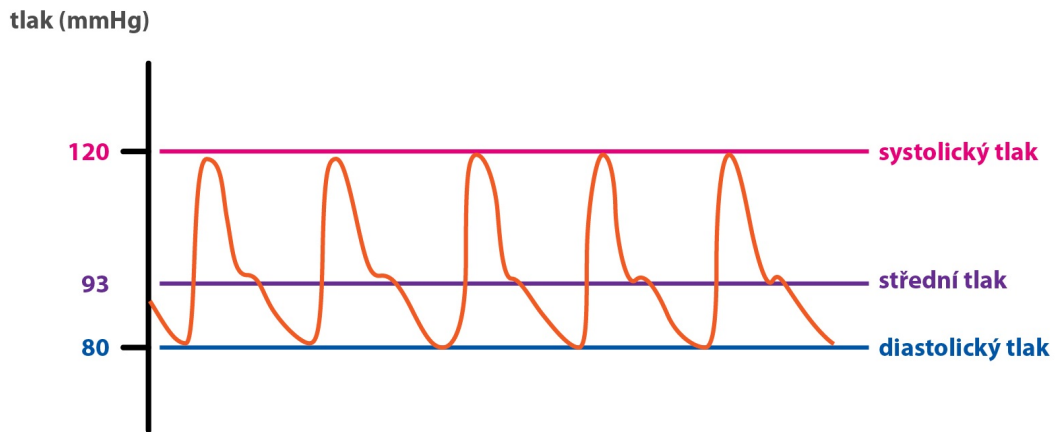
## 2.4.4 Krevní tlak

Krevním tlakem podle [4] rozumíme tlak arteriální, ačkoliv i v ostatních krevních cévách, jako žilách a kapilárách, krev proudí pod určitým tlakem, nicméně ten je oproti tomu arteriálnímu normálně nižší. Jedná se obecně o tlak, který vzniká důsledkem působení krve na stěnu cévy. V lékařství se člověk běžně setkává s dvěma důležitými hodnotami tlaku, a sice s tlakem *systolickým* a tlakem *diastolickým*. Tlak systolický je měřen při systole komor, odpovídá zároveň největšímu tlaku, kterého se během srdeční revoluce zpravidla dosáhne. Závisí především na síle myokardu. Dosahuje přibližně hodnot 120 mm Hg, což po převodu z torrů odpovídá 16 kPa. Oproti tomu *diastolický tlak* představuje standartně nejnižší hodnotu tepenného tlaku, která se zaznamenává mezi jednotlivými srdečními údery. Jeho normální hodnota se v současnosti považuje 70 mm Hg, tedy 9,3 kPa. Oba tyto tlaky se běžně měří ve velkých tepnách lékařskými tlakoměry [10]. V momentě, kdy se hodnoty systolického a diastolického tlaku dostanou pod normální hodnoty, mluvíme o *hypotenzi*, v opačném případě o *hypertenzi*. Jednotlivé intervaly se v různých publikacích mírně liší.

*Střední hodnota tlaku* neboli střední tlak udává průměrný tlak naměřený v daném místě tepny. Jelikož je ale systola kratší než diastola, je zapotřebí použít nikoliv aritmetického průměru, ale váženého. Jedním ze způsobů, jak ho vypočítat, je pomocí vztahu

$$SAT = \frac{1}{3}ST + \frac{2}{3}DT. \quad (2.6)$$

Symbol  $SAT$  představuje hodnotu středního arteriálního tlaku,  $ST$  systolického tlaku a  $DT$  diastolického tlaku. Nedochozí-li k výskytu patologických jevů, bývá jeho velikost rovna přibližně 93 mm Hg. Časový průběh tlaků podkládá obrázek 2.4



Obrázek 2.4: Tlaková křivka v klidovém režimu [22].

### 2.4.5 Hakenův-Poiseuilleův zákon

Při pozorování proudící krve lze aplikovat *Haken-Poiseuilleův zákon*, který využívá laminární povahy krevního proudění. Jedná se o rovnici, pomocí které lze spočítat průtok obecně jakékoliv kapaliny rigidním, tedy nepružným potrubím, a to na základě znalosti jeho rozměru. Charakterizuje množství proteklého objemu krve  $Q$ , který je přímo úměrný čtvrté mocnině poloměru cévy  $r$  a rozdílu tlaků ve dvou místech cévy  $\Delta p$ , a nepřímo úměrný viskozitě kapaliny  $\eta$  a délce cévy  $l$ .

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 \eta l}. \quad (2.7)$$

Za pozornost stojí čtvrtá mocnina u poloměru trubice. Pokud by se poloměr trubice zvětšil například o 20 %, zvětšil by se proteklý objem o více než dvojnásobek původní hodnoty. Právě poloměr cévy je fyziologicky nejvíce regulovatelný parametr, viskozitu krve ani délku cévy nelze jednoduše ovlivnit. Tlakový spád by neměl být příliš znatelný, v okamžiku překročení mezní hodnoty Reynoldova čísla by proudění přešlo z laminárního na turbulentní a zákon by již nebyl nadále platný [10].

## 2.5 Biomechanické vlastnosti tepenné stěny

Povahu proudění nedeterminuje pouze krev, ale také samotné mechanické vlastnosti jednotlivých cév. Jejich chování popisují některé biofyzikální veličiny, jimž bude tato sekce věnována.

### 2.5.1 Youngův modul pružnosti

Youngův modul pružnosti v tahu  $E$  je pro určité teploty a materiály konstantou, jejíž jednotkou je Pa. Vystupuje v tzv. *Hookově zákoně* pro pružnou deformaci. Z něj vyplývá, že s rostoucím modulem pružnosti je potřeba vyššího napětí pro dosažení stejné deformace. Ve své podstatě dává informaci o schopnosti udržet si svůj původní tvar a neměnit ho vlivem deformačních vlivů. Tuto veličinu zavedl fyzik Thomas Young [26], který mimo jiné zkoumal rychlost šíření pulzní vlny (PWV). Na PWV má sice modul pružnosti velký vliv, nicméně je velmi komplikované ho u člověka přímo určit.

### 2.5.2 Elastance cévy

Elastance neboli pružnost cévy  $E$  vyjadřuje míru, s jakou se mění objem cévy vlivem působení tlaku. Příмым výpočtem se elastance spočítá jako

$$E = \frac{\Delta p}{\Delta V}, \quad (2.8)$$

kde  $\Delta p$  představuje změnu tlaku a  $\Delta V$  změnu objemu příslušné cévy [10].

### 2.5.3 Compliance cévy

Převrácenou hodnotu elastance nazýváme *compliance*, česky poddajnost cévy. Její velikost lze spočítat vztahem

$$C = \frac{1}{E} = \frac{\Delta V}{\Delta p}, \quad (2.9)$$

kde  $C$  představuje complianci,  $E$  elastanci,  $V$  objem cévy a  $p$  tlak působící na stěnu této cévy. Tepny mají dle [10] mnohonásobně větší poddajnost, jelikož jsou vystavěny většímu tlaku krve proudící ze srdce.

## 2.6 ABI index

Všechny doposud uvedené veličiny přímo popisovaly aktuální stav krevního oběhu člověka. Pro hlubší reflektování byly zavedeny v oblasti medicíny další parametry. Jedním z nich, který bude zároveň měřen a reflektován v praktické části, je tzv. *ABI index*, úplným jménem ankle-brachial index, v českém překladu *index kotník-paže*. Jedná se o poměr arteriálního tlaku v oblasti kotníku a arteriálního tlaku naměřeného na horní paži. Tyto tlaky se měří pomocí lékařských manžet na všech čtyřech končetinách současně. Matematicky se tento poměr vyjádří

$$ABI = \frac{p_{\text{kotník}}}{p_{\text{paže}}}, \quad (2.10)$$

příčemž čítec zlomku vyjadřuje arteriální systolický tlak v kotníkové oblasti a jmenovatel vyšší systolický tlak z obou horních paží. Jelikož se ve zlomku vyskytují veličiny se stejnou jednotkou, je ABI veličinou bezrozměrnou.

Dle [27] a dalších na sobě nezávislých publikací se za normu ABI považují většinou hodnoty v rozmezí 0,9 - 1,3. Hodnoty naměřené pod tímto intervalem mohou indikovat nedostatečné prokrvování, naopak hodnoty přesahující interval mohou odrážet vysokou arteriální tuhost.

# Kapitola 3

## Pulzní vlna

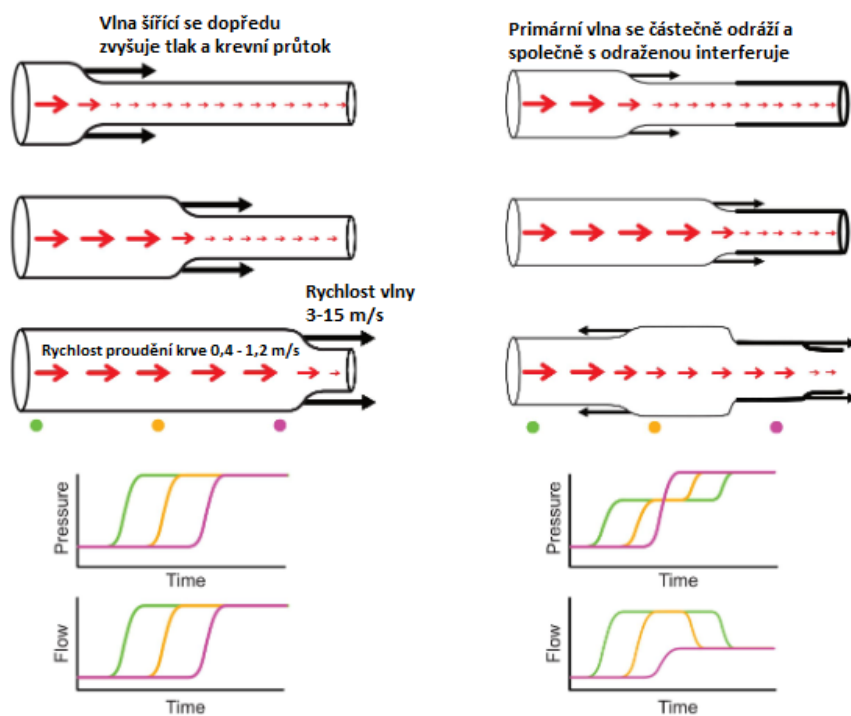
### 3.1 Pojem pulzní vlna

Mechanické vlnění obecně označuje šíření vzruchů (disturbance) vyvolané ať už periodickým, či neperiodickým kmitáním tělesa, látkovým prostředím. Během něj se šíří ze zdroje mechanická energie prostřednictvím rozkmitání jednotlivých částic, do kterých vlnění dorazí.

V případě pulzního vlnění se jedná o druh vlnění prostupující tepennou soustavou důsledkem srdeční systoly. Jednotlivé rázové vlny mají za důsledek lokální změny tlaku a objemu příslušné cévy. Jak se také uvádí v [28], pulzní vlna je především longitudálním druhem vlnění, což znamená, že se jednotlivé částice krve pohybují ve shodném směru jako samotná vlna. Při systolické fázi vzniká v levé komoře *primární* neboli prvotní pulzní vlna jako přímý důsledek vypuzení krve z levé komory do aorty. Její vlastnosti zpravidla determinuje jednak funkce levé komory, jednak elasticita, compliance apod. Aortou se pulzní vlna šíří dále do přiléhajících tepen a v místě bifurkací dojde k částečným odrazům. To má za následek vznik zpětné *sekundární* pulzní vlny vracející se v protisměru proudění krve do vzestupné aorty. Vlivem deformace pružných tepen se sekundární vlna stihne vrátit ještě v době srdeční diastoly, což vede ke zvětšení odporu srdeční kontrakce, který klade krev v aortě [29], [30].

Při šíření primární pulzní vlny krevním řečištěm dojde k vzájemnému střetnutí s vlnami sekundárními, čímž dojde k jevu známému i například v optice, a sice k tzv. *interferenci*, tedy ke skládání. Právě výsledná složená pulzní vlna je snímána a následně analyzována.

Levá část obrázku 3.1 zachycuje šíření primární pulzní vlny v tepně. Červené šipky znázorňují průměrnou lokální okamžitou rychlost proudění krve. Povšimněme si, že v místě, kde se pulzní vlna nachází, dochází k lokálnímu nárustu tlaku a objemovému průtoku krve, což rovněž znázorňují příslušné grafy. Vpravo můžeme pozorovat zpětný návrat odražené pulzní vlny, která během interference s původní vlnou navýší lokální tlak, ale kvůli opačnému směru okamžité rychlosti dojde ke snížení objemového průtoku a rychlosti proudění krve.



Obrázek 3.1: Průchod primární a sekundární pulzní vlny v cévě [31] (upraveno).

## 3.2 Klinický význam pulzní vlny

V kardiologii se využívá mnoho způsobů, ať už invazivních či neinvazivních, kterými lze monitorovat pacientův stav KVS. *Invazivní metody* jsou takové metody, které fyzicky pronikají přímo do těla pacienta. Příkladem invazivní metody může být například *koronarografie*, jejíž princip funguje na základě sledování pohybu fyziologického roztoku aplikovaného do krevního oběhu. Mezi *neinvazivní metody*, tedy metody nepronikající přímo do těla, se zařazuje klasické měření krevního tlaku tonometry či EKG vyšetření.

V současné době je na vzestupu mezi neinvazivními metodami otázka zkoumání pulzní vlny, především její lokální rychlost šíření v krevním oběhu. Charakter vlny ovlivňují jisté hemodynamické parametry, mezi které se mimo jiné řadí *odpor průtoku krve*, již zmíněná *viskozita krve* nebo velmi zásadní *tuhost arteriální stěny*. V závislosti na PWV lze u člověka stanovit kvalitu cévní stěny, zkoumat její možné defekty a popřípadě diagnostikovat specifický druh kardiovaskulárního onemocnění. Jedním z rozšířených druhů onemocnění souvisejících s tuhostí cévní stěny je *ateroskleróza*, při které dochází k vytváření plátu na vnitřní stěně cévy, ve kterém se ukládá vápník, tuky a vazivo, čímž stěna cévy tuhne a je tedy méně poddajná, elastická. Tuhost cévy podle [32] roste s rostoucím věkem, rovněž ale roste se zvýšenou konzumací soli či tonem (tedy odolností) hladké svaloviny cévy měnit svůj tvar.

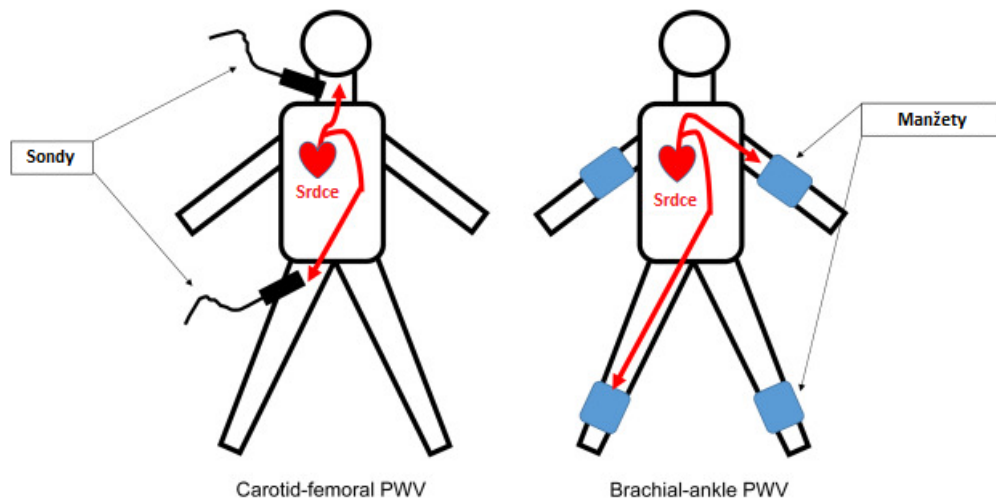
### 3.3 Rychlost šíření pulzní vlny

Velikost rychlosti, jakou se šíří pulzní vlna v krvi, lze teoreticky získat pomocí jednoduchého kinematického vztahu

$$PWV = \frac{\Delta s}{\Delta t}. \quad (3.1)$$

V první řadě je třeba správně interpretovat veličinu  $\Delta s$ . Jedná se o dráhu mezi dvěma body, ve kterých provádíme měření. Jednou z možných variant naměření je napřímo, tedy změřit pomocí vhodného délkového měřidla vzdálenost mezi dvěma body a tím zanedbat vlastní délku jednotlivých tepen. Druhou cestou je metoda *subtrakční*, kdy se sečtou jednotlivé délky příslušných tepen. Na základě toho, jaký segment tepenné soustavy bude zkoumán, lze rozlišovat tři základní druhy PWV (rovněž znázorněno na obrázku 3.2):

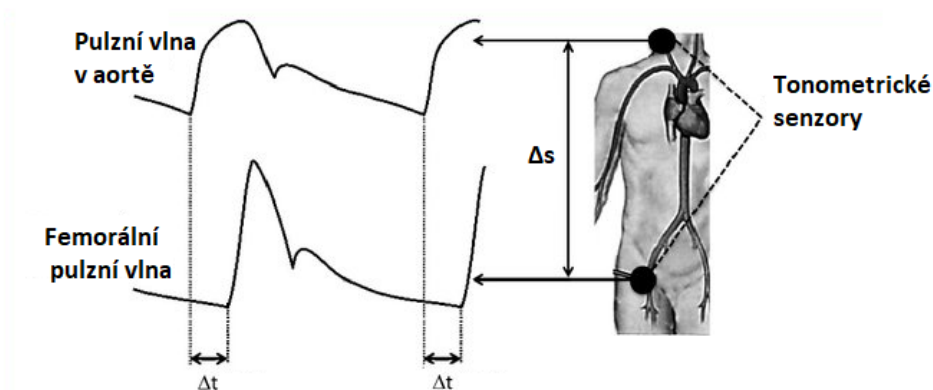
1. *Carotid-femoral Pulse Wave Velocity* (cfPWV) značí druh PWV, který se vyšetřuje v oblasti mezi krkovicí a hlavní tepnou dolní končetiny. Přesněji se měří vzdálenost oblasti dűlku nad klíční kostí od oblasti třísel. Z hlediska provedení se jedná o nejjednodušší měřitelnou verzi PWV [33].
2. Klíčovým typem rychlosti pulzní vlny pro praktickou část je *brachial-ankle Pulse Wave Velocity* (baPWV), která oproti cfPWV zahrnuje i segment dolních končetin. Měření vyžaduje celkem čtyři manžetové tlakoměry.
3. Kromě dvou předešlých druhů rychlostí se ještě často setkáme s *heart-femoral Pulse Wave Velocity* (hfPWV), která měří rychlost šíření v srdci a hlavní tepně dolních končetin [34].



Obrázek 3.2: Schematický náčrt měření cfPWV a baPWV [35].



Čas  $\Delta t$  vystupující ve jmenovateli vztahu 3.1 vyjadřuje opoždění, se kterým dorazí pozorovaná pulzní vlna do vzdálenějšího místa od srdce (v angličtině se pro časovou prodlevu používá výraz *timedelay*). Jak se uvádí v [30], časová vzdálenost je určena pomocí časového rozdílu mezi patami tlakových křivek na jednotlivých místech měření. Ty mohou být zaznamenány simultánně, a nebo postupně, kdy se časová vzdálenost určí pomocí současně naměřeného EKG. Odečet *timedelay* ze zachycených tlakových křivek naznačuje obrázek 3.3.



Obrázek 3.3: Princip měření cfPWV [36] (upraveno).

Jednou z vhodných variant k matematickému zachycení netlumeného šíření vlny je použití *vlnové rovnice pro jednorozměrné kontinuum* ve tvaru

$$\frac{\partial^2 \Psi}{\partial x^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial t^2} = 0. \quad (3.2)$$

Vlnová funkce  $\Psi = \Psi(x, t)$  vyjadřuje dosud nspecifikovanou funkci popisující vlastnosti vlnění ve vzdálenosti  $x$  od zdroje vlnění v čase  $t$ , v němž vlnění do tohoto místa dospěje. Může se jednat o výchylku, tlak v tekutině, mechanické napětí a další. Symbol  $c$  označuje rychlost, se kterou se netlumené vlnění do prostředí šíří. Pro okamžitou výchylku  $u$  by se vlnová funkce  $\Psi$  nahradila funkcí  $u = u(x, t)$ , čímž tedy vlnová rovnice získá tvar

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0. \quad (3.3)$$

V případě PWV by symbol  $u$  znamenal amplitudu okamžité výchylky v bodě  $x$ , do kterého dospěje pulzní vlna rychlostí  $c$  v čase  $t$  [37].

### 3.3.1 Vlivy hemodynamických parametrů

V předchozí sekci nebyly brány v potaz hemodynamické parametry, které přímo dopadají na povahu pulzní vlny a její rychlost. Za předpokladu, že by krev proudila

rigidním potrubím, nedocházelo by k postupné změně rychlosti šíření pulzní vlny a matematické výpočty by bylo podstatně jednodušší. Vzhledem k nehomogenitě krevního řečiště, vnitřního tření krve a současně odporu tepen se ale PWV se změnou polohy a času mění. V návaznosti na kapitolu 3.2 se PWV projeví na mechanických vlastnostech tepny. S rostoucí elasticitou a poddajností tepenné stěny totiž PWV klesá, jelikož mají aorta a na ni napojené elastické tepny větší míru schopnosti absorbovat vlnový náraz, čímž vlna vykoná deformační silou působící na stěnu cévy větší mechanickou práci na úkor ztráty svojí kinetické energie [28].

Šířením vln v cirkulujícím krevním oběhu se v 19. století zabýval nizozemský matematik a fyzik Adrian Isebre Moens. V roce 1877 na toto téma napsal disertační práci, jejíž součástí byla rozsáhlá a tou dobou velmi přesná měření. Nezávisle na něm se teorií vln zabýval Diederik Johannes Korteweg, který se spíše specializoval na aplikovanou matematiku. Jejich výzkum výustil v dnes zásadní matematický vztah zahrnující několik biomechanických parametrů krevního oběhu [39]. V rovnici 3.3 převedeme člen s druhou parciální derivací výchylky podle času na druhou stranu

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}.$$

Následně celou rovnost vynásobíme členem  $c^2$

$$c^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} = \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}. \quad (3.4)$$

Rychlost, kterou se šíří pulzní vlna v konkrétní tepně, lze spočítat tzv. *Moens-Kortewegovou rovnicí*. Vychází přímo z rovnice 3.4, a sice

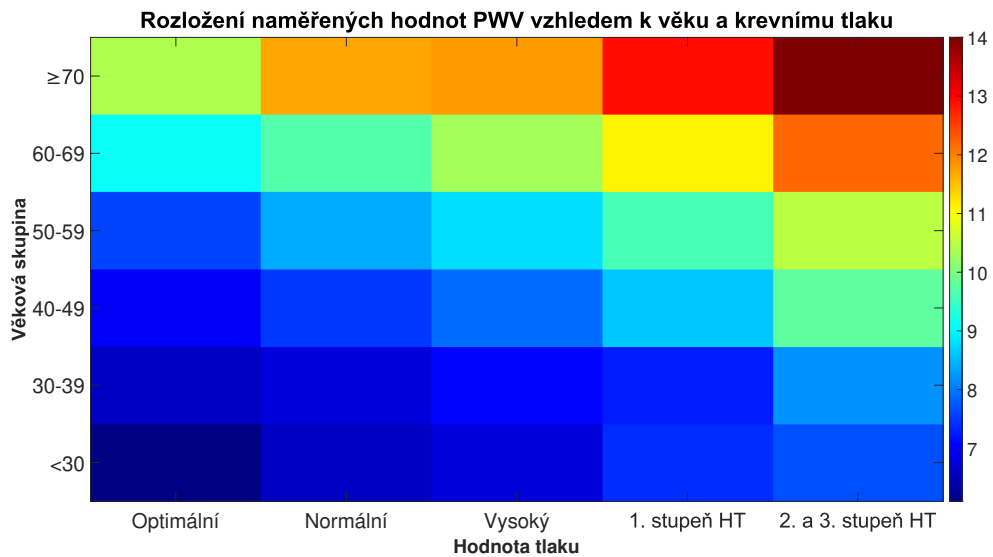
$$\frac{Ed}{2\rho R} \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} = \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}, \quad (3.5)$$

odkud se Moeng-Kortewegova rovnice standartně uvádí ve tvaru

$$\text{PWV} = c = \sqrt{\frac{Ed}{2\rho R}} = \sqrt{\frac{Ed}{D\rho}}. \quad (3.6)$$

Youngův modul pružnosti  $E$  vystupuje v čitateli, což koresponduje s faktem nastíněným v této podsekcí, a sice že s rostoucí pevností stěny roste PWV. Dále symbol  $d$  značí tloušťku arteriální stěny,  $\rho$  hustotu kapaliny (zde krve) a  $R$  vnitřní poloměr příslušné tepny, popřípadě  $D$  její vnitřní průměr [38].

Následující obrázek 3.4 znázorňuje vlastní grafické rozložení dat, která byla naměřena a publikována v rámci studie měření cfPWV v běžné populaci. Za cíl si kladla zjistit, které hodnoty cfPWV lze považovat za normální a které naopak za rizikové. Celkem se výzkumu účastnilo bezmála 17 000 jedinců napříč osmi evropskými státy, přičemž zhruba 11 100 respondentů nedisponovalo žádnými kardiiovaskulárními obtížemi. V potaz byl především brán věk a naměřený krevní tlak, počínaje ideálními hodnotami tlaku až do hodnot tlaku ve vysokém stádiu hypertenze. Z výsledků je patrné, že cfPWV se zvětšuje jednak s rostoucím věkem jedince, zároveň však s krevním tlakem.



Obrázek 3.4: PWV ve vztahu k věku a krevnímu tlaku. Data převzata z [41].

Konkrétně lze z výsledků této, ale i dalších prováděných studií (například [40]), vyvodit podstatný závěr, a sice u lidí s normální hodnotou tlaku bez ohledu na věk se cfPWV pohybuje přibližně v rozmezí 6 – 12 m/s [41]. Je namístě uvést, že se nejedná o přesný interval a neexistují oficiální jednotné hodnoty, horní i dolní hranice jsou individuální a mohou se modifikovat v souvislosti s použitou metodou měření či příslušným vzorkem populace.

# Kapitola 4

## Metody měření rychlosti pulsní vlny

Před samotnou praktickou částí této práce je třeba nastínit několik metod, kterými se v dnešní době dá klinicky měřit PWV. Na trhu v současnosti přibývá počet komerčních přístrojů, jejichž cílem je s co největší přesností u jednotlivých pacientů naměřit rychlost šíření pulsní vlny v požadovaných oblastech. Tato kapitola představí některé z nejvíce používaných zařízení a principy, kterými PWV měří.

### 4.1 Metoda zachycení tlakových vln

Tato metoda je jednou z nejpoužívanějších a zároveň nejjednodušších neinvazivních metod pro určení PWV. Její princip a případný dodatečný výpočet PWV byl rozebrán v sekci 3.3. Protože se vlna nešíří pouze jednou tepnou, ale postupně prochází více tepnami odlišných vlastností, může docházet k nepřesnostem v měření, především u baPWV [42].

### 4.2 PulsePen

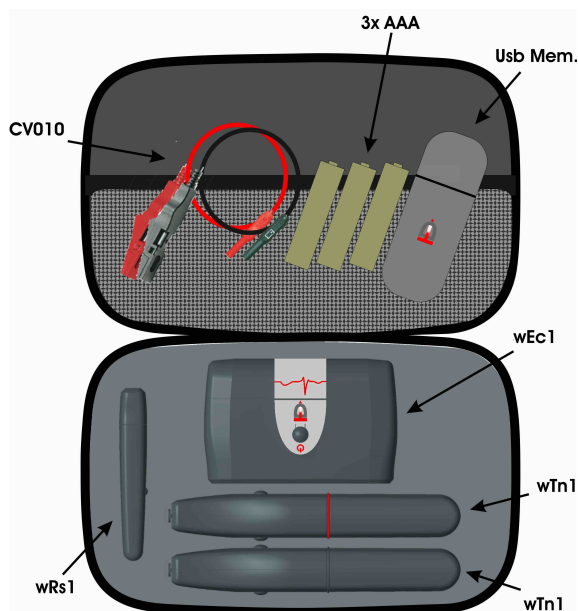
Společnost DiaTecne s.r.l. přišla na trh s vlastním zařízením zvaným *PulsePen*<sup>®</sup>. Na oficiálních stránkách této společnosti nabízí celkem dva měřicí sety uložené v malých přenosných pouzdrech, což usnadňuje přenos a případnou manipulaci při přípravě měření. Oba tyto sety se od sebe liší pouze počtem tonometrických sond, jinak mají společnou bázi vybavení sestávající se z:

- EKG jednotky se dvěma vývodami pro elektrody, která je napájena z baterie (na obrázku 4.1 pod označením wEc1),
- bezdrátového USB přijímače signálů, ať už z EKG či tonometrických senzorů (označení wRs1),
- tonometrické sondy, rovněž napájenou z baterie (označení wTn1),

- EKG napájecích kabelů (CV010),
- USB paměti,
- vlastního softwaru a návodu,
- záručního listu.



(a) Zařízení PulsePen

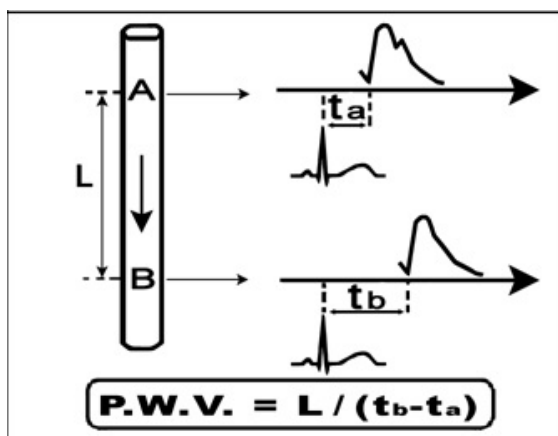


(b) Nákres setu obsahujícího dvě tonometrické sondy

Obrázek 4.1: Zařízení PulsePen. Uvedeno na oficiálních stránkách společnosti [43].

Princip, který PulsePen využívá, připomíná metodu porovnávání tlakových vln. U jedince se nahmatá tep v místě, v němž chceme začít měřit PWV. Díky tonometrické sondě připomínající větší pero vypadáva potřeba používat klasické tlakoměrové manžety. Pero se přiloží na nalezený bod, lehce se jím přitlačí pro získání co možná nejlepší kvality a intenzity signálu. Výrobci slibují výbornou kvalitu zachytávání signálů ve vysokém rozlišení, až 16 bitů, a zároveň velkou vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Obraz pulzních vln se exportuje do tabulek a dataschránky v příslušném softwaru. Totéž měření se opakuje pro druhé místo, v němž se PWV má zkoumat, přičemž dbáme na to, aby jedinec zůstal ve stabilní poloze.

Pulzní vlna se následně vypočítá za pomoci dat uložených v softwaru obdobně jako v sekci 3.3, přičemž timedelay  $\Delta t$  se určí jako rozdíl prodlevy mezi elektrokardiogramem a karotickým pulzem ( $t_a$ ) a časem zpoždění mezi elektrokardiogramem a femorálním pulzem ( $t_b$ ), viz obrázek 4.2. Software rovněž umožňuje provést tzv. *analýzu pulzní vlny* (PWA) spočívající v grafické separaci primární a sekundární pulzní vlny [43], [44].



Obrázek 4.2: Princip určování časové prodlevy timedelay [44].

### 4.3 Complior

Přístroj *Complior* (obrázek 4.3), obdobný zařízení PulsePen, sestává z jediného modulu, pomocí něhož lze změřit v jediném pokusu nejen PWV, ale zároveň centrální krevní tlak zachycený v oblasti krkavice.

Při měření se pacientovi změří krevní tlak v paži klasickým manžetovým tlakoměrem, hodnota se zapíše rovněž do vlastního softwaru. Dále se změří pomocí vhodného měřidla opět vzdálenost mezi dvěma pozorovanými body pro určení PWV. Posledním krokem je přisvorkování vhodných senzorů k daným bodům, načtež software vykresluje do jedné soustavy souřadnic obě dané tlakové křivky. Výpočet se realizuje stejným způsobem uvedeným v 3.3 [45].



Obrázek 4.3: Zařízení Complior. Uvedeno na oficiálních stránkách společnosti [45].

### 4.4 Boso ABI-systém 100

Zařízení *Boso ABI-systém 100* (ABI-Boso) německé firmy BOSO Bosch + Sohn má vysokou výpovědní hodnotu v předpovědi infarktu, cévní mozkové příhody a případné smrti. Přibližné mezní hodnoty ABI indexu byly nastíněny v sekci 2.6. Přístroj nicméně umožňuje změřit i rozdíly krevních tlaků mezi horními, resp. dolními končetinami, či určit PWV.

Sestava Boso ABI-systém 100 (na obrázku 4.4) se skládá především ze čtyř manžet, dvou na paže, dvou následně na kotníky; poté ze síťového zdroje a hadic propojující zdroj s manžetami. Součástí balení jsou případně držáky na manžety a další užitečné nástroje.

Pacient při měření leží v klidu, nemluví. ABI index je měřen současně všemi čtyřmi tlakoměry. Z naměřených dat se následně vyhodnotí nejen ABI index, ale také PWV, případně arteriální tuhost pacienta.



Obrázek 4.4: Boso ABI-systém 100 a jeho příslušenství. Obrázek z dokumentu uvedeném na oficiálních stránkách [46].

## 4.5 Invazivní metody

V současné době lze pro kardiologická vyšetření využít především neinvazivní metody, ovšem mohou nastat případy, že je třeba provést chirurgickou léčbu. V tom případě se využívá tzv. *katetrizační vyšetření srdce*, které spočívá v zavedení speciálních katétrů do srdce, resp. do dané tepny. Díky tomu lze měřit rychlost proudění krve, krevní tlak, rovněž teplotu krve apod. Hlavní výhodou je větší přesnost výsledků. Obdobný princip se pak nabízí pro změření PWV v aortě, nicméně tento způsob nebývá tak rozšířený [42].



# Kapitola 5

## Zpracování naměřených dat

Praktická část této práce se pokusí odpovědět na otázku, jak a popřípadě do jaké míry se mění levá baPWV v závislosti na aktuálním stavu vnitřního prostředí lidského těla, které se během provádění jednotlivých měření různě měnilo. Podstatou tedy není určení PWV jako takové, nýbrž hledání jejích změn.

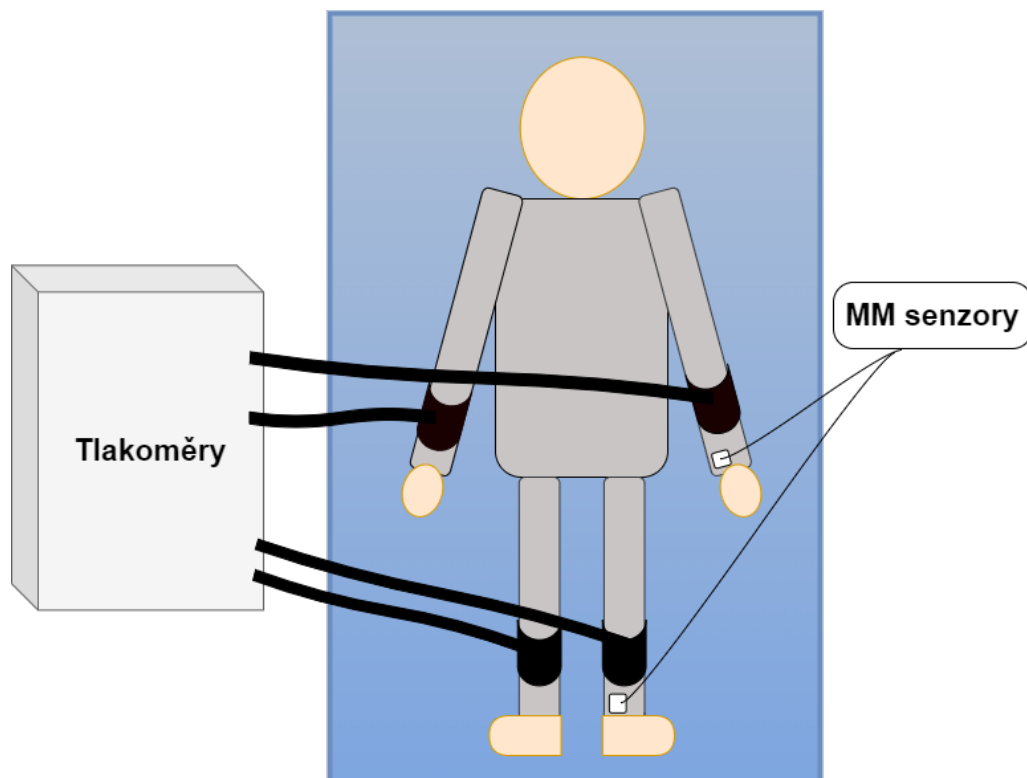
### 5.1 Metodika měření

Tato sekce se zaměří na podrobnější popis použitých pomůcek využitých při realizaci experimentu, princip metody měření a popis vlastního průběhu měření.

#### 5.1.1 Použité pomůcky

Pro samotné měření byla zapotřebí sada ABI-Boso, z níž se umístil jeden lékařský tlakoměr na levou paži a druhý do oblasti levého kotníku. Ačkoliv se práce zaobírá pouze levou baPWV, byly umístěny i zbývající dva tlakoměry na pravé končetiny stejným způsobem.

Dále byly použity celkem čtyři *MetaMotion senzory* (MM senzory), což jsou bezdrátová zařízení, pomocí nichž se obecně dá snímat pohyb příslušného objektu v prostoru. Ty se spárují s mobilem pomocí bluetooth připojení, z něž se pak získaná data ukládají do počítače. V případě tohoto měření měl každý MM senzor v sobě zabudovaný tříosý gyroskop, jehož technická vzorkovací frekvence činila 1 kHz, nicméně ta skutečná, průměrná se pohybovala kolem pouhých 200 Hz. Jeden MM senzor se umístil do dlaňové strany zápěstí tak, aby jeho konektor byl orientován nahoru a jeho dioda orientována mimo ruku, druhý MM senzor se přiložil na vnitřní stranu levé Achillovy šlachy, přičemž konektor byl opět orientován nahoru, jeho dioda vně nohy. Zbývající dva MM senzory nejsou pro záměr experimentu důležité. Celé schéma zobrazuje obrázek 5.1, MM senzor obrázek 5.2.



Obrázek 5.1: Vlastní schéma experimentu.



Obrázek 5.2: MM senzor.

### 5.1.2 Metoda měření

Od samotného počátku celého experimentu monitorují MM senzory jisté mikrovibrace, které tělo přirozeně generuje důsledkem dýchání, svalové kontrakce, trávení, tlukotu srdce, a tedy i proudění krve v KVS. V okamžiku, kdy projde příslušnou tepnou pulzní vlna, zachytí senzory pokaždé největší vibraci/signál, což se následně

projeví ve vykreslených grafech závislosti "intenzity signálu" v ruce, respektive noze, na čase v podobě *peaku*, tedy lokálního maxima, respektive minima. Jelikož pulzní vlna dorazí k dolnímu tlakoměru vždy později než k tlakoměru v ruce, měly by být peaky v grafu nohy oproti peakům v grafu ruky opožděné; grafy by měly být vůči sobě fázově posunuty. Z podstaty věci bude v experimentu aplikována metoda popsaná v sekci 3.3. Jelikož se dráha pro pulzní vlnu mění jen nepatrně, bude změnu PWV ovlivňovat především změna časové prodlevy mezi příslušnými peaky. Samotnou PWV určíme přímo pomocí ABI-Bosa. Pokud budou známy rychlosti pulzní vlny v momentě provádění jednotlivých měření, je teoreticky možné srovnat, zda příslušné změny časových prodlev korespondují se změnami PWV.

### 5.1.3 Popis měření

Před samotným zahájením celého měření je každý dobrovolník dotázán na základní údaje, jako jsou věk, výška a hmotnost, mimo jiné jak často během týdne sportuje či cvičí. Je podstatné, aby měl každý dobrovolník na sobě oblečení s krátkými rukávy a kalhoty, u kterých lze vyhrnout nohavice alespoň pod kolena, přičemž nesmí končetiny nijak významně škrtit. Následně je jedinec požádán, aby si lehnul na postel na záda, kdy se mu zároveň na tělo připevní podle uvedeného schématu manžety a MM senzory. Po dobu celého měření se musí kontrolovat, zda nedochází ke stlačení hadic tlakoměrů a MM senzory nejsou přitlačeny tělem k posteli či jiné části těla než té, ke které jsou připevněny.

Experiment začíná tím, že jedinec leží na zádech na posteli v klidu po dobu pěti minut. Po uplynutí stanoveného času se poprvé ABI-Bosem změří ABI index, PWV, levá a pravá baPWV; současně se od zahájení experimentu zaznamenávají MM senzory mikrovibrace a pohyb člověka.

Po ukončení měření ABI Bosem se člověku vypodloží nohy krabicí, čímž dojde k vyvolání první změny vnitřního prostředí KVS. Dobrovolník by měl ležet uvolněně a jeho nohy by měly být pokrčeny do úhlu většího než  $\frac{\pi}{2}$  rad. Opět se čeká pět minut, aby se tělo uvedlo do klidu a mohlo proběhnout druhé měření.

Subjekt následně vstane a zhruba dvě minuty intenzivně cvičí. Doba dvě minuty je pouze orientační, skutečný čas cvičení se odvíjí především od individuální výkonnosti jednotlivce. Poté si opět lehne na postel na záda. Zásadní je, aby bylo dosaženo zvýšené tepové a dechové frekvence a krevního tlaku. Provede se v pořadí již třetí měření PWV, které je po dalších pěti minutách ležení v klidu doprovázeno čtvrtým měřením baPWV.

Dále se subjekt převalí na levý bok. Průběžně se kontroluje, zda nejsou MM senzory přitlačeny k posteli či tělu, aby nebyly zachycované vibrace tlumeny. Po pěti minutách ležení v této poloze se opět změří baPWV.

Subjekt se položí zpět na záda a pět minut se jeho tělo opět uvádí do klidu. Tentokrát je dobrovolníku každých třicet sekund řečeno, aby zakašlal, dohromady se tak stane celkem devětkrát. Subjekt v ležení setrvá dalších pět minut, přičemž

v každé 30. sekundě dobrovolník na půl minuty zadrží dech, dohromady dvakrát v nádechu a dvakrát ve výdechu. V okamžiku, kdy se nadechne a zadrží dech, je zahájeno poslední měření baPWV.

## 5.2 Zpracování dat a výsledky měření

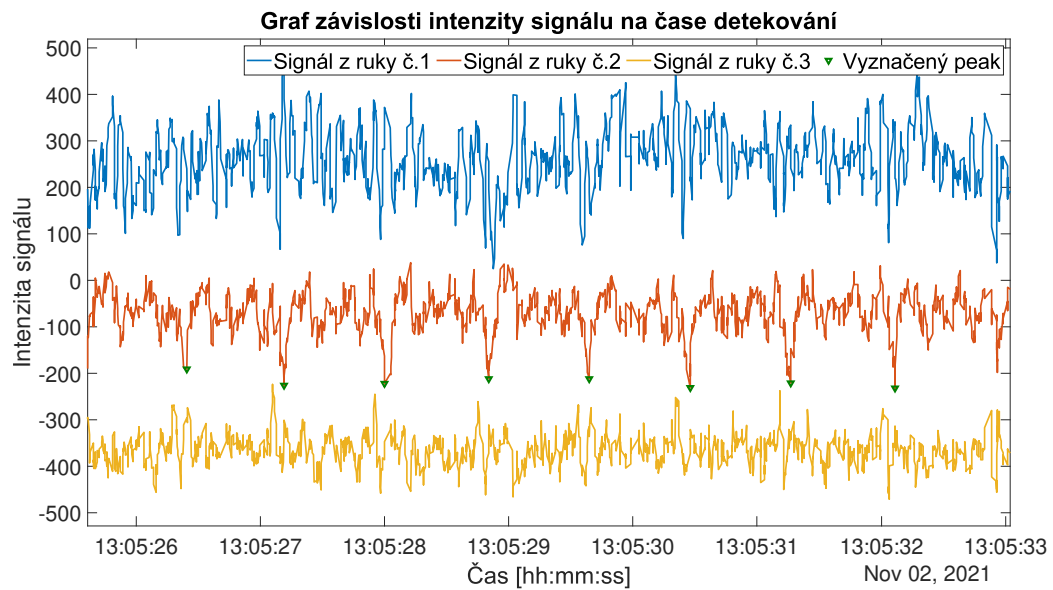
Celkem se experimentu zúčastnilo 25 dobrovolníků různého věku a pohlaví, nicméně data 14 dobrovolníků nebylo možné zanalyzovat. Důvodem k jejich vyloučení byla velmi obtížná lokalizace příslušných peaků z dat MM senzorů. U zbývajících 11 jedinců rovněž nešla použít data u všech dílčích šesti měření PWV ABI-Bosem, nicméně se v některých z nich podařilo nalézt potřebné peaky vždy alespoň ve dvou měřeních, aby šly změny v PWV vůbec u jedince porovnat.

Analýza příslušných dat proběhla v prostředí programu MATLAB. Po importování složky s daty daného jedince do MATLABU bylo nezbytné potřebná data rozdělit a uložit do příslušných proměnných. Jednou z nich byly časy zachycení signálů v ruce  $t_1$ , respektive noze  $t_2$ , původně zaznamenávané v tzv. *unixovém formátu*, tedy v číselném tvaru, který udává počet sekund, které uplynuly od 1. ledna 1970 00:00:00 UTC (koordinovaného světového času). Konvertování do formátu středoevropského letního času proběhlo v MATLABU pomocí jednoduchého příkazu. Signály získávané MM senzory z horní a dolní končetiny byly zachytávány díky gyroskopům v senzorech vždy v celkem třech osách, přičemž intenzita signálů v jednotlivém směru představovala vždy samostatnou proměnnou pojmenovanou jako  $s(i)_ruka$ , respektive  $s(i)_noha$ , kde  $i$  představuje číslo patričního signálu.

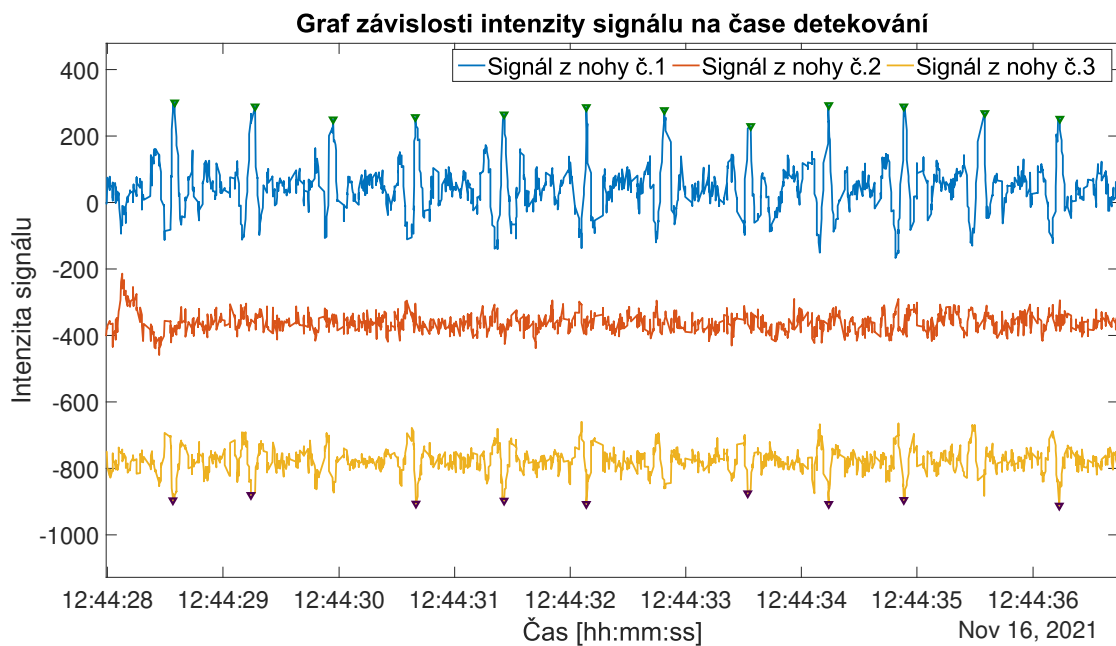
### 5.2.1 Volba signifikantních peaků

Každá fáze zpracovávání dat započala vždy výběrem jedné vhodné křivky časového průběhu signálu v obou levých končetinách. Toho se docílilo tak, že se nejprve všechny tři křivky levé ruky vykreslily do jedné soustavy souřadnic, přičemž na vodorovnou osu byl vynesena čas, na svislou intenzita signálu (viz obrázky 5.3, 5.4 a 5.5). Aby se křivky nepřekrývaly, byly operativně posunuty ve směru svislé osy přičtením vhodné konstanty. Tento krok nijak neovlivnil správnost výsledků, jelikož se pozornost věnuje především časovým výskytům peaků, nikoliv jejich skutečné intenzitě. Následně byly manuálně *zvětšeny* grafy tak, aby zobrazovaly stejné časové úseky, ve kterých Boso ABI měřilo PWV. V těchto oblastech grafů se porovnávala čitelnost a kvalita peaků v jednotlivých křivkách. Ze zobrazené trojice se vybrala vždy jedna jediná křivka s nejvýraznějšími peaky. Je nutné poznamenat fakt, že bylo nezbytné lokalizovat vždy jeden konkrétní typ signifikantních peaků, tedy buď vždy pouze lokální minima, nebo pouze lokální maxima, nikoliv kombinovaný výběr. Identický postup se provedl i při výběru vhodné reprezentující křivky levé nohy. Zvolená dvojice byla vynesena do samostatné soustavy souřadnic, a to tím způsobem, aby se křivka signálu získaného z levé ruky nacházela pokaždé ve vhodné vzdálenosti nad

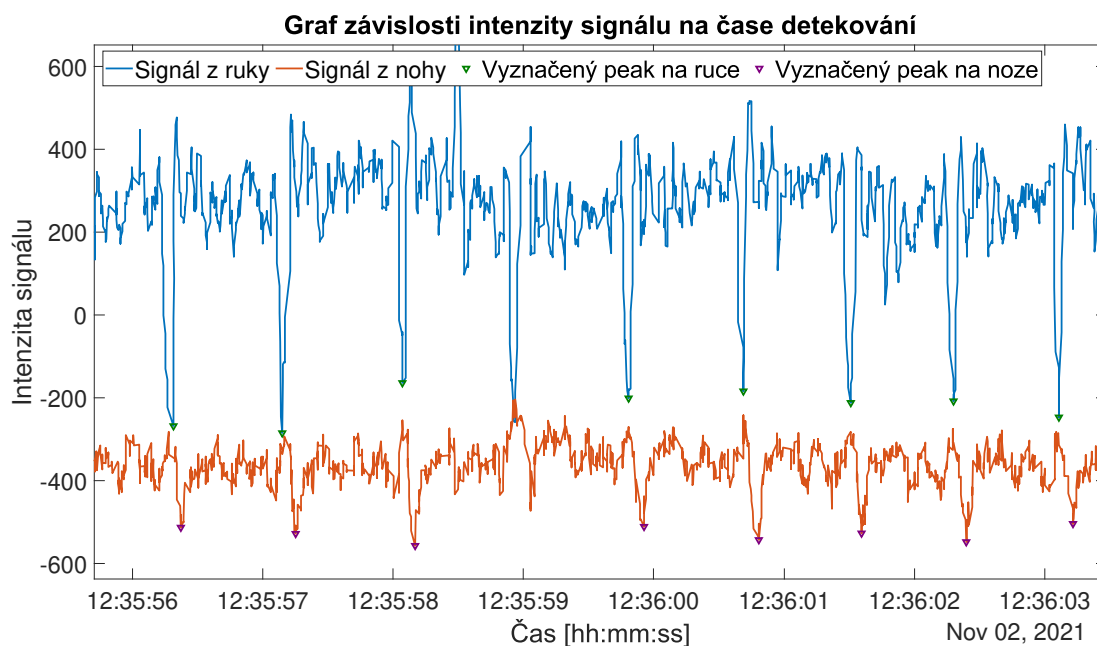
křivkou levé nohy (viz obrázek 5.5).



Obrázek 5.3: Znázornění tří křivek získaných signálů z ruky se zvýrazněnými peaky.



Obrázek 5.4: Znázornění tří křivek získaných signálů z nohy se zvýrazněnými peaky.

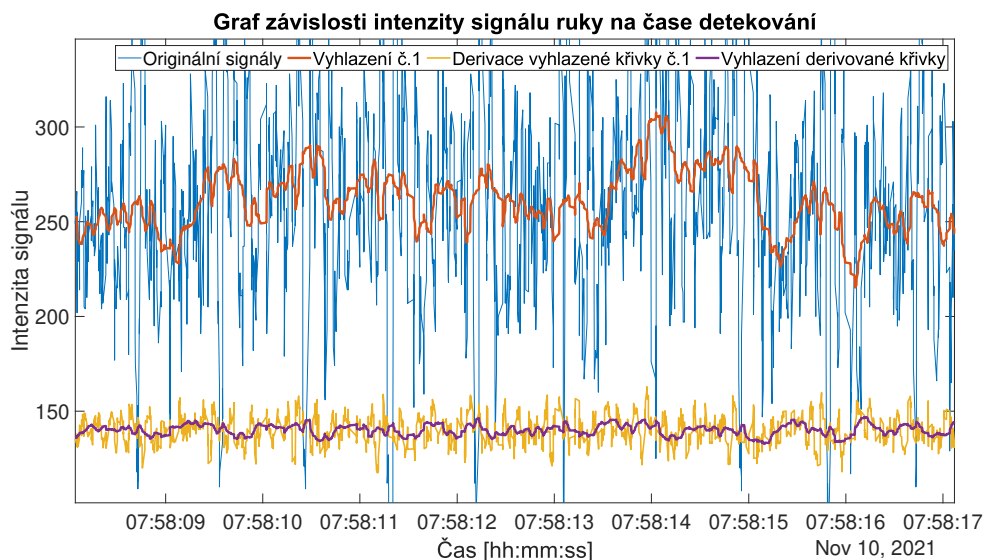


Obrázek 5.5: Znázornění vybraných křivek spolu se signifikantními peaky.

Samotná volba peaků probíhala manuálně pomocí MATLAB funkce *datatip*, která dokáže po kliknutí myši na daný bod, resp. označenou oblast v grafu, zobrazit informace o souřadnicích tohoto bodu. V tomto konkrétním případě *datatip* poskytl údaje o polohových souřadnicích vrcholu peaku, nikoliv přímo časovou známku, kterou jsme hledali, čili bylo nutné z těchto souřadnic příslušný čas zpětně získat. Obecně nebyl v jednotlivých oblastech grafu vybírán vždy rovnoměrný počet dvojic peaků, ten se odvíjel individuálně od charakteru vykreslených křivek signálů každého jedince. Informace z *datatipu* o vybraných peakích byly exportovány do workspacu jako struktura s názvem *idx\_mereni(i)*, kde *i* představuje číslo dílčího měření, během nějž probíhalo přímé měření ABI-Bosem. Strukturu tvořily dva hlavní sloupce, přičemž v prvním se nacházely uspořádané dvojice souřadnic poloh vrcholů peaků, v druhém sloupci byly uloženy *dataindexy* peaků, tedy pořadí zachycení jednoho dílčího signálu z daného MM senzoru. Do předem připravené prázdné proměnné *index(i)* byly pomocí krátkého skriptu užívajícího cyklickou funkci *for* extrahovány *dataindexy* peaků z obou končetin. Aby bylo možné nalézt přesné časy zachycení signálu, musely se všechny *dataindexy* přerozdělit vždy do dvou dalších proměnných *indexruka(i)* a *indexnoha(i)*. Na lichých pozicích uspořádané proměnné *dataindexy* se nacházely indexy příslušející ruce, sudé pozice zaujímaly indexy signálů nohy. Jakmile byly proměnné tímto způsobem připraveny, mohl se provést výpočet jednotlivých *timedelay*s jako rozdíly času získání signálu v noze a ruce v tomto pořadí, které se následně ukládaly do proměnné *timedelay(i)* a následně zobrazovaly v příkazovém okně MATLABU.

## 5.2.2 Alternativní způsob hledání peaků

Při zpracovávání dat v MATLABU proběhl ještě pokus o alternativní způsob, jakým příslušné dvojice křivek zanalyzovat. Kvůli povaze gyroskopických senzorů se část těla, ke které je připevněný MM senzor, zachvěje ve chvíli, kdy se signál nejvíce mění, to znamená, kdy má největší derivaci. Pohyb tedy ve skutečnosti neodpovídá peakům surového signálu, tak jak bylo prováděno, ale peakům derivace signálu. Dvojice peaků každopádně byly lokalizovány indentickým způsobem jako v předchozím případě, jen s tím rozdílem, že se hledaly z upravených křivek. Ty originální se nejprve vyhladily (vyhlazovací okno přitom bylo voleno přiměřeně, v závislosti na tepové frekvenci člověka), následně byly nalezeny diference (což v tomto v případě dat odpovídá nejlepším odhadům derivace) vyhlazených křivek použitím funkce `diff()`, a v případě potřeby byly křivky dodatečně znovu vyhlazeny. Obecně platí, že čím častěji se křivky vyhladí, tím více se začnou ztrácet drobné detaily či prudké změny hodnot, tím více se zároveň začnou vyhlazovat extrémní hodnoty, což může vést k vyhlazení jinak viditelného ostrého vrcholu peaků. Výsledek výše popsaného algoritmu znázorňuje obrázek 5.6. K využití této metody nicméně nedošlo, a to především z důvodu, že se nepodařilo nalézt vhodná vyhlazovací okna pro vyhlazení surových dat a diference vyhlazených surových dat tak, aby byly čitelné signifikantní peaky signálu.



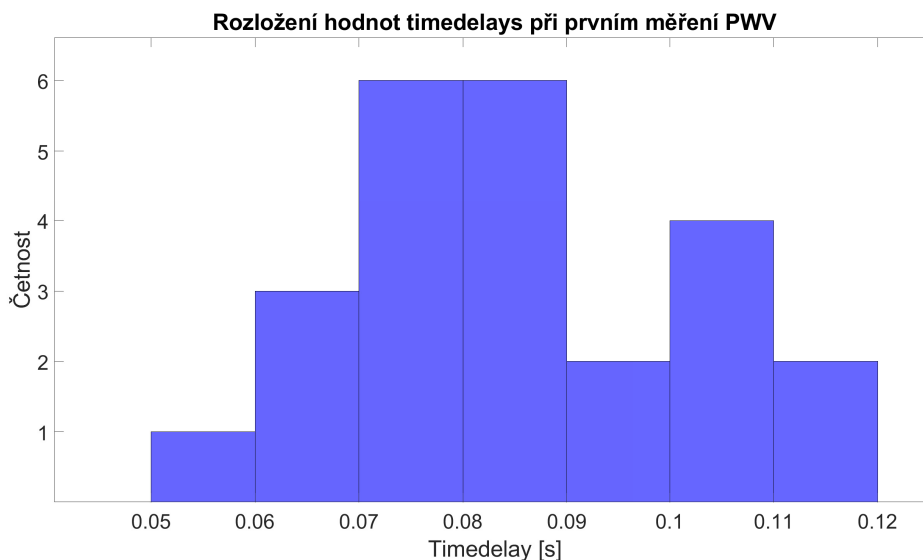
Obrázek 5.6: Ukázka zpracování surového signálu z MM senzorů.

## 5.2.3 Zpracování výsledků

Dalším krokem byla bližší analýza timedelays pro jednotlivé časy, v nichž se měřila PWV. Pro získání lepší představy o získaných hodnotách byly do nového souřadného systému pomocí funkce `scatter` vykresleny pod sebe body reprezentující příslušné timedelays, případně se četnost jednotlivých hodnot zobrazila do histogramu, jako na

obrázku 5.7. V určitých případech bylo z grafu, resp. histogramu, na první pohled patrné, že se několik hodnot razantně odchylovalo od ostatních, tedy timedelays příslušející zobrazeným bodům absolutně nekoresponovaly se zbývajících timedelays. K této odchylce mohlo dojít vícero způsoby, jednak jako důsledek špatně zvolené dvojice peaků, jednak se mohlo stát, že byla sice označena odpovídající dvojice, ale nikoliv skutečný lokální extrém daného peaku. Data získaných signálů z MM senzorů totiž netvoří spojitou křivku, nýbrž posloupnost izolovaných bodů, a MATLAB je tedy automaticky při jejich zobrazení v grafu proložil lomenou čarou, což mohlo vést k vyobrazení, a tedy i k označení pouze blízkého okolí skutečného extrému.

Pakliže byly tyto vychylené hodnoty lokalizovány, následovalo jejich odstranění z proměnné `timedelay(i)`. Tento algoritmus probíhal opakovaně. K nalezení hledané závislosti mezi změnou PWV a změnou timedelay bylo ke každému provedenému měření ABI-Bosem nutné vytvořit jistou zastupující hodnotu jednotlivých souborů s hodnotami timedelays. Proto byly v MATLABU vypočteny rovnou dva statistické údaje, a to aritmetický průměr ( $\bar{x}_i$ ) a medián ( $M_i$ ).



Obrázek 5.7: Histogram hodnot timedelays prvního měření PWV jednoho ze subjektů.

V tabulce 5.1 jsou k nahlédnutí hodnoty baPWV (dále označeno vždy jen jako PWV) naměřené přímo ABI-Bosem a k nim vypočítané aritmetické průměry, ale pouze těch jedinců, u nichž bylo možné detekovat signifikantní peaky. Z krabicového grafu 5.8 jsou především díky vodorovným a červeným liniím vyznačující mediány patrné změny PWV vznikající jako přímý důsledek změny vnitřního prostředí. Ve chvíli, kdy měl subjekt vypodložené nohy, se rychlost PWV zmenšila, jelikož vlna postupovala po gradientu potenciální energie. Po intenzivním cvičení se rychlost vlny obecně zvětšila a zároveň se jedná v průměru o nejvyšší dosaženou rychlost v rámci celého experimentu. Po pětiminutovém odpočinku se PWV ustálila na nepatrně menší rychlost než na počátku experimentu.



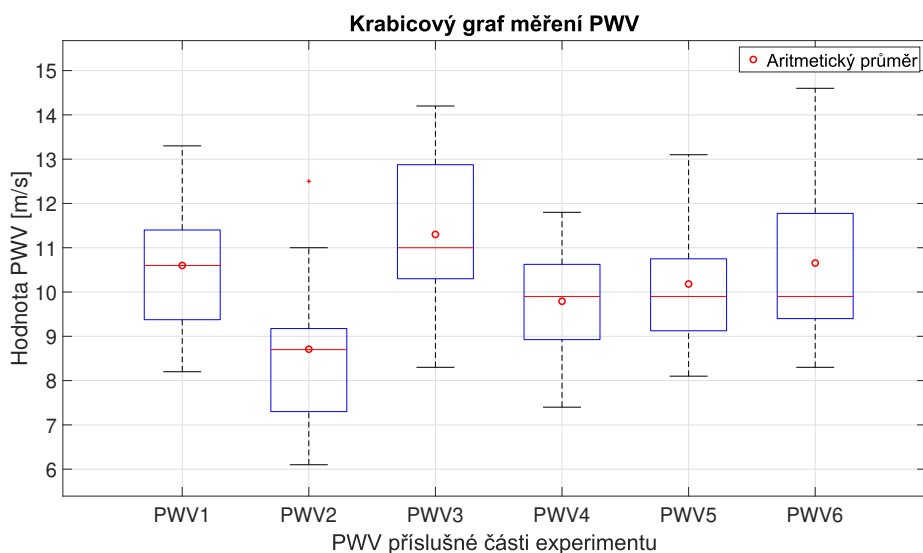
Subjekt	PWV1	PWV2	PWV3	PWV4	PWV5	PWV6
1	9,3	7	10,4	8,6	9,7	9,7
2	11,4	11	13	10,8	12,8	12
3	10	7,9	11	9,3	9,1	10,1
4	9,6	8,8	9,3	9,3	9,2	9,3
5	9,3	7,1	10,3	8,8	8,6	9,9
6	8,2	6,1	8,3	7,4	8,1	8,3
7	13,3	12,5	13,4	11,8	13,1	13
8	11,2	8,4	10,3	10,1	10,9	9,9
9	12,3	9,2	14,2	11,7	10,3	14,6
10	10,6	9,1	11,6	10	9,9	11,1
11	11,4	8,7	12,5	9,9	10,3	9,3
<b>Průměr</b>	<b>10,6</b>	<b>8,7091</b>	<b>11,3</b>	<b>9,7909</b>	<b>10,1818</b>	<b>10,6545</b>

Tabulka 5.1: Celkový výčet hodnot baPWV v m/s naměřených přístrojem Boso ABI.

Subjekt	timedelay1			timedelay2		
	PWV1 [m/s]	$\bar{x}_1$ [s]	$M_1$ [s]	PWV2 [m/s]	$\bar{x}_2$ [s]	$M_2$ [s]
1	9,3	0,1596	0,1620	7	0,2303	0,2300
2	11,4	0,0870	0,0830	11		
3	10	0,1363	0,1360	7,9	0,1848	0,1845
4	9,6	0,1116	0,1130	8,8	0,1244	0,1250
5	9,3	0,1008	0,1000	7,1	0,1208	0,1320
6	8,2	0,0697	0,0685	6,1	0,1101	0,11
7	13,3	0,1424	0,1390	12,5		
8	11,2	0,0944	0,0930	8,4		
9	12,3	0,0678	0,0655	9,2	0,0792	0,0800
10	10,6			9,1	0,1172	0,1170
11	11,4	0,0808	0,0830	8,7		

Tabulka 5.2: Výsledné hodnoty PWV a timedelay pro měřené úseky 1 a 2.

Nyní zůstává otázkou, zda budou změny v timedelays korelovat s takto zobrazenými změnami PWV. Ze vztahu 3.1 vyplývá fakt, že PWV je nepřímo úměrná timedelay, tedy s rostoucí rychlostí pulzní vlny by se měly timedelays mezi jednotlivými dvojicemi peaků zkracovat. Z dat v tabulkách 5.2, 5.3 a 5.4 byl sestaven graf 5.9 zaznamenávající celkem šest sloupců tvořených body představující průměrné hodnoty timedelays každého subjektu. Každý sloupec takových bodů připadá na jednu průměrnou hodnotu PWV. Na první pohled se skutečně zdá, že střední hodnoty sloupců mají tendenci klesat. V sloupcích se vyskytují rovněž velmi odchýlené body, jejich existenci lze odůvodnit možnou vlastní chybou výběru dvojic peaků, ale především je nutné si uvědomit, že jsou hodnoty každého subjektu velmi



Obrázek 5.8: Grafické porovnání PWV během jednotlivých fází experimentu.

Subjekt	timedelay3			timedelay4		
	PWV3 [m/s]	$\bar{x}_3$ [s]	$M_3$ [s]	PWV4 [m/s]	$\bar{x}_4$ [s]	$M_4$ [s]
1	10,4	0,1175	0,1170	8,6	0,1738	0,1750
2	13	0,0715	0,0700	10,8	0,0823	0,0830
3	11	0,1220	0,1255	9,3		
4	9,3	0,1178	0,1230	9,3	0,1184	0,1150
5	10,3	0,0931	0,0900	8,8	0,0934	0,0940
6	8,2			7,4	0,0772	0,0735
7	13,3	0,1153	0,1170	11,8		
8	10,3			10,1	0,0989	0,0955
9	14,2	0,0420	0,0470	11,7		
10	11,6	0,0706	0,0750	10	0,0868	0,0890
11	12,5	0,1047	0,0980	9,9	0,0867	0,0890

Tabulka 5.3: Výsledné hodnoty PWV a timedelay pro měřené úseky 3 a 4.

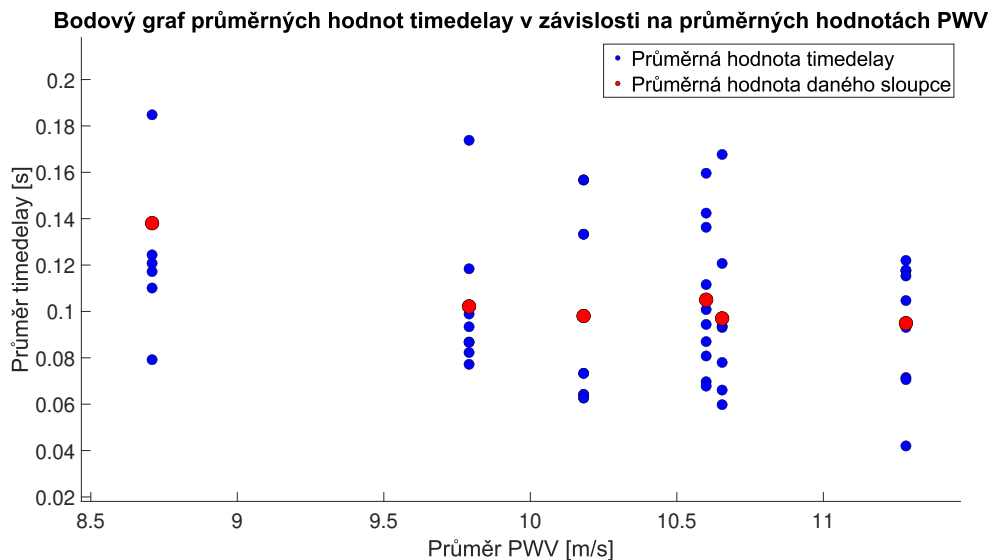
subjektivní záležitostí a ne vždy se tedy jedná nutně musí jednat o chybnou hodnotu. Pro každý sloupec byl dále vytvořen jeden zastupující bod (v grafu červenou barvou), který představuje opět prostý aritmetický průměr všech timedelays v jednom sloupci. Lze si povšimnout skutečnosti, že s rostoucí rychlostí PWV klesá výška těchto bodů, především v prvních třech sloupcích. Pokud by byly stejným způsobem vykresleny mediánové hodnoty, pak porovnáním s grafem prvním (viz graf 5.10) nebudeme výrazné rozdíly v klesajícím trendu timedelays.

Subjekt	timedelay5			timedelay6		
	PWV 5 [m/s]	$\bar{x}_5$ [s]	$M_5$ [s]	PWV 6 [m/s]	$\bar{x}_6$ [s]	$M_6$ [s]
1	9,7			9,7	0,1677	0,1635
2	12,8	0,0733	0,0760	12	0,0780	0,0800
3	9,1			10,1		
4	9,2			9,3		
5	8,6	0,1333	0,1320	9,9	0,0931	0,0900
6	8,1	0,0642	0,0665	8,3	0,0661	0,0655
7	13,1	0,1567	0,1540	13		
8	10,9			9,9	0,0937	0,0935
9	10,3			14,6	0,0598	0,0650
10	9,9	0,0627	0,0630	11,1		
11	10,3			9,3	0,1207	0,1200

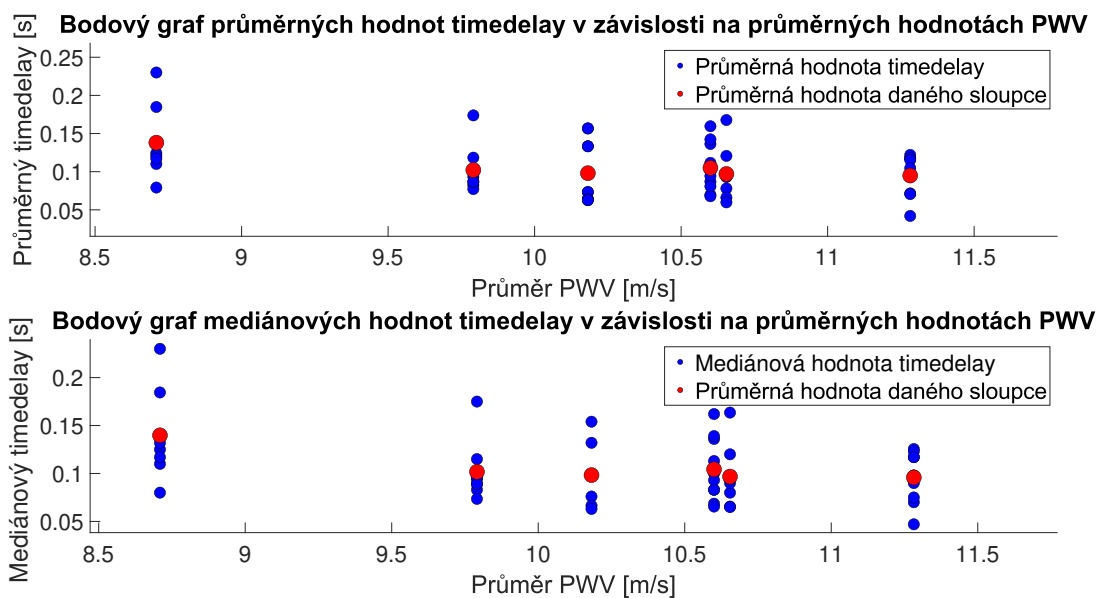
Tabulka 5.4: Výsledné hodnoty PWV a timedelay pro měřené úseky 5 a 6.

K ověření skutečného trendu klesání bude využito statistické metody zvané *korelace*, metody sloužící k hledání vztahu mezi dvěma veličinami, resp. ke zjištění, zda chování jedné veličiny vysvětluje vývoj veličiny druhé. Korelace přitom nemusí nutně znamenat kauzální vztah, může se jednat například o dvě proměnné, které v sobě nesou společnou informaci. V datech se dá sledovat *souběžnost*, přímou úměrnost mezi dvěma parametry, pokud jsou vůči sobě ve vztahu nepřímé úměrnosti, mluví se o *protiběžnosti*, která je v tomto případě očekávána. Míru korelace vyjadřuje tzv. *Pearsonův korelační koeficient*, který nabývá hodnot od  $-1$  do  $1$ . Hodnota  $0$  znamená, že mezi veličinami lineární závislost neexistuje, kladné hodnoty značí mezi veličinami vazbu přímé úměrnosti, hodnoty se záporným znaménkem značí vztah nepřímé úměrnosti. Výpočet provedený v MATLABU přinesl hodnotu  $-0,8702$ , z čehož vyplývá, že by získané hodnoty timedelays měly s rostoucí PWV doopravdy klesat.

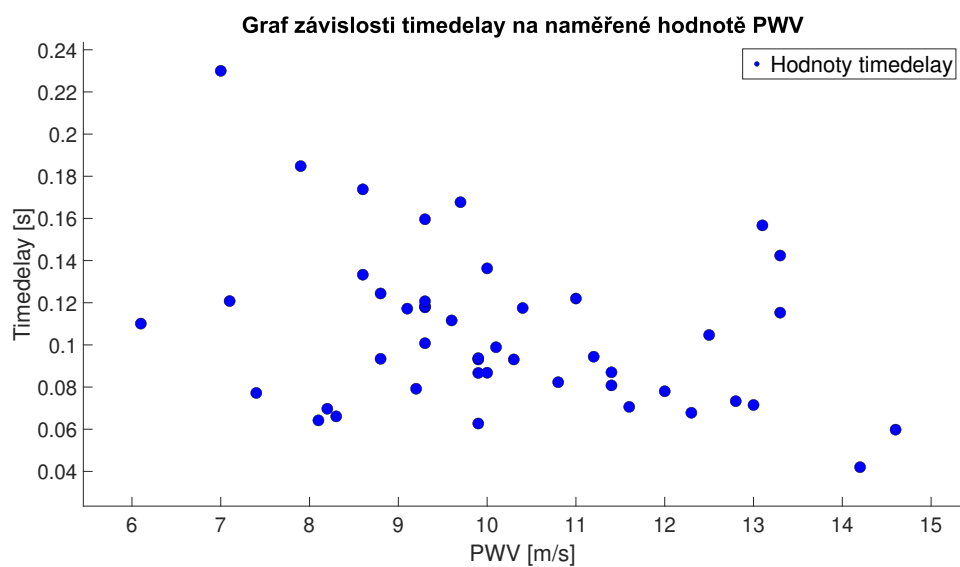
Graf 5.11 znázorňuje všechny dostupné získané průměry hodnot timedelays vzhledem k PWV, která byla v daný čas naměřena ABI-Bosem. I zde platí klesající trend bodů, což koresponduje s vypočtenou korelací.



Obrázek 5.9: Bodový graf zprůměrovaných timedelays (viz tabulky 5.1, 5.2 a 5.3).



Obrázek 5.10: Porovnání získaných hodnot průměrných a mediánových timedelays s jejich průměry.



Obrázek 5.11: Vyznačení hodnot průměrných timedelays v závislosti na reálně naměřené hodnotě PWV.

# Závěr

Tématem bakalářské práce byl klinicky poměrně nový ukazatel stanovující kvalitu KVS, a sice pulzní vlna a především rychlost jejího šíření v krevním řečišti. Hlavní otázkou, na níž se práce snažila najít odpověď, zněla, zda lze pomocí navrhovaného postupu hledat změny rychlosti pulzní vlny typu brachial-ankle v porovnání s hodnotami získanými certifikovaným zařízením ABI-Boso, popřípadě s jakou přesností hodnoty korespondují.

Tento přístroj naměřil v celkem šesti fázích experimentu u každého subjektu šest konkrétních hodnot příslušné PWV. Vlastní navrhovaný postup spočíval v hledání parametru *timedelay* z křivek dat získaných MM senzory, přičemž následovalo srovnání, zda změny *timedelays* odpovídají změnám daných PWV.

Samotné hledání peaků a doprovodný výpočet *timedelay* přineslo několik komplikací. V první řadě nebylo možné použít ke zpracování značné množství křivek z důvodu špatné viditelnosti peaků či jejich vrcholů, dále velký šum zabraňující orientaci v grafech, mimo jiné byly občas křivky velmi zkreslené. V použitých křivkách mohlo rovněž docházet ke špatnému výběru dvojice peaků, jelikož selekce byla prováděna manuálně. Nejhůře se peaky hledaly v časech po cvičení subjektů, jelikož byla povaha křivek příliš chaotická a vyskytovalo se v ní příliš mnoho extrémů, z nichž nešlo rozpoznat ty signifikantní peaky; mimo to se obtížně pracovalo s křivkami v časech, kdy subjekty ležely na boku, u peaků v mnoha případech nešel najít opravdový extrém vhodný k volbě datatipu. Naopak nejvíce údajů šlo získat z časů, kdy subjekty klidově ležely na zádech.

Namísto manuálního vybírání signifikantních peaků existovala ještě možnost příslušné peaky selektovat s pomocí dalších funkcí nabízených programem MATLAB, čímž by se celý algoritmus značně usnadnil. Doposud se nepodařilo najít a zrealizovat požadovaný skript aplikující například funkci `findpeaks()`, který by požadované peaky na základě předem stanovených parametrů lokalizoval jednodušeji. Získané výsledky nabízejí další kroky, a sice investigaci možnosti využití zmíněné funkce `findpeaks()` a další práce s diferencemi (derivacemi) surových signálů.

Statistické výsledky provedené v prostředí programu MATLAB skutečně odhalily přímý vztah mezi PWV a *timedelay*, obě tyto veličiny spolu korelují ve vztahu nepřímé úměrnosti. Tato vazba koresponduje jednak s poznatky uvedenými v teoretické části, jednak s provedeným výsledkem korelace, dále s grafickými vizualizacemi hodnot přímých, průměrných a mediánových. V grafech se rovněž našla výchylna

od vyznačených průměrů, což pochopitelně souvisí s chybou vzniklou z důvodů výše zmíněných.

# Seznam obrázků

1.1	Nákres stavby srdeční stěny. Převzato z [8] (upraveno). . . . .	11
1.2	Průtok krve srdcem. Modré šipky naznačují průtok odkysličené krve, červené šipky okysličené krve [9]. . . . .	12
1.3	Schéma srdeční revoluce [11]. . . . .	13
1.4	Tlakově-objemová práce srdce podle [10]. . . . .	13
1.5	Pracovní diagram levé srdeční komory nezátíženého srdce. Vykonaná práce je rovna obsahu plochy uvnitř křivky [12]. . . . .	14
1.6	Aorta a její větvení [15]. . . . .	16
1.7	RTG pohled na tepny horní končetiny [16]. . . . .	17
1.8	Zjednodušené srovnání stavby tepny, vlasečnice (kapiláry) a žíly [1]. . . . .	18
1.9	Svalové stahy podporující zpětný návrat krve do srdce [18]. . . . .	18
1.10	Povrchové žíly horní končetiny [6] (upraveno). . . . .	19
1.11	Povrchové žíly dolní končetiny [4] (upraveno). . . . .	20
2.1	Bernoulliho rovnice proudění kapaliny v trubici o nestejném průřezu [20] (upraveno). . . . .	23
2.2	Laminární a turbulentní proudění v cévě [22]. . . . .	24
2.3	Grafické znázornění závislosti viskozity na různých faktorech. . . . .	26
2.4	Tlaková křivka v klidovém režimu [22]. . . . .	27
3.1	Průchod primární a sekundární pulzní vlny v cévě [31] (upraveno). . . . .	31
3.2	Schematický nákres měření cfPWV a baPWV [35]. . . . .	32
3.3	Princip měření cfPWV [36] (upraveno). . . . .	33
3.4	PWV ve vztahu k věku a krevnímu tlaku. Data převzata z [41]. . . . .	35
4.1	Zařízení PulsePen. Uvedeno na oficiálních stránkách společnosti [43]. . . . .	37
4.2	Princip určování časové prodlevy timedelay [44]. . . . .	38
4.3	Zařízení Complior. Uvedeno na oficiálních stránkách společnosti [45]. . . . .	38
4.4	Boso ABI-systém 100 a jeho příslušenství. Obrázek z dokumentu uvedeném na oficiálních stránkách [46]. . . . .	39
5.1	Vlastní schéma experimentu. . . . .	42
5.2	MM senzor. . . . .	42
5.3	Znázornění tří křivek získaných signálů z ruky se zvýrazněnými peaky. . . . .	45
5.4	Znázornění tří křivek získaných signálů z nohy se zvýrazněnými peaky. . . . .	45



5.5	Znázornění vybraných křivek spolu se signifikantními peaky. . . . .	46
5.6	Ukázka zpracování surového signálu z MM senzorů. . . . .	47
5.7	Histogram hodnot timedelays prvního měření PWV jednoho ze subjektů. . . . .	48
5.8	Grafické porovnání PWV během jednotlivých fází experimentu. . . .	50
5.9	Bodový graf zprůměrovaných timedelays (viz tabulky 5.1, 5.2 a 5.3). .	52
5.10	Porovnání získaných hodnot průměrných a mediánových timedelays s jejich průměry. . . . .	52
5.11	Vyznačení hodnot průměrných timedelays v závislosti na reálně naměřené hodnotě PWV. . . . .	53

# Seznam tabulek

5.1	Celkový výčet hodnot baPWV v m/s naměřených přístrojem Boso ABI. . . . .	49
5.2	Výsledné hodnoty PWV a timedelay pro měřené úseky 1 a 2. . . . .	49
5.3	Výsledné hodnoty PWV a timedelay pro měřené úseky 3 a 4. . . . .	50
5.4	Výsledné hodnoty PWV a timedelay pro měřené úseky 5 a 6. . . . .	51

# Literatura

- [1] KOČÁREK, Eduard. *Biologie člověka*. Praha: Scientia, 2010. Biologie pro gymnázia. ISBN 978-80-86960-47-0.
- [2] DYLEVSKÝ, Ivan. *Základy funkční anatomie*. Olomouc: Poznání, 2011. ISBN 978-80-87419-06-9.
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-140-2.
- [4] DYLEVSKÝ, Ivan a Stanislav TROJAN. *Somatologie: učebnice pro střední zdravotnické školy, studijní obor zdravotní sestra, dětská sestra, ženská sestra, rehabilitační pracovník, radiologický laborant*. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1990, 2 sv. (271, 310 s.). ISBN 80-201-0039-3.
- [5] IPSEK, Josef. *Hemodynamika tepenné soustavy: (příspěvky k řešení některých jejích problémů)*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1954, 27 s. ; 21 cm.
- [6] ELIŠKOVÁ, Miloslava a Ondřej NAŇKA. *Přehled anatomie*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1216-X.
- [7] Olivetti G., Giordano G., Corradi D. et al.: Gender differences and aging: effects on the human heart. *J. Am. Coll. Cardiol.* 26, 1995: 1068–1079.
- [8] *Medical gallery of Blausen Medical 2014*. WikiJournal of Medicine [online]. 2014, 1(2) [cit. 2022-11-12]. ISSN 20024436. Dostupné z: doi:10.15347/wjm/2014.010
- [9] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka: překlad 8. německého vydání*. 4. české vydání. Přeložil Kateřina JANDOVÁ, přeložil Miloš LANGMEIER, přeložil Otomar KITTNAR, přeložil Eduard KURIŠČÁK, přeložil Pavla MLČKOVÁ, přeložil Martina NEDBALOVÁ, přeložil Vladimír RILJAK, přeložil Michal WITTNER. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-4271-7.
- [10] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1152-4.

- [11] DRÁBKOVÁ, Jarmila. *Medicína naléhavých a kritických stavů: vademekum pro sestry : učební text*. Brno: Institut pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1990.
- [12] GUYTON, Arthur C. a John E. HALL. *Textbook of medical physiology*. 10th ed. Philadelphia: Saunders, c2000. ISBN 0-7216-8677-X.
- [13] MESCHER, Anthony L. *Junqueirovy základy histologie*. Praha: Galén, 2018. ISBN 978-80-7492-324-1.
- [14] HANZLOVÁ, Jitka a Jan HEMZA. *Základy anatomie soustavy dýchací, srdečně cévní, lymfatického systému, kůže a jejich derivátů III*. Brno: Masarykova univerzita, 2007. ISBN 978-80-210-4360-2.
- [15] HOLUBÁŘ, O. *Analýza šíření tlakové vlny v aortě*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 73 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D..
- [16] LORING, Lisa A.; HALLISEY, Michael J. *Arteriography and interventional therapy for diseases of the hand*. Radiographics, 1995, 15.6: 1299-1310
- [17] Národní zdravotnický informační portál [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR a Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR, 2022 [cit. 12.11.2022]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz>. ISSN 2695-0340
- [18] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka pro gymnázia: učebnice pro gymnázia a další střední školy*. Praha: Fortuna, 1995. ISBN 80-7168-234-9.
- [19] Koreis, J., Koreisová, G.: *Hydromechanika Newtonských kapalin*. Pardubice 2007, skripta
- [20] Bernoulli's Equation. (2022, December 14). <https://phys.libretexts.org/@go/page/4060>
- [21] HRUBANOVÁ, Anna. *Deformačně napěťová analýza spojení tepny s cévní protézou* [online]. Brno, 2019 [cit. 2023-05-12]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/176784>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Jiří Burša.
- [22] FONTANA, J., J. TRNKA, P. MAĎA, P. IVÁK, L. NOVÁKOVÁ, M. PAVELKA a M. ŠAJDÍKOVÁ. *Funkce buněk a lidského těla: Multimediální skripta* [online]. 2013 [cit. 2023-05-12]. Dostupné z: <http://fblt.cz/skripta/xsrdce-a-obeh-krve/2-krevni-obeh>
- [23] MÍKA, P. *Dynamická viskozita elektroizolačních kapalin*. Brno, 2013. 40s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Frk, Ph.D. FEKT VUT v Brně

- [24] WELLS, Roe E. a Edward W. MERRILL. *INFLUENCE OF FLOW PROPERTIES OF BLOOD UPON VISCOSITY-HEMATOCRIT RELATIONSHIPS\**. Journal of Clinical Investigation [online]. 1962, 41(8), 1591-1598 [cit. 2022-11-18]. ISSN 0021-9738. Dostupné z: doi:10.1172/JCI104617
- [25] OKAHARA, Shigeyuki, Satoshi MIYAMOTO, Zu SOH, Hideshi ITOH, Shinya TAKAHASHI a Toshio TSUJI. *Online Prediction of Normal Blood Viscosity During Cardiopulmonary Bypass Using Hematocrit- and Temperature-Dependent Model*. IEEE Access [online]. 2020, 8, 5611-5621 [cit. 2022-11-18]. ISSN 2169-3536. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2019.2963355
- [26] VYBÍRAL, Bohumil. *Mechanika pružného tělesa : Studijní text pro řešitele FO a ostatní zájemce o fyziku* [online]. [cit. 2023-05-12]. <http://fyzikalniolympiada.cz/texty/pruznost.pdf>
- [27] BERNSTEIN, Eugene F. a Arnost FRONEK. *Current Status of Noninvasive Tests in the Diagnosis of Peripheral Arterial Disease*. Surgical Clinics of North America [online]. 1982, 62(3), 473-487 [cit. 2023-01-30]. ISSN 00396109. Dostupné z: doi:10.1016/S0039-6109(16)42739-8
- [28] HUGHES, Alun D., Kim H. PARKER a Justin E. DAVIES. *Waves in arteries: A review of wave intensity analysis in the systemic and coronary circulations*. Artery Research [online]. 2008, 2(2) [cit. 2023-02-01]. ISSN 1876-4401. Dostupné z: doi:10.1016/j.artres.2008.02.002
- [29] Petrák, O. AND Češka, R. *Vaskulární věk*. Vnitř Lek, 2019, vol. 65, iss. 12, p. 770-774.
- [30] ROSA, Ján a Jiří WIDIMSKÝ. *Large artery properties in arterial hypertension*. Cor et Vasa [online]. 2011, 53(8-9), 418-422 [cit. 2023-01-31]. ISSN 00108650. Dostupné z: doi:10.33678/cor.2011.107
- [31] MYNARD, Jonathan P., Avinash KONDIBOYINA, Remi KOWALSKI, Michael M. H. CHEUNG a Joseph J. SMOLICH. *Measurement, Analysis and Interpretation of Pressure/Flow Waves in Blood Vessels*. Frontiers in Physiology [online]. 2020, 11 [cit. 2023-02-01]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2020.01085
- [32] BEN-SHLOMO, Yoav, Melissa SPEARS, Chris BOUSTRED, et al. *Aortic Pulse Wave Velocity Improves Cardiovascular Event Prediction*. Journal of the American College of Cardiology [online]. 2014, 63(7), 636-646 [cit. 2023-01-30]. ISSN 07351097. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacc.2013.09.063
- [33] COUTINHO, Thais. *Arterial Stiffness and Its Clinical Implications in Women*. Canadian Journal of Cardiology [online]. 2014, 30(7), 756-764 [cit. 2023-01-31]. ISSN 0828282X. Dostupné z: doi:10.1016/j.cjca.2014.03.020

- [34] SUGAWARA, Jun a Hirofumi TANAKA. Brachial-Ankle Pulse Wave Velocity: Myths, Misconceptions, and Realities. *Pulse* [online]. 2015, 3(2), 106-113 [cit. 2023-01-31]. ISSN 2235-8676. Dostupné z: doi:10.1159/000430771
- [35] TOMIYAMA, H. a A. YAMASHINA. *Ankle-Brachial Pressure Index and Pulse Wave Velocity in Cardiovascular Risk Assessment*. In: *Encyclopedia of Cardiovascular Research and Medicine* [online]. Elsevier, 2018, 2018, s. 111-122 [cit. 2023-05-13]. ISBN 9780128051542. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-809657-4.99592-9
- [36] HUSMANN, Marc, Vincenzo JACOMELLA, Christoph THALHAMMER a Beatrice R. AMANN-VESTI. Markers of arterial stiffness in peripheral arterial disease. *Vasa* [online]. 2015, 44(5), 341-348 [cit. 2023-02-01]. ISSN 0301-1526. Dostupné z: doi:10.1024/0301-1526/a000452
- [37] VYBÍRAL, Bohumil. Kmitání a vlnění. Hradec Králové: Gaudeamus, 2014. ISBN 978-80-7435-379-6.
- [38] KONFERENCE ČESKÝCH A SLOVENSKÝCH FYZIKŮ (16. : 2008 : HRADEC KRÁLOVÉ, Česko) a Jan KŘÍŽ. UNIVERZITA HRADEC KRÁLOVÉ. 16th Conference of Czech and Slovak Physicists: proceedings. Hradec Králové: MAFY, 2009, 427 s. : il. ; 21 cm + 2 DVD. ISBN 80-86148-93-9.
- [39] Tijsseling A.S. a Anderson A. 2012 *A. Isebre Moens and D.J. Korteweg: on the speed of propagation of waves in elastic tubes*. BHR Group, Proc. of the 11th Int. Conf. on Pressure Surges (Editor Sandy Anderson), Lisbon, Portugal, October 2012, pp. 227-245, ISBN 978-1-85598-133-1. Also: TUE-CASA 12-42.
- [40] DÍAZ, Alejandro, Cintia GALLI, Matías TRINGLER, Agustín RAMÍREZ a Edmundo Ignacio CABRERA FISCHER. *Reference Values of Pulse Wave Velocity in Healthy People from an Urban and Rural Argentinean Population*. *International Journal of Hypertension* [online]. 2014, 2014, 1-7 [cit. 2023-05-13]. ISSN 2090-0384. Dostupné z: doi:10.1155/2014/653239
- [41] Determinants of pulse wave velocity in healthy people and in the presence of cardiovascular risk factors: 'establishing normal and reference values'. *European Heart Journal* [online]. 2010, 31(19), 2338-2350 [cit. 2023-02-06]. ISSN 1522-9645. Dostupné z: doi:10.1093/eurheartj/ehq165
- [42] PEREIRA, Tânia, Carlos CORREIA a João CARDOSO. Novel Methods for Pulse Wave Velocity Measurement. *Journal of Medical and Biological Engineering* [online]. 2015, 35(5), 555-565 [cit. 2023-02-13]. ISSN 1609-0985. Dostupné z: doi:10.1007/s40846-015-0086-8
- [43] PulsePen. DiaTecne s.r.l. [online]. Milán, 2023 [cit. 2023-05-18]. Dostupné z: <https://www.pulsepen.com/pulsepen.html>

- [44] SALVI, P, E MAGNANI, F VALBUSA, D AGNOLETTI, C ALECU, L JOLY a A BENETOS. *Comparative study of methodologies for pulse wave velocity estimation*. Journal of Human Hypertension [online]. 2008, 22(10), 669-677 [cit. 2023-02-27]. ISSN 0950-9240. Dostupné z: doi:10.1038/jhh.2008.42
- [45] *Complior Analyse*. In: ALAM MEDICAL [online]. Vincennes [cit. 2023-05-18]. Dostupné z: [http://www.complior.com/wp-content/medias/vitesse\\_en\\_email.pdf](http://www.complior.com/wp-content/medias/vitesse_en_email.pdf)
- [46] *ICHDK! Klíčový rizikový marker srdečního infarktu a cévní mozkové příhody!*. In: Boso-abi BOSCH+SOHN GERMANY [online]. Česká republika: COMPEK MEDICAL SERVICES, s.r.o., ČR, 2023 [cit. 2023-05-18]. Dostupné z: <http://www.boso-abi.cz/novinky/novinky/novy-katalog-boso-abi-system-100.htm>