



**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**F3**

**Fakulta elektrotechnická  
Katedra teorie obvodů**

**Bakalářská práce**

# **Stanovení rychlosti šíření pulzní vlny invazivními a neinvazivními technikami**

**Determination of pulse wave propagation velocity by  
invasive and non-invasive techniques**

**Štěpán Hetych**

**Lékařská elektronika a bioinformatika**

**2022**

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



## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Hetych** Jméno: **Štěpán** Osobní číslo: **483429**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**  
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Stanovení rychlosti šíření pulzní vlny invazivními a neinvazivními technikami**

Název bakalářské práce anglicky:

**Determination of pulse wave propagation velocity by invasive and non-invasive techniques**

Pokyny pro vypracování:

- 1) Proveďte rešerši metod pro měření rychlosti šíření pulzní vlny v centrálním krevním řečišti.
- 2) Navrhněte a implementujte algoritmus pro určení rychlosti šíření pulzní vlny z dat získaných invazivní technikou.
- 3) Proveďte porovnání rychlosti šíření pulzní vlny určených invazivních technikou s hodnotami získanými neinvazivní technikou měření.

Seznam doporučené literatury:

- [1] G. WEBSTER, Medical Instrumentation, Application and design, New York, USA: Wiley, 2010.  
[2] O. D. GLORIA, Hemodynamic Monitoring: Invasive and noninvasive Clinical Applications, Philadelphia, USA: Saunders, 2002.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

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

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

Datum zadání bakalářské práce: **02.02.2022**

Termín odevzdání bakalářské práce: **20.05.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2023**

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

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

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

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_  
Podpis studenta



## Poděkování / Prohlášení

Chtěl bych poděkovat panu doktoru Vratislavu Fabiánovi a panu inženýru Lukáši Materovi za pomoc při práci na bakalářské práci a za poskytnutí zdrojů a dat pro zpracování.

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

V Praze dne

.....  
Podpis autora práce

## Abstrakt / Abstract

Tato bakalářská práce se zabývá popisem a vyšetřením kardiovaskulárního systému, jehož onemocnění patří celosvětově mezi nejčastější příčiny úmrtí. Práce obsahuje popis základních hemodynamických parametrů se zaměřením na rychlost šíření pulzní vlny (PWV) a rešerši v současné době používaných zařízení sloužících k měření tohoto parametru.

V praktické části se práce zaměřuje na zpracování invazivních dat a ověření úspěšnosti a robustnosti tangenciální metody, jakožto nejhojněji používané metody detekce náběžné hrany pulzní vlny.

Druhá polovina praktické části se zaměřuje na vytvoření modelu sloužícího k aproximaci rychlosti, kterou urazí primární odražená vlna.

**Klíčová slova:** bakalářská práce, hemodynamické parametry, kardiovaskulární systém, rychlost šíření pulzní vlny, rešerše přístrojů, tangenciální metoda, pulzní vlna, lineární aproximace.

This bachelor thesis deals with description and examination of circulatory system, whose disease belongs to most frequent causes of death in the world. This thesis contains description of basic hemodynamic parameters, with aim to pulse wave velocity (PWV) and research of devices used for measuring this parameter currently.

Practical part is aimed at processing invasive data and verifying of succes rate and robustness tangencial method, as a most frequent method for detection leading edge of pulse wave.

Second half of practical part is aimed at creating model for aproximation velocity, which primary reflection wave travel.

**Keywords:** bachelor thesis, hemodynamics parameters, circulatory system, pulse wave velocity, research of devices, tangencial method, pulse wave, linear aproximation.

**Title translation:** Determination of pulse wave propagation velocity by invasive and non-invasive techniques

# Obsah /

<b>1 Úvod</b>	<b>1</b>		
<b>2 Hemodynamické parametry krve</b>	<b>3</b>		
2.1 Krevní tlak . . . . .	3		
2.1.1 Suprasystolický krevní tlak . . . . .	3		
2.1.2 Index zesílení . . . . .	4		
2.1.3 Ankle-Brachial Index . . . . .	4		
2.2 Metody měření krevního tlaku . . . . .	5		
2.2.1 Invazivní měření krevního tlaku . . . . .	5		
2.2.2 Neinvazivní měření krevního tlaku . . . . .	6		
2.3 Rychlost šíření pulzní vlny . . . . .	6		
2.3.1 Měření rychlosti šíření pulzní vlny . . . . .	7		
2.3.2 cfPWV . . . . .	7		
2.3.3 baPWV . . . . .	8		
2.3.4 hfPWV . . . . .	8		
<b>3 Rešerše přístrojů na měření PWV</b>	<b>10</b>		
3.1 Oscilometrické přístroje . . . . .	10		
3.1.1 Arteriograph . . . . .	10		
3.1.2 BP+ . . . . .	11		
3.1.3 Vasera VS-2000 . . . . .	12		
3.1.4 Vicorder . . . . .	13		
3.1.5 Omron HBP-8000 . . . . .	15		
3.1.6 Tel-O-Graph GSM . . . . .	15		
3.2 Tonometrický princip . . . . .	16		
3.2.1 Sphygmocor-XCEL . . . . .	17		
3.2.2 PulsePen . . . . .	18		
3.3 Ultrazvukové přístroje . . . . .	19		
3.3.1 Aloka Prosound Alpha . . . . .	19		
<b>4 Praktická část - invazivní měření</b>	<b>21</b>		
4.1 Předzpracování signálu . . . . .	22		
4.1.1 Filtrace signálů . . . . .	22		
4.1.2 Určení oblastí k hledání referenčních bodů . . . . .	23		
4.2 Metody pro nalezení referenčních bodů . . . . .	24		
4.2.1 Nalezení minima a maxima . . . . .	24		
4.2.2 Nalezení maximálního gradientu pulzní vlny . . . . .	25		
4.2.3 Tangenciální metoda . . . . .	26		
4.3 Zpracování nalezených bodů a výpočet rychlosti šíření pulzní vlny . . . . .	27		
4.4 Spočtená data . . . . .	27		
4.5 Diskuse výsledků . . . . .	27		
<b>5 Praktická část - neinvazivní měření</b>	<b>29</b>		
5.1 Naměřená data . . . . .	29		
5.2 Zpracování dat . . . . .	29		
5.3 Tvorba modelu . . . . .	30		
5.4 Zhodnocení výsledků . . . . .	30		
<b>6 Závěr</b>	<b>33</b>		
<b>Literatura</b>	<b>34</b>		
<b>A Seznam použitých zkratk</b>	<b>39</b>		



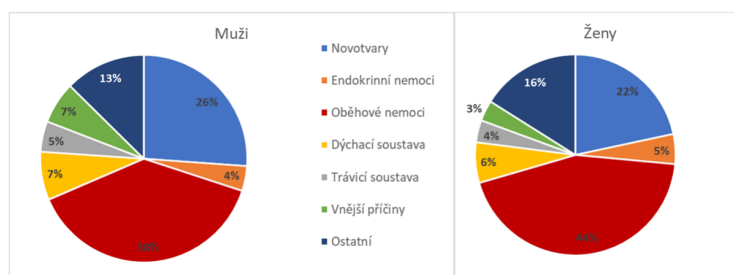


# Kapitola 1

## Úvod

Onemocnění kardiovaskulárního systému patří dlouhodobě mezi nejčastější příčiny úmrtí v České republice, ale i ve světě. Minimálně již od roku 2000 tvoří onemocnění kardiovaskulárního systému hlavní příčinu úmrtí až u 40 % populace v České republice. [1] [2]

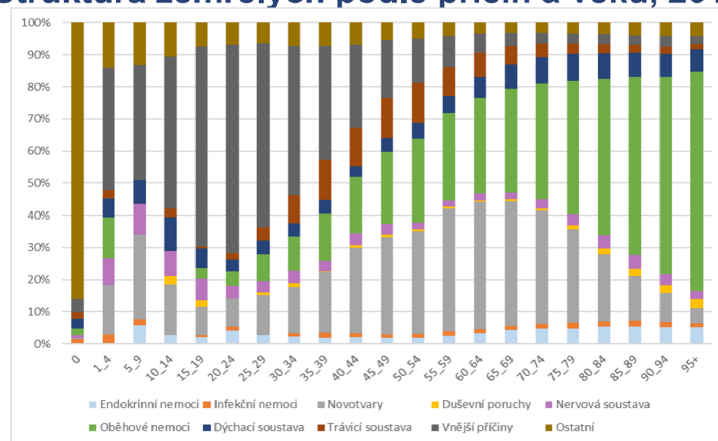
### Struktura zemřelých dle příčin a pohlaví, 2018



**Obrázek 1.1.** Statistika příčin úmrtí v ČR za rok 2018 [1]

Je tedy nutné tyto potíže včas odhalit a předcházet možným komplikacím, zejména u starší populace. V závislosti na pohlaví je toto číslo u žen vyšší než u mužů. [1] [2]

### Struktura zemřelých podle příčin a věku, 2018



**Obrázek 1.2.** Statistika příčin úmrtí v ČR za rok 2018 v závislosti na věku [1]

Po úvodní části, druhá část (2) práce přináší popis důležitých hemodynamických parametrů, které se měří invazivními a neinvazivními metodami. V třetí části (3) práce je kladen největší důraz na rychlost šíření pulzní vlny (PWV - Pulse Wave Velocity), která je jedním z nejdůležitějších parametrů popisujících stav kardiovaskulárního systému. Tato část tedy obsahuje rešerši v současné době používaných přístrojů pro měření a dlouhodobý monitoring tohoto parametru.

Tato bakalářská práce vznikla ve spolupráci s grantem na vývoj neinvazivního přístroje pro měření PWV, pro jehož testování byla naměřena data invazivním i neinvazivním způsobem. Na zpracování těchto dat se zaměřuje čtvrtá (4) a pátá část (5) této práce, kde dochází k otestování metod pro detekci počátku pulzní vlny a následného výpočtu PWV u dat invazivních. A následuje vytvoření modelu pomocí lineární regrese pro data neinvazivní.

# Kapitola 2

## Hemodynamické parametry krve

Tato kapitola se zaměřuje na popis hemodynamických parametrů, které se dají získat invazivním a neinvazivním měřením. Tyto parametry slouží k diagnostice a včasnému léčení kardiovaskulárních onemocnění.

### 2.1 Krevní tlak

Krevní tlak je základní hemodynamický parametr. Je to síla, kterou působí protékající krev na stěnu cévy. Krevní tlak popisují zpravidla 3 hodnoty. Systolický krevní tlak (SBP), což je nejvyšší hodnota tlaku v průběhu ejekční fáze. Diastolický krevní tlak (DBP), což je nejnižší tlak během fáze plnění. A střední arteriální tlak (MAP), který se určuje jako střední hodnota tlaku během měření. Nejvyšší z těchto tlaků je tlak systolický, jehož normální hodnota by měla být menší než 120 mmHg. Normální hodnota diastolického tlaku by měla být menší než 80 mmHg. Střední arteriální tlak pak můžeme buď spočítat pomocí rovnice (1) nebo, v případě měření oscilometrickou metodou, je to hodnota s nejvyšší amplitudou oscilací. [3]

$$MAP = \frac{1}{T} \int_0^T p(t) dt \quad (1)$$

, kde T je čas po který měříme a p(t) je arteriální tlak v čase t. Arteriální krevní tlak je samozřejmě vyšší než žilní krevní tlak. Ve větších artériích je tlak téměř rovný tlaku aortálnímu a při distribuci krve do periferních artérií se tlak snižuje až na individuální hodnotu pro každý orgán.[4]

Systolický/Diastolický krevní tlak [mmHg]	Normální tlak	Nizký tlak	Vysoký tlak
Kojenec	80/45	< 80/45	> 85/50
Větší dítě	110/70	<110/70	> 120/80
Dospělý muž	120/80	<100/60	> 140/90
Dospělá žena	120/80	<100/70	> 140/90

**Obrázek 2.1.** Tabulka s hodnotami krevních tlaků Převzato z [5].

#### 2.1.1 Suprasystolický krevní tlak

Suprasystolický krevní tlak je definován jako tlak, při kterém dojde k úplnému uzavření artérie. Hodnota tohoto tlaku je o 10-40 mmHg vyšší než SBP. Je tedy nutné nejprve pro určení hodnoty pacienta změřit SBP. [6]

### 2.1.2 Index zesílení

Index zesílení (AI - Augmentation Index) je jeden z dalších důležitých hemodynamických parametrů. Je definován jako podíl dvou tlaků a tento podíl vyjadřuje rovnice (2).

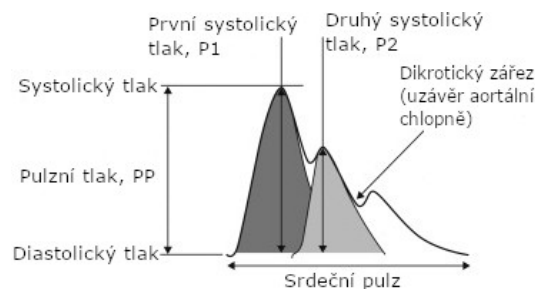
$$AI = \frac{\Delta P}{PP} \quad (2)$$

$\Delta P$  lze vyjádřit jako rozdíl tlaků. Toto vyjádření poté popisuje rovnice (3).

$$AI = \frac{P_2 - P_1}{PP} \quad (3)$$

, kde  $P_2$  je tlak, který vznikne odraženou vlnou od bifurkace,  $P_1$  je systolický krevní tlak a PP (Pulse Pressure) je rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem.[7]

Tento krevní parametr je silně ovlivněn věkem a problémy s cévami. Ale naopak se prokázal jako užitečný nástroj k predikci kardiovaskulárních onemocnění, protože AI dokáže rozlišovat účinky vazoaktivních léků. [7]



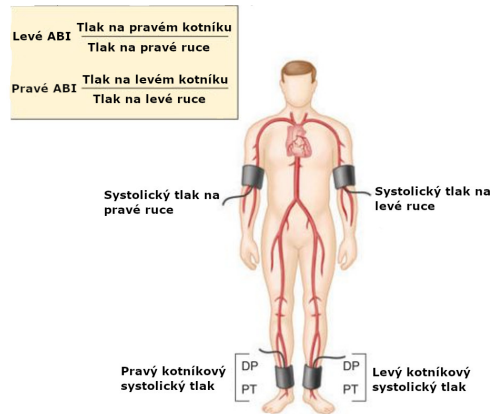
**Obrázek 2.2.** Ukázka parametrů pro výpočet AI. Převzato z [8]

### 2.1.3 Ankle-Brachial Index

Ankle-Brachial Index (ABI) je parametr, který je definován jako poměr systolického tlaku měřeného u kotníků a systolického tlaku měřeného na paži. ABI se měří pomocí tlakových manžet na všech končetinách a určuje se tedy pro levou i pravou stranu zvlášť. Pomáhá při detekci ischemické choroby dolních končetin, predikci infarktu nebo mozkové příhody. Tento bezrozměrný parametr se spočte pomocí rovnice (4).

$$ABI = \frac{SBP_A}{SBP_B} \quad (4)$$

, kde  $SBP_A$  je systolický tlak změřený u kotníků a  $SBP_B$  je systolický krevní tlak změřený na paži. Hodnoty ABI by se u zdravých pacientů měly pohybovat v rozmezí 1-1,4. Hodnoty menší než 0,8 již indikují těžší arteriální onemocnění. Hodnoty menší než 0,5 již indikují ischemickou chorobu dolních končetin. Naopak hodnoty větší než 1,4 indikují zvýšenou arteriální tuhost. [9]



**Obrázek 2.3.** Schéma měření ABI. Převzato z [10]

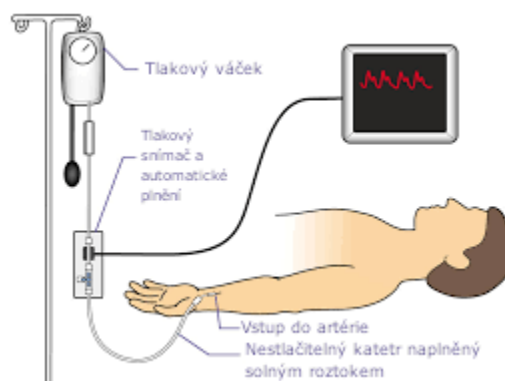
## 2.2 Metody měření krevního tlaku

Základní rozdělení metod měření krevního tlaku se rozlišuje na invazivní a neinvazivní měření. Při invazivním měření se nejčastěji přímo do artérie zavede katetr, pomocí kterého je změřen tlak. Při neinvazivním se nejčastěji nasazuje tlaková manžeta na paži nebo je možné tlak změřit též optickou metodou.

### 2.2.1 Invazivní měření krevního tlaku

Invazivní měření se používá ve speciálních případech a má oproti neinvazivnímu měření několik výhod. Jednou z nich je přesnost, a to i u velmi nízkých tlaků způsobených například šokem. Další z nich je i doba, po kterou můžeme tlak měřit. Nejčastěji se invazivní měření používá právě k dlouhodobějšímu monitoringu. [11]

Samotné měření se provádí pomocí katetru, který je možné zavést například přímo do srdečních komor pro krátký monitoring. Nejčastěji je zaveden přes femorální nebo radiální tepnu. Katetr je vyplněn nejčastěji fyziologickým roztokem, která přenáší tlak do převodníku, který ho poté převede na signál. [12]



**Obrázek 2.4.** Schéma invazivního měření tlaku. Převzato z [12]

Další způsob měření se realizuje pomocí speciálního katetru, který má na konci polovodičový nebo optický snímač.

## 2.2.2 Neinvazivní měření krevního tlaku

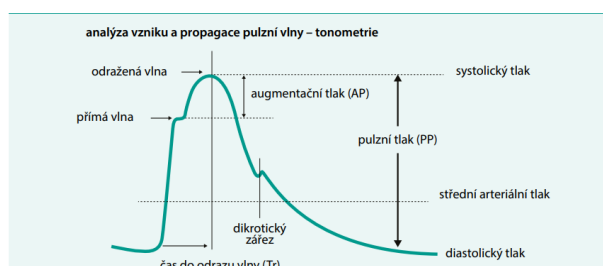
Pro neinvazivní měření krevního tlaku se nejčastěji používají auskultační a oscilometrická metoda.

Při auskultační metodě se pomocí stetoskopu nebo manžety s mikrofonem poslouchají Korotkovovy ozvy, které jsou nejspíše způsobeny turbulentním prouděním za manžetou. Nejprve se manžeta natlakuje na hodnotu, kdy je artérie zcela zaškrcena, a poté je tlak postupně snižován. SBP je určen jako tlak, kdy byly poprvé slyšeny Korotkovovy ozvy, a DBP, kdy tyto ozvy přestaly.[13]

Při oscilometrické metodě je tlak přenášen přes manžetu do tlakového snímače, který přenáší pulzace do počítače. SBP je určen jako tlak, kdy bylo dosaženo 50% maximální amplitudy a DBP jako hodnota, kdy došlo k poklesu na 70% z maximální hodnoty amplitudy. MAP je stanoven jako tlak, kdy došlo k maximální amplitudě oscilací.[14]

## 2.3 Rychlost šíření pulzní vlny

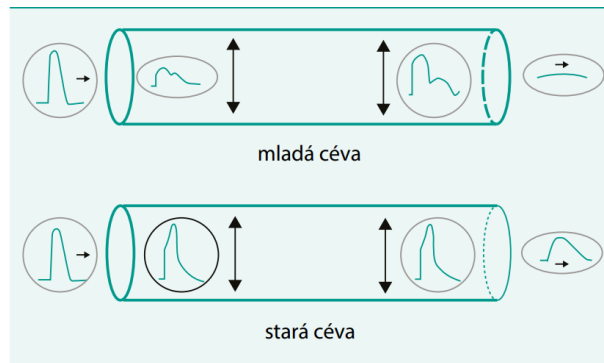
Rychlost šíření pulzní vlny (PWV) je jedním ze základních parametrů popisujících stav arterií a jejich tuhost. Rychlost šíření pulzní vlny je definována jako rychlost, kterou putuje cévní soustavou pulzní vlna, která vznikne vypuzením krve ze srdce. Rychlost této vlny je závislá na poddajnosti cév. Čím je céva méně poddajná, tím je rychlost vyšší. Ke snižování poddajnosti postupně dochází s rostoucím věkem. Lze tedy podle průměrných hodnot určit stáří cév a i pacienta samotného. Avšak vaskulární věk se může od kalendářního, potažmo biologického věku, výrazně lišit.[15]



**Obrázek 2.5.** Změřená pulzní vlna [15]

Elastické artérie vstřebávají nárazovou pulzní vlnu. Díky elasticitě přemění pulzní tok krve na kontinuální, roztažením a postupným smršťováním. To zajišťují elastická vlákna ve struktuře stěn cév, zejména v tunica media (střední vrstva, mezi tunica media a tunica externa). Postupem věku dochází k dezintegraci těchto vláken a nahrazení kolagenním vazivem, které postrádá tuto pružnost. Toto probíhá stejně i u hypertenze, ale bohužel rychleji a v časnějším věku. Tímto se právě liší biologický věk od vaskulárního.

Rychlosti šíření pulzní vlny přesahující hodnotu 10 m/s jsou patologické v jakémkoliv věku.[15]



**Obrázek 2.6.** Změna tvaru vlny s rostoucím věkem [15]

### 2.3.1 Měření rychlosti šíření pulzní vlny

Měření rychlosti šíření pulzní vlny (PWV) lze provádět invazivně i neinvazivně. Invazivní měření probíhá tak, že se zavede katetr do aorty a se synchronizací s EKG se změří tlakové pulzace způsobené šířením pulzní vlny. Poté se katetr posune o danou délku a měření se provede znovu. Poté se určí rozdíl času a vypočte se rychlost.

Nevýhoda invazivního měření spočívá ve větší složitosti a náročnosti. Rekonvalescence po tomto zákroku je mnohem delší než u neinvazivního měření, a používá se tedy většinou spíše pro ověření metody měření nebo ověření funkčnosti nového zařízení.

Neinvazivní měření bývá zpravidla jednodušší a lze měřit mnoho typů PWV a dalších parametrů. Nejčastěji se však měří tři a to: cfPWV, baPWV a hfPWV. První dvě písmena těchto parametrů jsou vždy iniciály z názvů míst, kde se signál měří (například cf = carotid-femoral). V člancích lze také narazit na faPWV, tedy femoral-ankle PWV, což je další používaná metoda. [16]

U měření nastává problém, že nelze vždy přesně určit místo odrazu. Zprvce bez nahlédnutí do těla nelze přesně určit pozici bifurkace a zadruhé nelze s jistotou říci, že odražená vlna se odrazila právě v tomto místě. Tyto problémy nastávají zejména u pacientů se stenózami (patologické zúžení či zhoršení průchodnosti). [17]

### 2.3.2 cfPWV

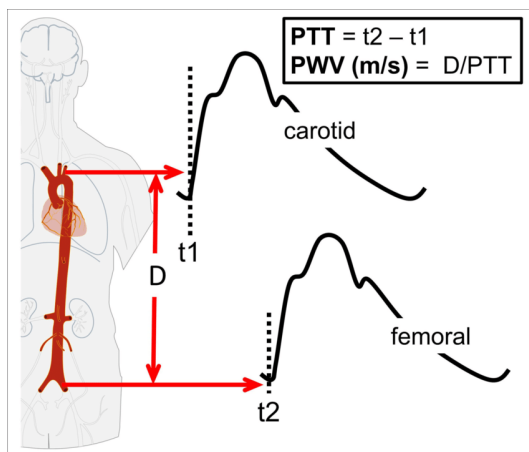
Parametr cfPWV (carotid-femoral Pulse Wave Velocity) je rychlost šíření pulzní vlny mezi carotidou (krkavicí) a femorální tepnou. Tento parametr je díky jednoduchosti a rychlosti měření považován za tzv. „zlatý standard“. Určení vzdálenosti v tomto měření se určuje pomocí jugula (důlku hned nad hrudní kostí). Změří se vzdálenost jugulum-carotida a jugulum-femorální tepna. Výsledná vzdálenost je poté určena pomocí (5). [18]

$$cf_{dist} = d_{jf} - d_{jc} \quad (5)$$

, kde  $d_{jf}$  je vzdálenost mezi jugulem a femorální tepnou a  $d_{jc}$  mezi jugulem a carotidou. Pokud následně se synchronizací s EKG určíme časový rozdíl mezi nadetekovanými vlnami, můžeme cfPWV spočítat jako (6)

$$cfPWV = \frac{cf_{dist}}{PTT} \quad (6)$$

, kde PTT (Pulse Transit Time) je rozdílový čas mezi pulzy.



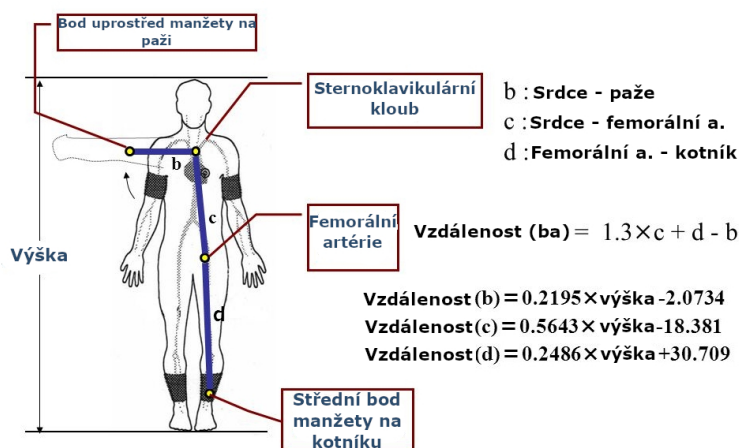
Obrázek 2.7. Měření cfPWV [19]

### 2.3.3 baPWV

Parametr baPWV (brachial-ankle Pulse Wave Velocity) je parametr, který narozdíl od cfPWV počítá více s periferními tepnami v dolních končetinách. Měření provádíme se čtyřmi tlakovými manžetami na všech končetinách najednou. Výsledná rychlost se určí stejně jako u cfPWV, tedy pomocí (7). [20]

$$baPWV = \frac{ba_{dist}}{PTT} \quad (7)$$

Zde ovšem nastává problém s určením  $ba_{dist}$ . U velké artérie, lze odhadnout celkem přesně vzdálenost, kterou musí urazit vlna. U periferních cév to předpokládat obecně nelze. Tento problém byl nakonec vyřešen japonským výzkumem, který s pomocí MRI porovnal hodnoty baPWV a určil maximálně obecně přesné vzorečky pro výpočty vzdáleností pouze pomocí výšky pacienta.[21]



Obrázek 2.8. Měření baPWV i s vzorečky pro výpočet vzdáleností. Převzato z [22]

### 2.3.4 hfPWV

HfPWV (heart-femoral Pulse Wave Velocity) je metoda, kdy se rychlost vlny měří v srdci a ve femorální tepně. Je to rovněž jedna z často používaných metod. Oproti cfPWV nevyžaduje aplanaci carotidy a eliminuje riziko vytvoření plaku v tepně, které by mohlo



měření zmást. Její nevýhodou je určitá odbornost, která je nutná při měření, jelikož se jedná o invazivní měření. Samotný výpočet není tak jednoduchý jako v předchozích případech a počítá se zde se zafixovaným DBP o velikosti 80 mmHg. Samotný výpočet se realizuje pomocí vzorce (8).

$$hfPWV = 1.3 \frac{d_{hf}}{t + t_{car}} \quad (8)$$

, kde  $d_{hf}$  je vzdálenost míst měření (femorální tepny a druhé místo se určuje jako druhé mezižebří). 1,3 je anatomická konstanta pro korekci. Veličina  $t$  je časový rozdíl mezi odraženými vlnami na obou místech a  $t_{car}$  je čas mezi druhou srdeční ozvou a systolickým vrcholem pulzní vlny v carotidě.

# Kapitola 3

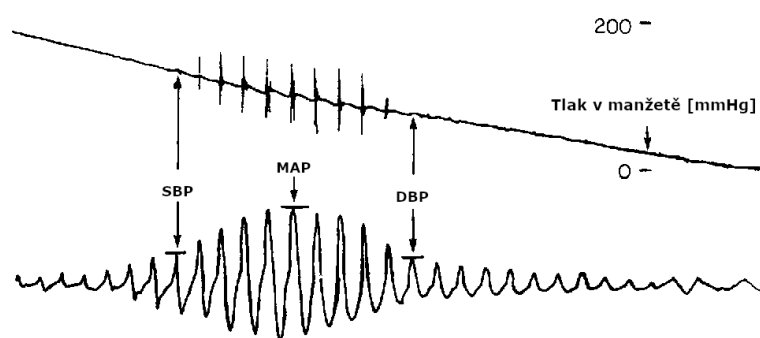
## Rešerše přístrojů na měření PWV

Tato kapitola se zaměřuje na rešerši komerčně nejrozšířenějších přístrojů na měření PWV. Přístroje se dělí podle způsobu měření na:

- Oscilometrické
- Tonometrické
- Ultrazvukové

### 3.1 Oscilometrické přístroje

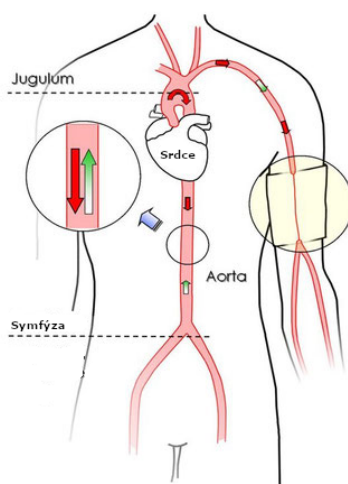
Princip měření oscilometrického přístroje spočívá na přenášení pulzací uvnitř artérií přes manžetu do tlakového snímače v přístroji. Manžeta se tedy přiloží na artérii (pozice se liší podle přístroje), natlakuje se a snímají se pulzace uvnitř artérie. Z tohoto signálu se poté vyhodnocují hemodynamické parametry.



**Obrázek 3.1.** Oscilace nasnímané přes manžetu spolu s určením hodnot krevního tlaku.  
Převzato z [23]

#### 3.1.1 Arteriograph

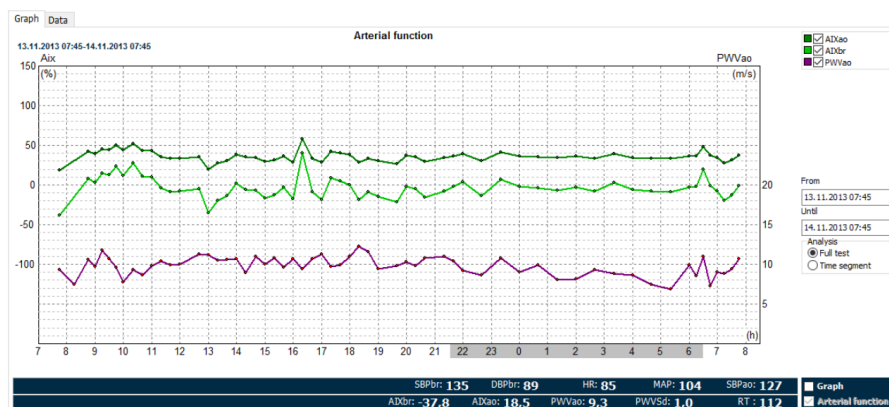
Arteriograph od maďarské společnosti Tensiomed je oscilometrický přístroj pro neinvazivní měření PWV, AI a měření centrálního tlaku krve. Tlaková manžeta se nasadí na paži a nafoukne se na suprasystolický tlak (2.1.1). Při eejkci krve z levé srdeční komory vznikne pulzní vlna, která se šíří artériemi. Amplituda první takové vlny, kterou senzor změří se rovná systolickému tlaku. Další pulzace představuje odraz od aortální bifurkace. Pro výpočet PWV už stačí určit pouze vzdálenost. Tato vzdálenost je určena jako vzdálenost jugulum-symfýza (stydká kost). Vlna tuto vzdálenost urazí dvakrát, a proto je nutné čas ještě vydělit dvěma. Z naměřeného průběhu detekovaných pulzací a pomocí rovnice (2) se rovněž spočte i index zesílení. [24]



**Obrázek 3.2.** Schéma měření pomocí Arteriographu [24]

Centrální tlak je následně spočítán pomocí PDA algoritmu, který využívá vztahu periferního tlaku a amplitudy odražené vlny.

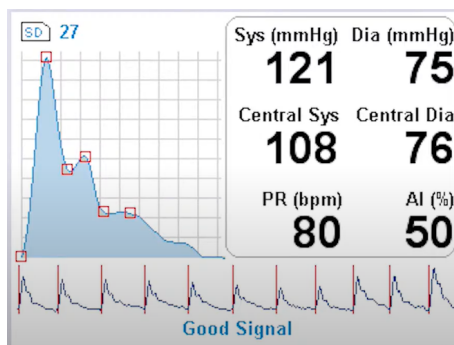
Tato společnost vyvinula také model s názvem Arteriograph24 který, provádí měření 24h denně. Zařízení provádí celodenní měření a zhodnotí i používání léků na kardio-vaskulární onemocnění. Data jsou dále přes bluetooth přenesena do počítače a speciální aplikací Tensiomed vyhodnocena.[25]



**Obrázek 3.3.** Rozhraní aplikace Tensiomed [25]

### 3.1.2 BP+

Zařízení BP+ od firmy Uscom je další oscilometrický přístroj, který se zaměřuje na měření PWA (Pulse Wave Analysis) pomocí tlakové manžety na paži. Manžeta se nafoukne na suprasystolický tlak (2.1.1) a provede analýzu. Na LCD displeji přímo na zařízení se ukáže nadetekovaná vlna včetně zvýrazněných PoI (Points of Interest). Na spodní části displeje se rovněž ukáže 10 vteřin z celkového záznamu. Zařízení poté spočítá a zobrazí centrální a periferní krevní tlak a index zesílení. Měření je pak možno převést do PC, kde aplikace spočte dalších až 22 parametrů, včetně PWV, a zobrazí i příslušné grafy. [26]



**Obrázek 3.4.** LCD displej z přístroje BP+ [26]

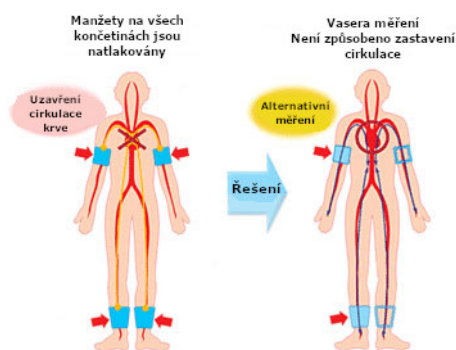
### 3.1.3 Vasera VS-2000

Vasera VS-2000 od japonské společnosti Fukuda Denshi Co., Ltd je již v pořadí 3. generace tohoto zařízení. Umožňuje všestranné měření různých parametrů krve, které zobrazí přímo na integrovaném displeji, nebo po přenosu do PC vyhodnotí a přehledně zobrazí.



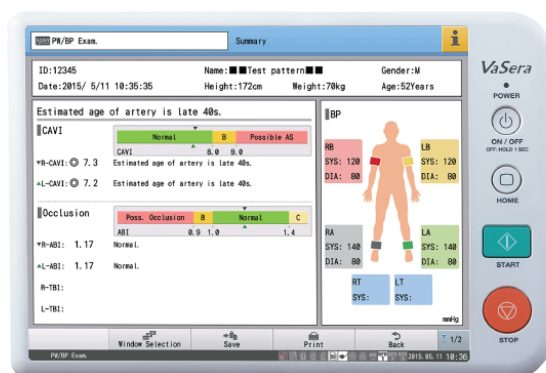
**Obrázek 3.5.** Vasera VS-2000 [27]

Tento model má 2 základní způsoby měření. První způsob je „běžné“ měření krevního tlaku s pomocí jediné manžety. Druhý způsob pracuje využitím všech čtyř dostupných manžet na končetiny a s využitím fonokardiogramu, který se umístí do jugula pro synchronizaci s EKG. Přístroj nejprve provede kontrolní měření, kdy se pokusí nadetekovat správně náběžné hrany, a pokud je počet správně detekovaných vln dostatečný, přejde k samotnému měření. Jak toto testování, tak i samotné měření neprobíhá pro obě strany současně. Nikdy tedy nejsou natlakovány všechny 4 manžety současně, což zpřesňuje měření a zároveň tolik nezatěžuje organismus. [28]



**Obrázek 3.6.** Schéma měření pacienta zařízením Vasera. Převzato z [29]

Před samotným měřením je možné si vybrat, které parametry chceme změřit. Například to jsou PWV (2.3), AI (2.1.2), ABI (2.1.3), centrální a periferní tlak krve a jako jeden z mála přístrojů přidává i CAVI. Na základě těchto parametrů také odhadne přibližné stáří cév u pacienta.



**Obrázek 3.7.** Displej VS-2000 [28]

Dále je možno dokoupit a připojit volitelné moduly, jako například dvanáctivodové EKG nebo modul pro měření TBI (Toe Brachial Index). Tento model také disponuje Wi-Fi modulem pro snadnější přenos dat do PC. [29]

### 3.1.4 Vicorder

Zařízení Vicorder od britské společnosti Skidmore Medical je zařízení umožňující neinvazivní měření hemodynamických krevních parametrů. Narozdíl od všech předchozích zařízení je zde nutné připojení k PC, jelikož toto zařízení nedokáže samostatně měřit. Data jsou tedy přímo přenášena a vyhodnocována v PC. Připojení přes USB kabel zároveň zajišťuje i napájení. Tradiční parametry, jako systolický a diastolický krevní tlak, jsou změřeny manžetou na paži.



**Obrázek 3.8.** Zařízení Vicorder [30]

Měření PWV pomocí Vicorderu probíhá připojením manžety, která se nasadí na stehno, a další menší manžety, která měří na carotidě. Pro měření je nutné ještě změřit vzdálenost od manžety na stehně k jugulu a zadat ji do aplikace. Pro větší intuitivnost obsahuje aplikace 3D model lidského těla, který přímo ukazuje průběh měření.



**Obrázek 3.9.** 3D model lidského těla v aplikaci Vicorder [31]

Další parametr, který je možno změřit, je ABI (2.1.3). V tomto případě použijeme 4 tlakové manžety na všechny končetiny. Nejprve se změří tlaky na horních končetinách.

nách a poté se připojí manžety na dolních končetinách. Pak jsou změřené hodnoty vyhodnoceny a spočten ABI. Jako přídatný modul je možnost měřit ABI pomocí Dopplerovského ultrazvukového senzoru, kdy se změří tlak pomocí tohoto senzoru vždy těsně pod manžetou.[32]

### ■ 3.1.5 Omron HBP-8000

Omron HBP-8000 je zařízení pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů krve. Oproti jiným zařízením Omron měří parametr baPWV (2.3.3). Je opět možnost vybrat z několika módů měření, jelikož modul pro připojení kotníkových manžet lze odpojit. Lze tedy jednoduše přepnout mezi PWA a metodou PWA s PWV a ABI. Po připojení i kotníkových manžet lze změřit PWV a ABI pro levou i pravou stranu odděleně. V módu s manžetami pouze na horních končetinách zařízení porovnává tlaky na obou pažích a snaží se detekovat rozdíly mezi tlaky. Výsledky je opět možné převést do PC a přehledněji zpracovat a zobrazit v aplikaci. [33]



**Obrázek 3.10.** Omron HBP-8000 i s modulem pro kotníky [34]

Pro měření je tentokrát ještě nutné zadat výšku pacienta, ze které jsou poté vypočteny jednotlivé vzdálenosti.[33]

### ■ 3.1.6 Tel-O-Graph GSM

Asi nejnovější zařízení Tel-O-Graph od německé firmy IEM je přístroj pro neinvazivní měření hemodynamických parametrů krve. Zařízení má několik verzí a modifikací.



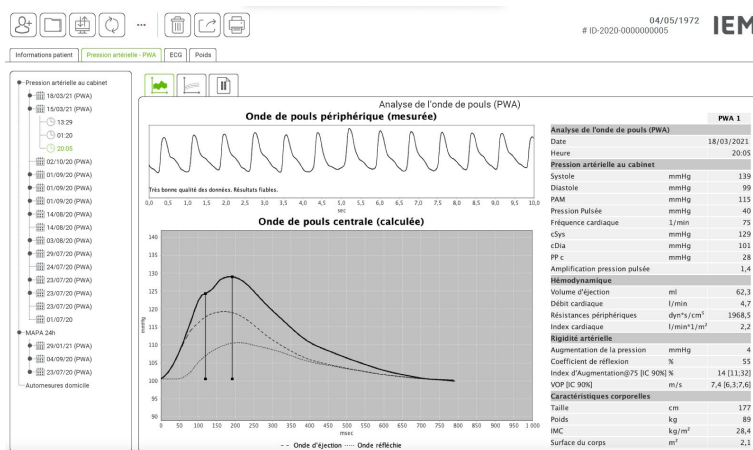
[35]

**Obrázek 3.11.** Zařízení Tel-O-Graph

Tel-O-Graph využívá oscilometrický princip a měří pomocí tlakové manžety umístěné na paži. Manžeta se nafoukne na suprasystolický tlak a provede měření. Na zabudovaném LCD displeji se zobrazí pouze základní parametry jako SBP a DBP a HR (Heart Rate). Hlubší náhled do dat zajistí aplikace přímo od firmy IEM.

Mírnou nevýhodou této aplikace je nutnost kupování licencí. Základní verze zobrazuje pouze základní data, která se v podstatě zobrazují na displeji. Dále je možnost zakoupit licenci pro výpočet centrálních krevních tlaků a celkové PWA i s výpočtem PWV. [35]

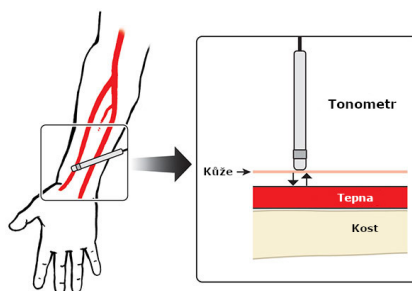
Tato firma rovněž vyrábí zařízení s názvem Mobile-O-Graph. Jak již název napovídá, jedná se mobilní zařízení určené k nonstop 24 hodinovému sledování pacienta. Data jsou pak pomocí USB nebo Bluetooth přenesena do PC. Tento model nedisponuje zabudovaným LCD displejem, a je tedy nutné použít PC. Starší model Tel-O-Graph přenášel data do PC přes USB, BT nebo Infraport. Tel-O-Graph GSM obsahuje navíc GSM a zabudovanou SIM kartu, a lze tedy přenášet data kdykoliv přes mobilní síť. Data se přenášejí na servery a lékař nebo i sám pacient je může kdykoliv zkontrolovat. [35]



Obrázek 3.12. Prostředí aplikace od IEM [35]

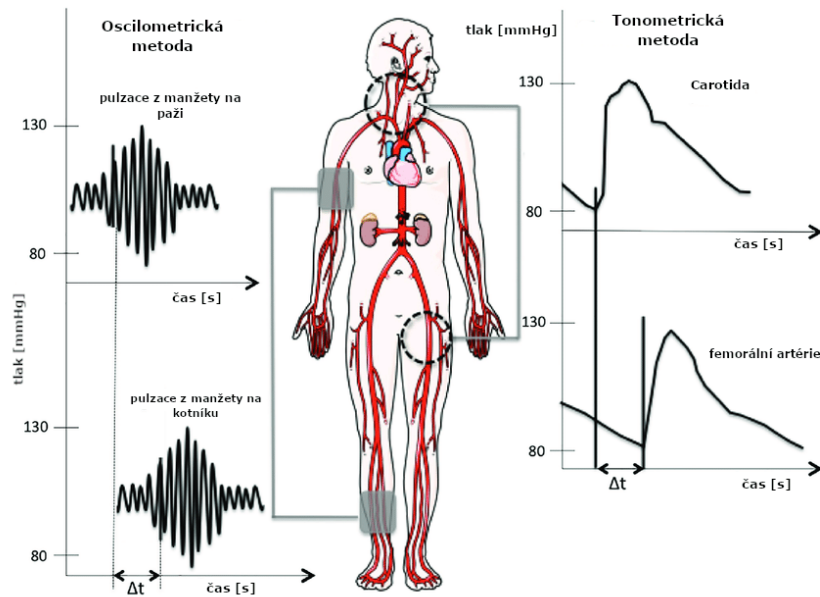
## 3.2 Tonometrický princip

U této metody se používá takzvaná aplananční tonometrie, což je neinvazivní metoda využívající piezoelektrický tlakový senzor, který přiložíme na artérii, nejčastěji carotidu nebo femorální artérii, která je přístupná palpaci (vyšetření dotykem, hmatem). Artérii stlačíme proti pevnější struktuře, nejčastěji proti svalům. Artérie se zdeformuje a my můžeme změřit tlak uprostřed artérie. Touto deformací se ovšem rovněž sníží tlak i celková amplituda, a je tedy těžší detekovat odražené vlny. [36]



Obrázek 3.13. Tonometrické měření. Převzato z [36]

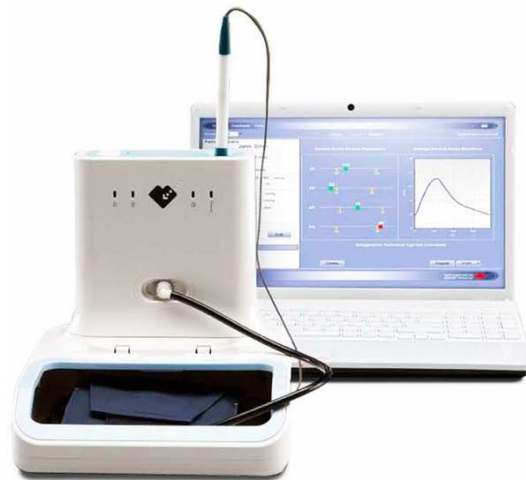




**Obrázek 3.14.** Ukázka měření a výpočtu PTT oscilometrickou a tonometrickou metodou. Převzato z [37]

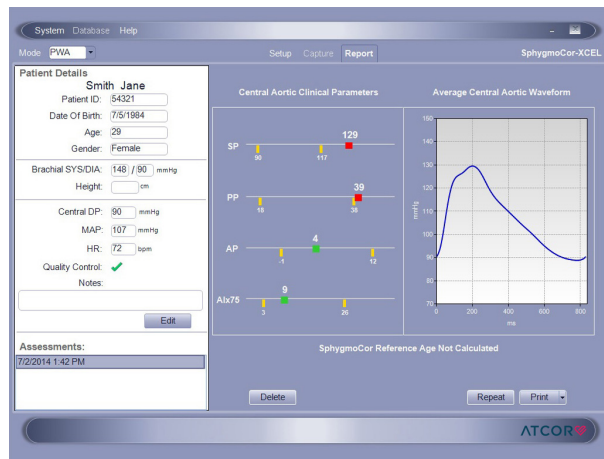
### ■ 3.2.1 Sphygmocor-XCEL

Zařízení SphygmoCor-XCEL od firmy Atcor je celosvětově považováno za „zlatý standard“ měření PWV. Podobně jako Vicorder (3.1.4) je i k tomuto zařízení potřeba připojení k PC, které zajišťuje napájení a poté přenos a zpracování dat. [38] [39]



**Obrázek 3.15.** SphygmoCor-XCEL [38]

Samotné měření probíhá vcelku jednoduše. Tlaková manžeta je umístěna na stehno co nejbližší femorální artérii a u pacienta se najde vhodná pozice pro měření tlaku na carotidě. Do aplikace se poté, kromě údajů o pacientovi, zadá vzdálenost označeného místa carotida-jugulum a vzdálenost vrchní hrany manžety na stehně od jugula. Pulzace ve femorální artérii jsou pak snímány manžetou. Na předem nalezené místo přiložíme aplanační tonometr podobný peru a změnou úhlu a pozice najdeme nejideálnější průběh pulzací. [40]



**Obrázek 3.16.** Aplikace SphygmoCor [38]

Oproti předchozímu modelu SphygmoCor System již není nutné měřit EKG pacienta, které sloužilo k synchronizaci signálu a je možné měřit simultánně pulzace na carotidě a ve femorální artérii.

Jednou z velkých nevýhod tohoto měření je vliv měřícího pracovníka na tonometr. Přílišný pohyb senzoru se výrazně může podepsat na kvalitě měření. Je tedy nutné ruku se senzorem zafixovat, například položit na tělo pacienta.

Samotný přístroj má 2 způsoby měření a to PWA a PWA s PWV.

V prvním případě se pomocí manžety umístěné na paži během 60 sekund změří parametry krve, jako například centrální krevní tlak nebo index zesílení (AI). [40]

Ve druhém případě se změří PWV podle postupu uvedeného v předchozích odstavcích.

### 3.2.2 PulsePen

PulsePen je zařízení sloužící k neinvazivnímu měření hemodynamických parametrů a pracuje na velmi podobném principu jako starší model SphygmoCor System. Podobně jako zařízení Vicorder (3.1.4) a také SphygmoCore-XCEL (3.2.1) je nutné zařízení připojit k PC. U tohoto zařízení chybí manžeta určená pro femorální artérii, a je tedy nutné měření pomocí tonometru provést dvakrát, a to na carotidě a právě na femorální artérii. Oproti SphygmoCore-XCEL je zde nutné kvůli synchronizaci měřit i EKG pacienta, vůči kterému se vztahuje zpoždění jednotlivých vln. [41]



**Obrázek 3.17.** Zařízení PulsePen [41]

Měření EKG je zajištěno pomocí dvou senzorů. První na arteria subclavia a druhý těsně pod žebry. Poté se pomocí tonometru změří pulzace na carotidě a ve femorální artérii. Narozdíl od SphygmoCore-XCEL je možné vybrat i další parametry PWV jako například baPWV (2.3.3). Součástí měření je opět i měření centrálního krevního tlaku.

Nejnovější model PulsePen WPP-ETT již umožňuje měřit pomocí dvou tonometrů zároveň a není tedy potřeba měřit nejprve na carotidě a následně na femorální artérii. [40]

### 3.3 Ultrazvukové přístroje

Tento typ měření je nejspíše nejmodernější ze všech uvedených. Narozdíl od ostatních přístrojů zde měření probíhá opticky. Lékař nalezne pomocí ultrazvuku artérii (nejčastěji carotida, brachiální nebo femorální artérie) a pokusí se obraz co nejvíce zafixovat. Na snímku pomocí rámečku naznačí, kde se nachází stěna cévy, a systém poté hranice stěny identifikuje sám. Posléze stačí pouze několik pulzů, které přístroj nadetekuje a vyhodnotí.

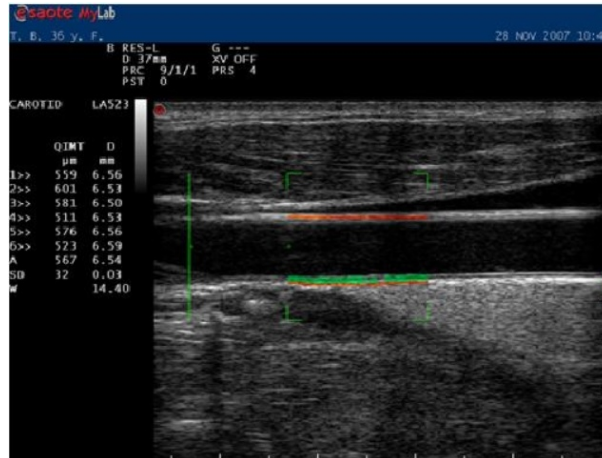
#### 3.3.1 Aloka Prosound Alpha

Zařízení Aloka Prosound Alpha od japonské firmy Hitachi je ultrazvukové diagnostické zařízení pro neinvazivní měření rychlosti šíření pulzní vlny a s dalším širokým polem využití. Lze s ním vyšetřovat břišní dutinu, provádět kardiologická vyšetření (s Dopplerovskou funkcí měření) nebo vyšetření prsou u žen. Mezi další použití je i kardiovaskulární vyšetření. Vyšetřující sonda pracuje na kmitočtu 10-14 MHz.[42]



**Obrázek 3.18.** Zařízení Aloka Prosound Alpha 7 [43]

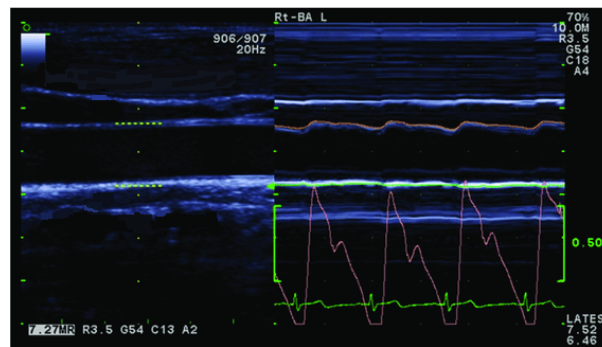
Samotné měření probíhá vcelku jednoduše. Pacientovi jsou připojeny EKG svody, které zde slouží k časové synchronizaci měření. Poté se v zařízení vybere artérie, kde chceme měřit a zadá se vzdálenost od jugula k místu, kde měříme. Pokud se podaří artérii správně nalézt, je nutné ruku se sondou v této pozici řádně zafixovat, kvůli pohybům, které by mohly rozostřit obraz. Lékař pak na displeji do rámečku vybere cévní stěnu. Zařízení se samo pokusí nalézt přesné hranice cévy v označené části podle rozdílu v kontrastu. Nalezené hranice je dále možno upravit manuálně. Zařízení po dobu 10 sekund měří a nakonec zprůměruje všechny naměřené hodnoty. Po celou dobu měření je také nutné měřit krevní tlak, který se zadá ručně do přístroje a nebo - pokud je to možné - přes USB rozhraní se hodnoty přímo nahrají do Aloky. [42]



**Obrázek 3.19.** Nalezení a označení stěn cévy ultrazvukem [42]

Toto zařízení vykazuje velikou přesnost měření. Přesnost detekce pohybu je 1-10  $\mu\text{m}$  a dosahuje vyšší přesnosti než například Dopplerovské měření.[42]

Při tomto měření se zároveň vyhodnotí několik dalších parametrů, jako například: index tuhosti ( $\beta$  index), augmentation index nebo  $\text{PWV}/\beta$  (lokální rychlost pulzní vlny v bodě).



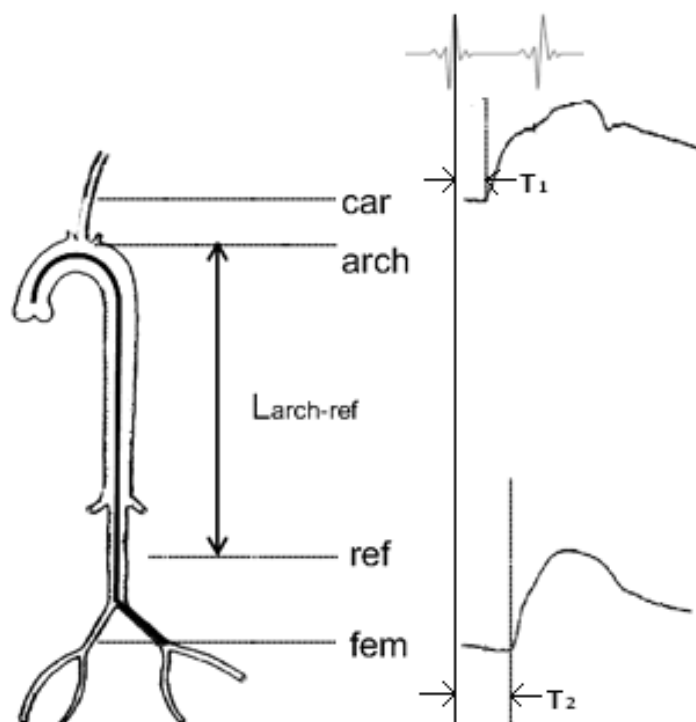
**Obrázek 3.20.** Průběh ultrazvukového měření PWV [42]

Toto zařízení se rovněž hojně používá pro měření tloušťky IMC (intima-mediálního komplexu), kde se zjišťuje tloušťka tunica intima a media. Tento parametr funguje jako velmi dobrá predikce pro zjištění aterosklerózy nebo ischemické srdeční choroby. [42]

## Kapitola 4

### Praktická část - invazivní měření

Náplní praktické části bakalářské práce bylo zpracování a vyhodnocení dat pacientů, u kterých se měřila rychlost šíření pulzní vlny invazivní metodou, tedy pomocí Millar katetru. Jednalo se celkem o 10 pacientů (3 ženy a 7 mužů) ve věkovém rozmezí 46 až 80 let. Invazivní i neinvazivní měření bylo součástí grantu na vývoj přístroje pro měření PWV. Pro toto měření byla vytvořena metodika, která byla schválena etickou komisí. V souladu s metodikou byla vyřazena data pacientů, kteří měli tepovou frekvenci vyšší než 120 úderů za minutu (frekvence 2Hz). Metodika se skládala ze čtyř kroků měření, přičemž se tato práce zabývá třetím krokem. Ten představoval měření PWV pomocí Millar katetru, který zaznamenával nejprve pulzace při vstupu do aorty, a poté byl posunut o 30 cm a bylo provedeno další měření. U těchto pacientů bylo provedeno i měření neinvazivní metodou experimentálním přístrojem. Tyto hodnoty jsou použity v tabulce 4.1.



$$\text{PTT} = T_2 - T_1$$
$$\text{PWV} = L_{\text{arch-ref}} / \text{PTT}$$

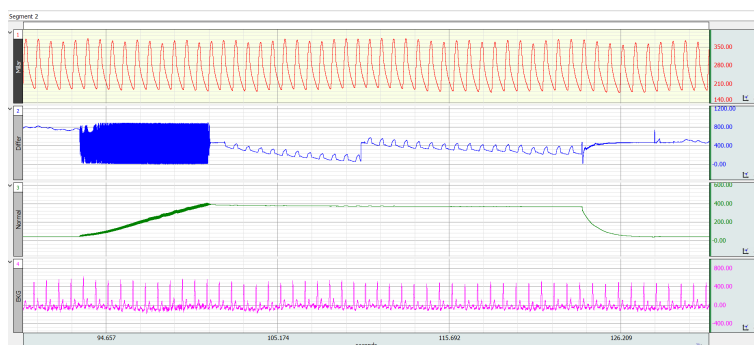
**Obrázek 4.1.** Grafické schéma výpočtu PWV

, kde  $T_1$  je časový rozdíl mezi R-špičkou EKG signálu a náběžnou hranou změřenou v prvním místě.  $T_2$  je časový rozdíl změřený v druhém místě (po posunu o 30 cm). „Car“

je na obrázku krkavice, „arch“ je oblouk aorty, „fem“ je femorální tepna a „ref“ je referenční místo, na které byl katetr posunut.  $L_{arch-ref}$  je poté již zmíněná vzdálenost, o kterou byl katetr posunut. K nalezení referenčních bodů, tedy bodů, které budou detekovány u všech pulzních vln a budou později sloužit k výpočtu, byly pokusně zvoleny 4 metody: nalezení minima a maxima v pulzní vlně, nalezení bodu s maximálním gradientem v pulzní vlně a tangenciální metoda.

## 4.1 Předzpracování signálu

Data byla naměřena zařízením Biopac MP36, což je čtyřkanálový systém pro měření biosignálů a jejich parametrů. Biopac také disponuje aplikací Biopac student lab, která přehledně zobrazuje data a umožňuje práci s nimi. V souladu s metodikou byly pro tuto práci použity kanály s tlakovými pulzacemi a s naměřeným EKG, který zde byl použit jako časová synchronizace.

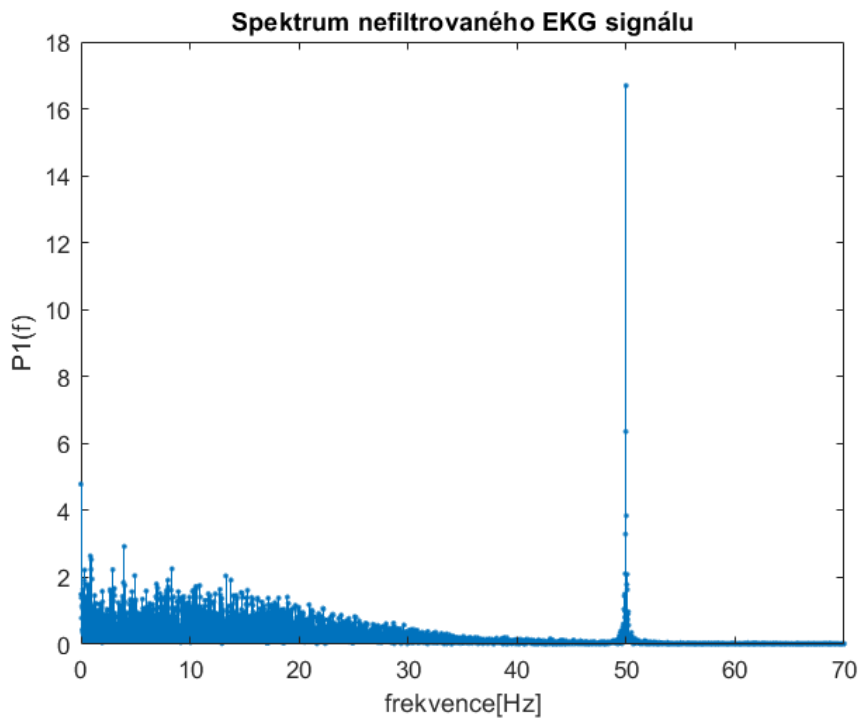


**Obrázek 4.2.** Rozhraní aplikace Biopac s ukázkou naměřených signálů

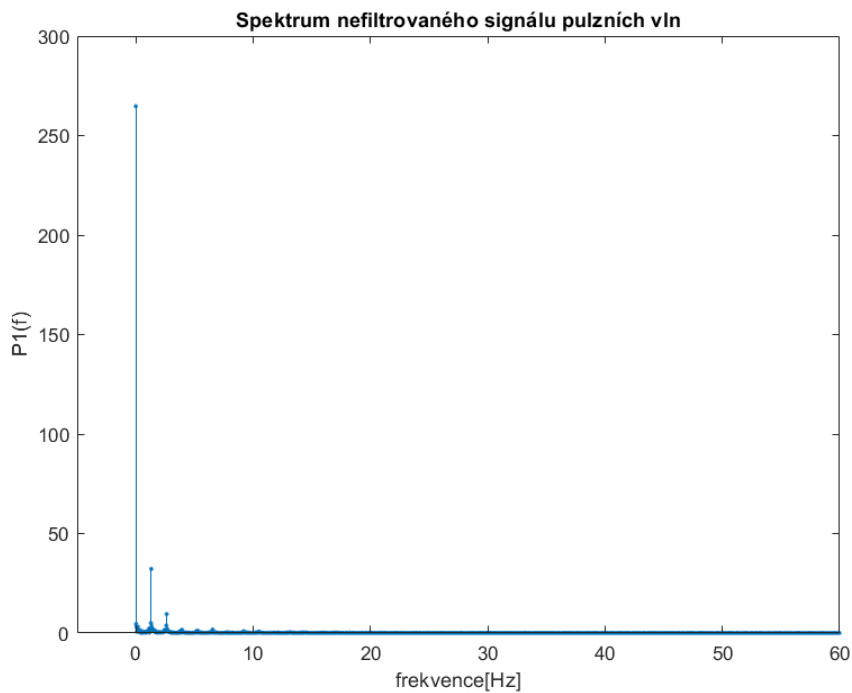
Aplikace umožňuje export dat do jiných formátů, které lze poté zpracovat v jiných aplikacích. Pro další zpracování dat byl následně zvolen Matlab 2021.

### 4.1.1 Filtrace signálů

Na odfiltrování šumové složky u EKG signálu a signálu s tlakovými pulzacemi byla použita pásmová propust. Na základě výsledků ze studií, byla zde použita pásmová propust s dolním kmitočtem 0,05 Hz [44] a horním kmitočtem 40 Hz. Horní hranice byla zvolena pro odstranění rušivé frekvence 50 Hz. Z pulzací naměřených Millar katetrem již bylo rušení odfiltrováno a byl zde použit pouze filtr isolinie na 0,05 Hz. Pásmová propust byla realizována pomocí funkce „bandpass“ a horní propust pomocí funkce „highpass“ v Matlabu. Tato funkce v defaultním módu, který byl zvolen, navrhne FIR (Finite Impulse Response) filtr s co nejmenším řádem. Při nedostatečné délce signálu navrhne IIR (Infinite Impulse Response) filtr s co nejmenším řádem. Pro filtrování signálu s pulzními vlnami byla použita pouze horní propust pro vyfiltrování isolinie. [45] [44]



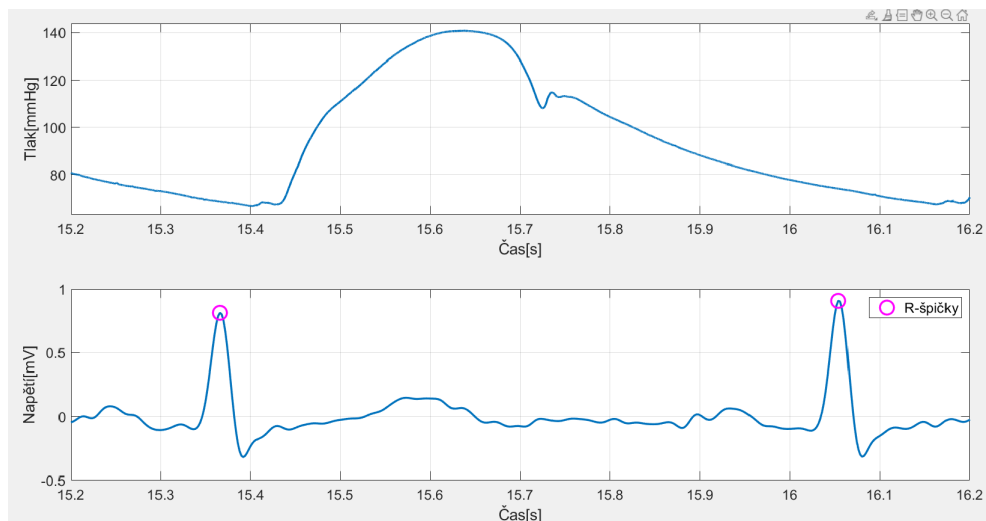
Obrázek 4.3. Spektrum EKG signálu



Obrázek 4.4. Spektrum signálu s tlakovými pulzacemi

#### 4.1.2 Určení oblastí k hledání referenčních bodů

Pro přehlednější zpracování signálu z katetru byl zvolen postup segmentace signálu na menší části, s nimiž se později pracovalo. Pro toto rozdělení byl použit EKG signál, který se měřil souběžně s pulzními vlnami.



**Obrázek 4.5.** Ukázka naměřené pulzní vlny a souběžně měřeného EKG

Pomocí algoritmů v Matlab byly v EKG signálu nadetekovány R-špičky (peaks) v jednotlivých QRS komplexech. Algoritmy slouží k nalezení lokálních extrémů v daném signálu v časové oblasti. Jako úsek pro další zpracování byl určen úsek mezi dvěma sousedními R-špičkami. V tomto úseku byly poté podle použitých metod nalezeny referenční body.

Pro správné nalezení špiček bylo nutné upravit parametry funkce. Bylo nutné upravit minimální počet vzorků mezi jednotlivými špičkami, vzhledem k vzorkovací frekvenci, která byla 10 kHz. Byl zvolen počet 5000 vzorků, tedy půl vteřiny. Tento interval se ukázal jako dostačující, jelikož pacienti s menší periodou mezi jednotlivými údery byli z tohoto výzkumu vyřazeni. Důležitá byla také minimální výška špiček, která se individuálně lišila u jednotlivých pacientů. Toto opatření bylo nutné, aby nedošlo k detekci špatných vrcholů, které by ovlivnily pozdější výpočty. [46]

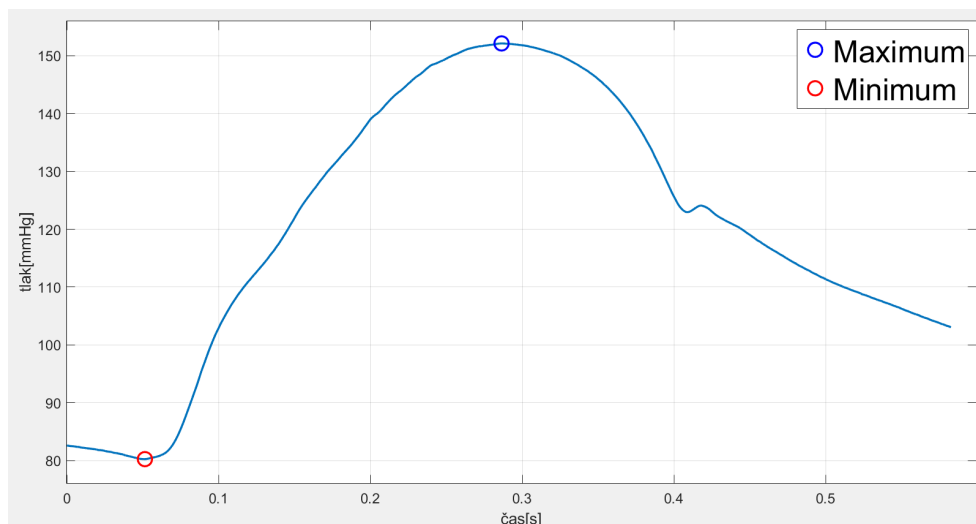
## 4.2 Metody pro nalezení referenčních bodů

Jak již bylo v úvodní části uvedeno, pro hledání referenčních bodů v pulzní vlně byly zvoleny čtyři metody: hledání maxima a minima, hledání bodu s maximální derivací, tangenciální metoda. V této části práce budou tyto metody popsány.

### 4.2.1 Nalezení minima a maxima

První dvě, zřejmě nejjednodušší, metody jsou pokusně zvolené metody nalezení minima a maxima v pulzní vlně. Nalezení těchto extrémů ve vybraném úseku signálu, bylo upraveno podmínkami v časové oblasti, aby došlo k nalezení těchto extrémů v daném úseku, konkrétně přímo v blízkosti náběžné hrany. [47] [48]

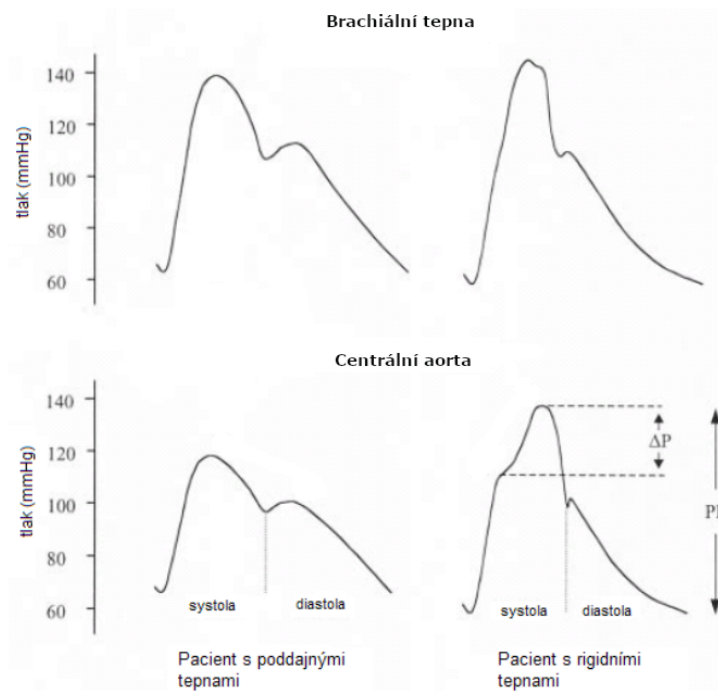




**Obrázek 4.6.** Výřez pulzní vlna s nalezeným maximem a minimem

Nevýhody těchto metod jsou zpravidla způsobeny vnějšími vlivy a biologickými artefakty.

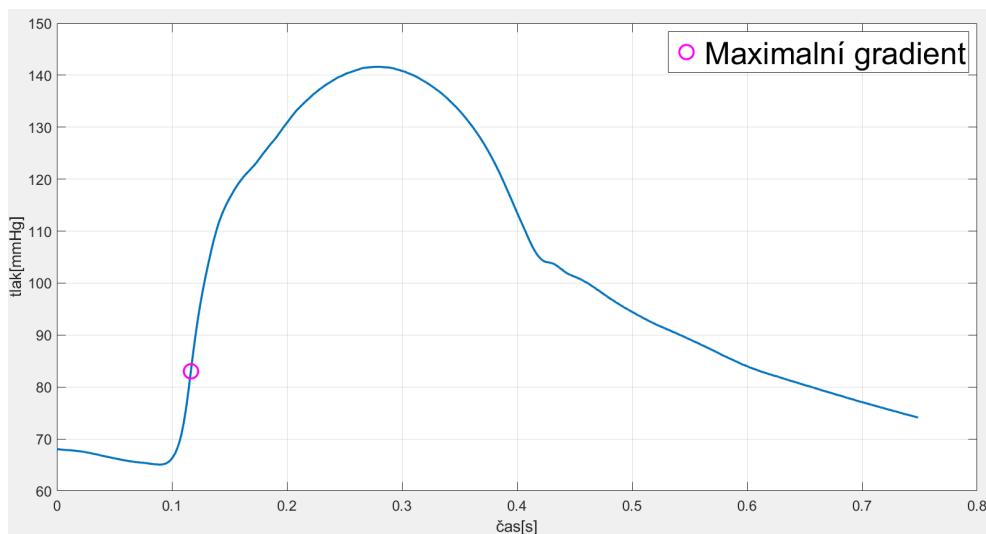
Metoda určení maxima a minima má značnou nevýhodu i z fyziologického hlediska. Jak krev postupuje z aorty do menších tepen a kapilár, mění se i hodnoty krevního tlaku. S touto změnou průřezu a hodnot tlaku, dochází i ke změně tvaru tlakové křivky. Díky této změně může při posouvání katetru o dané vzdálenosti dojít k detekování minima či maxima v jiné části křivky než u signálu blíže k srdci. K tomuto jevu dochází typicky u pacientů s rigidními tepnami. [49]



**Obrázek 4.7.** Výřez pulzní vlna s nalezeným maximem a minimem. Převzato z [49].

#### 4.2.2 Nalezení maximálního gradientu pulzní vlny

V této metodě se referenční bod najde pomocí nalezení bodu s největším gradientem. Hledání tohoto bodu se opět soustřeďuje pouze na náběžnou hranu pulzní vlny.



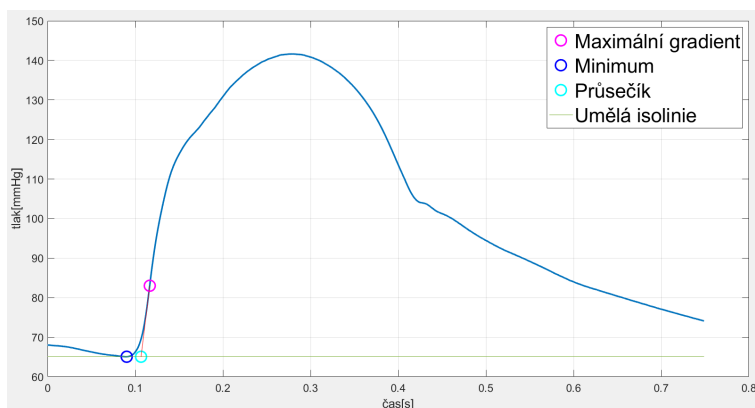
**Obrázek 4.8.** Ukázka pulzní vlny s nalezeným bodem s maximálním gradientem

### 4.2.3 Tangenciální metoda

Tato metoda patří mezi obecně nejrozšířenější metody hledání referenčních bodů a je používána na zpracování dat u studií, nebo přímo v lékařských přístrojích.

Metoda spočívá v nalezení 2 přímk a jejich průsečíku, který je poté použit jako referenční bod. Cílem této metody je nalezení paty pulzní vlny. Metoda se v praxi ukázala jako více robustní. [50]

První přímka je nalezena jako tečna s náběžnou hranou v bodě s největším gradientem. Nalezení tohoto bodu je popsáno v sekci 4.8. Jelikož máme spočtenou derivaci v tomto bodě, máme zároveň určenou i směrnici tečny, kterou poté sestrojíme. Jako druhá přímka je zvolena umělá isolinie, tedy jednoduše řečeno v tomto případě přímka rovnoběžná s osou x. Úroveň této isolinie je následně stanovena jako hodnota minima pulzní vlny. Jako referenční bod pro další výpočty je pak zvolen průsečík těchto dvou přímk. [50] [51]



**Obrázek 4.9.** Ukázka tangenciální metody s vyznačenými body

Pro správnou funkci této metody je potřeba, aby náběžná hrana pulzní vlny byla co možná nejlineárnější, aby došlo k správnému nalezení referenčního bodu. Tečna v tomto bodě by měla ideálně co nejvíce kopírovat daný signál. [51]

### 4.3 Zpracování nalezených bodů a výpočet rychlosti šíření pulzní vlny

Metody popsané v sekci 4.2.1 jsou aplikovány na všechna naměřená data. Pomocí nalezených bodů spočteme časový úsek od R-špičky po daný bod. Ze všech těchto časů spočteme průměr, určíme směrodatnou odchylku pro tyto hodnoty a z naměřených časů vyloučíme body, které přesahují hodnoty průměru  $\pm$  směrodatná odchylka. Celkový průměr spočteme znovu s upraveným počtem hodnot. Za předpokladu normálního rozdělení výsledků, se hodnoty od průměru liší maximálně o  $\pm 34\%$ . [52]

Tento postup zopakujeme i pro hodnoty patřící k signálu, kdy došlo k posunutí katetru o daných 30 cm. Tyto dva průměry poté odečteme a máme určený časový rozdíl (PTT). Rychlost šíření pulzní vlny pak spočteme pomocí rovnice (1):

$$PWV = \frac{d}{PTT} \quad (1)$$

kde  $d$  je vzdálenost (v tomto případě 30 cm) a  $PTT$  je čas, za který vlna překonala tuto vzdálenost.

### 4.4 Spočtená data

V tabulce 4.1. můžeme vidět spočtené hodnoty rychlosti šíření pulzní vlny v krvi v závislosti na jednotlivých metodách zpracování dat.

Označení pacienta	Rychlost [m/s]	MIN	MAX	Derivace	Tangens	Neinvazivní
200110		5,119	13,761	5,329	5,976	6,85
200131		7,692	42,857	29,126	10,239	6,692
200304		18,868	22	6,623	8,902	6,574
200505		8,264	130,4	8,876	7,958	6,130
210218		17,544	9,934	1,290	13,7	6,293
210526		2,801	2,667	8,824	6,33	5,593
210712		12,397	50	9,119	6,26	6,797
210421		13,514	428,6	15,873	8,523	7,113

**Tabulka 4.1.** Vypočtené hodnoty rychlostí šíření pulzní vlny v krvi

### 4.5 Diskuse výsledků

Tato kapitola se zaměřovala na zpracování dat získaných invazivním měřením. Změřené hodnoty PWV jsou zobrazeny v tabulce 4.1. Z této tabulky lze vyčíst, že metoda, která se ukázala jako nejrobustnější, je tangenciální metoda. Metoda výpočtu podle maxima a minima se ukázala jako nejméně přesná a vhodná. Hodnoty PWV určené těmito metodami vycházejí v desítkách, dokonce i stovkách metrů za sekundu. Metoda určující rychlost na základě bodu s maximální derivací se pak ukázala jako přesnější, nicméně stále velmi nepřesná.

Z naměřených subjektů vyčnívá pouze pacient s označením „210218“, u kterého tangenciální hodnota vyšla 13,7 m/s. Jelikož u tohoto pacienta přijatelná hodnota vyšla pouze u metody maxima, lze usuzovat, že zde došlo k chybě měření, nebo nedostatečnému dodržení metodiky měření. Chyba mohla nastat také „chybou pacienta“, tedy

ovlivněním nějakými vnějšími vlivy, nebo již zmíněnou chybou metodiky, například nepřesným posunem katetru o danou vzdálenost.

Spočtené hodnoty, které přesahovaly povolenou toleranci, byly přímo opticky zkontrolovány a došlo k úpravě algoritmu pro odstranění chyb. U několika signálů bylo nutno algoritmus individuálně opravovat, například u dvou pacientů bylo EKG naměřeno zrcadlově podle osy x.

Do posledního sloupce tabulky byla přidána i data z neinvazivního měření těchto pacientů, jako splnění posledního bodu zadání. Z důvodu změřeného malého počtu pacientů (8), bylo porovnání realizováno pouze touto metodou a jako dodatečná práce byla zvolena tvorba modelu pro neinvazivní data.

# Kapitola 5

## Praktická část - neinvazivní měření

Tato část práce se zaměřuje na hledání odhadu koeficientů pro výpočet rychlosti PWV u experimentálního přístroje v porovnání s certifikovanými přístroji.

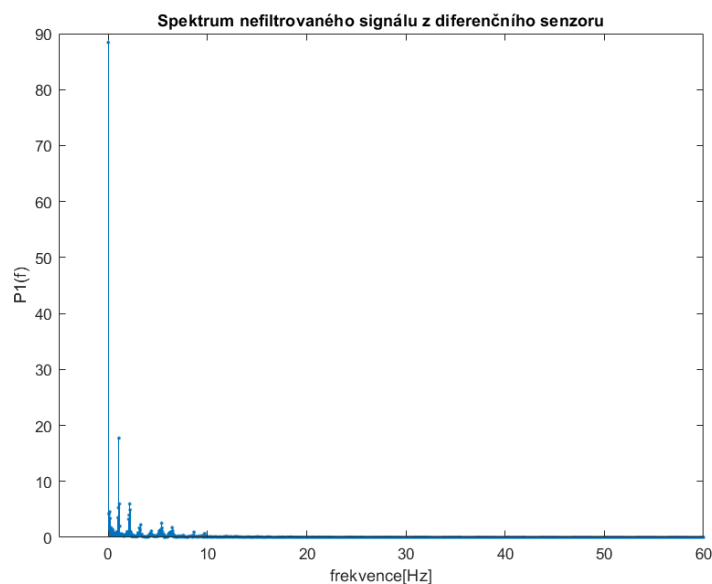
### 5.1 Naměřená data

Naměřená data použitá v této kapitole byla naměřena v rámci grantu na vývoj neinvazivního přístroje pro měření PWV. Data byla naměřena pomocí zařízení Sphygmocore popsaného v sekci 3.2.1, který byl zde brán jako referenční, a pomocí zařízení Vasera popsaného v sekci 3.1.3.

Ze všech změřených subjektů byli odstraněni ti, kteří měli hodnotu systolického tlaku vyšší než 180 mmHg, hodnotu diastolického tlaku vyšší než 120 mmHg, druhý stupeň obezity (zde určován pomocí  $BMI > 35 \text{ kg/m}^{-2}$ ) a obvod paže větší než 32 cm. Po odfiltrování všech subjektů nesplňujících podmínky, zůstalo 24 pacientů, na které byl aplikován model.

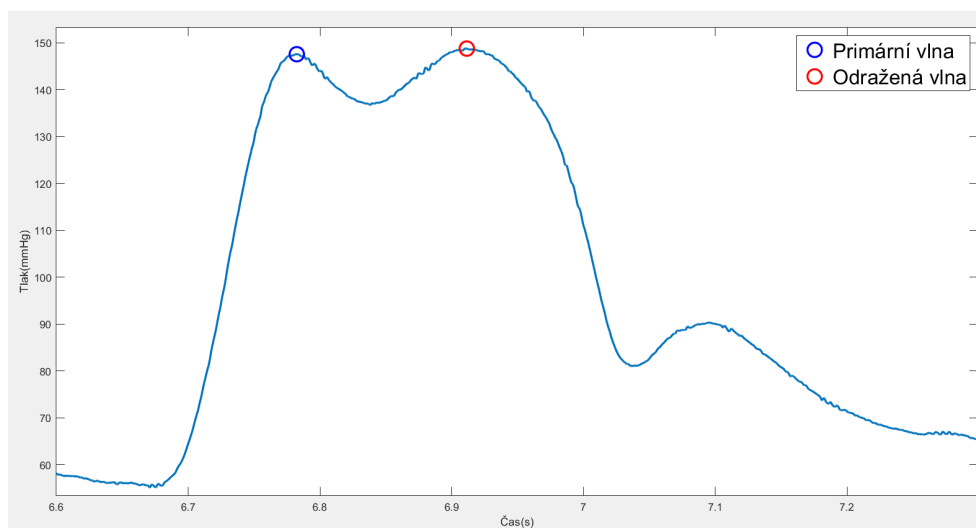
### 5.2 Zpracování dat

Jako součástí měření pulzních vln a EKG byly, podle metodiky, změřeny i tlakové pulzace na diferenčním tlakovém senzoru. Po zobrazení spektra, byla z tohoto signálu odfiltrována isolinie. Pro to byla použita dolní propust na 0,05 Hz.



**Obrázek 5.1.** Určení bodu pro výpočet časového intervalu

Z tohoto signálu byl poté spočten experimentální čas, který byl použit pro výpočty rychlostí. Interval je určen jako maximum z primární pulzní vlny a maximum z odražené vlny. Rozdílem těchto dvou časů získáme daný časový interval,  $\Delta T$ .



**Obrázek 5.2.** Určení bodu pro výpočet časového intervalu

Vzdálenosti výška, jugulum-symfýza a jugulum-pupek, které byly použity jako parametry pro tvorbu modelu, byly vyděleny experimentálním časem. Bylo tím docíleno výpočtu rychlostí s použitím těchto vzdáleností.

### 5.3 Tvorba modelu

Pro odhad koeficientů byla použita lineární regrese a pro zpracování dat byl použit opět program Matlab 2021.

Lineární regrese je způsob odhadu parametrů pomocí polynomu prvního stupně. Počítá se s tím, že známé  $x$ -ové hodnoty, jsou správné a nazývají se prediktory.  $Y$ -ové mohou být naopak zatíženy chybou a nazývají se též závislé proměnné. Pro tvorbu modelu pomocí lineární regrese předpokládáme, že  $x$ -ové a  $y$ -ové hodnoty lze proložit přímkou. Pomocí lineární regrese chceme tedy odhadnout koeficienty tak, abychom minimalizovali chyby aproximace, tedy druhé mocniny vzdáleností bodů od této přímky. V tomto případě budeme chtít vyjádřit aproximaci pomocí funkce: [53] [54]

$$y = b_1 \cdot f_1(x) + \dots + b_k \cdot f_k(x) \quad (1)$$

, kde koeficienty  $b_1$  až  $b_k$  jsou koeficienty odhadnuté pomocí metody nejmenších čtverců. Veličina  $y$  jsou hodnoty, které jsou proloženy daným polynomem a funkce  $f_1(x)$  až  $f_k(x)$  jsou funkce, jejichž lineární kombinací se hodnoty  $y$  aproximují. V tomto případě to jsou funkce: rychlost podle výšky pacienta, věk, hodnota diastolického krevního tlaku, rychlost podle vzdálenosti jugulum-symfýza (stydka kost) a rychlost podle vzdálenosti jugulum-pupek. První člen v této aproximaci je konstanta.

### 5.4 Zhodnocení výsledků

Po vytvoření jednotlivých modelů pro oba přístroje lze v Matlabu zobrazit statistické údaje k jednotlivým modelům.

```

Estimated Coefficients:

```

	<b>Estimate</b>	<b>SE</b>	<b>tStat</b>	<b>pValue</b>
<b>(Intercept)</b>	-0.46057	1.396	-0.32992	0.74527
<b>Výška</b>	-0.2056	0.16646	-1.2351	0.23266
<b>Věk</b>	0.015968	0.009033	1.7677	0.094062
<b>Diastolický tlak</b>	0.031875	0.017506	1.8208	0.085304
<b>Jug-sym</b>	0.99506	0.31281	3.1811	0.0051735
<b>Jug-pup</b>	-0.27528	0.39451	-0.69778	0.49423

```

Number of observations: 24, Error degrees of freedom: 18
Root Mean Squared Error: 0.521
R-squared: 0.738, Adjusted R-Squared: 0.665
F-statistic vs. constant model: 10.1, p-value = 9.54e-05

```

**Obrázek 5.3.** Statistický model pro rychlosti naměřené Sphygmocorem

Z vyhodnocení modelu pro data naměřená Sphygmocorem lze vyčíst jednotlivé parametry. Pod sloupečkem „Estimate“ se dají vyčíst koeficienty určené pro daný model. Z parametrů, které jsme zadali, mají největší podíl věk o hladině statistické významnosti téměř 10 % a dále diastolický tlak o hladině statistické významnosti 8,5 %. Ze všech parametrů se jednoznačně pro predikci jeví nejlépe vzdálenost jugulum-symfýza o hladině statistické významnosti 0,5 %. Determinační koeficient (R-squared) určující míru korelace u naměřených dat je 0,738 (73,8 %) a u odhadnutého modelu 0,665 (66,5 %).

```

Estimated Coefficients:

```

	<b>Estimate</b>	<b>SE</b>	<b>tstat</b>	<b>pValue</b>
<b>(Intercept)</b>	0.6409	2.4435	0.26228	0.79608
<b>Výška</b>	-0.22001	0.29137	-0.75509	0.45996
<b>Věk</b>	0.00072071	0.015811	0.045582	0.96415
<b>Diastolický tlak</b>	0.018405	0.030643	0.60064	0.55557
<b>Jug-sym</b>	0.97902	0.54754	1.788	0.090617
<b>Jug-pup</b>	0.07145	0.69056	0.10347	0.91874

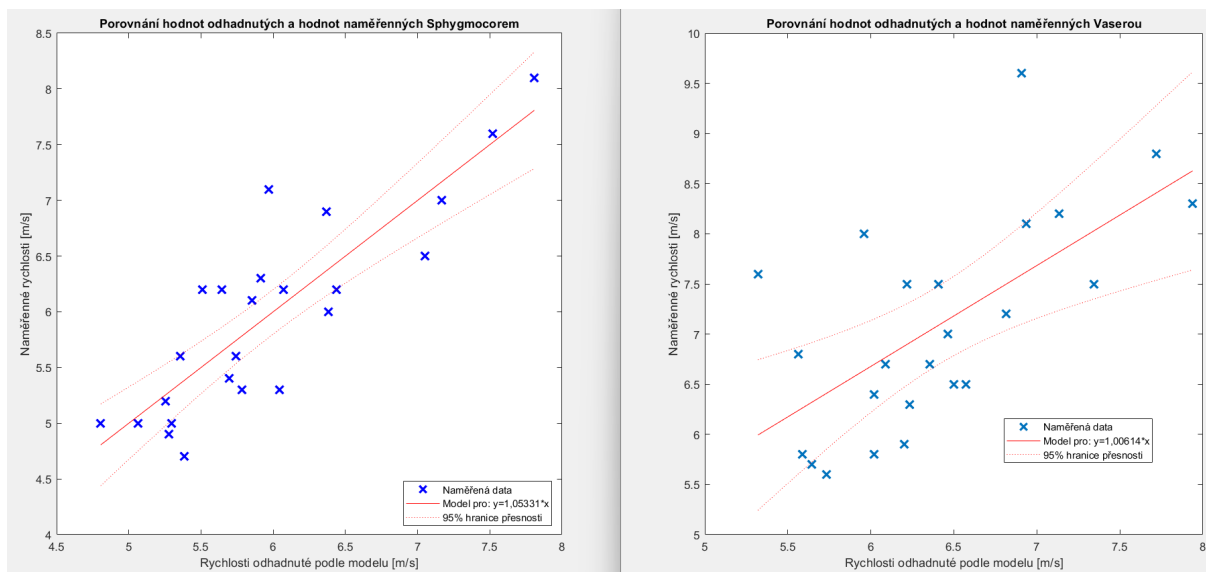
```

Number of observations: 24, Error degrees of freedom: 18
Root Mean Squared Error: 0.913
R-squared: 0.415, Adjusted R-Squared: 0.253
F-statistic vs. constant model: 2.56, p-value = 0.0646

```

**Obrázek 5.4.** Statistický model pro rychlosti naměřené Vaserou

Z dat získaných z modelu pro rychlosti naměřené na Vaseře můžeme opět vyčíst kvalitu aproximace daného modelu. Z p-Hodnot všech parametrů můžeme vyčíst, že největší podíl na odhadu má opět vzdálenost jugulum-symfýza ikdyž tentokrát o hladině statistické významnosti 9 %. Rovněž determinační koeficient vyšel u naměřených dat 0,415 (41,5 %) a u odhadnutých dat 0,253 (25,3 %). Tedy u samotných naměřených dat vyšla míra korelace menší než 50 %.



**Obrázek 5.5.** Grafické porovnání obou modelů

V porovnání výsledků z obou modelů vyšel jednoznačně přesněji model pro data naměřená Sphygmocorem, který byl určen jako referenční přístroj pro určování PWV u pacientů. Průměrná chyba v procentech u tohoto modelu vyšla zhruba 6 %. Toto číslo je způsobeno hlavně třemi hodnotami, které výrazněji vybočují. U Vasery to bylo téměř 10 %.



# Kapitola 6

## Závěr

Tato práce se v prvních dvou částech zaměřovala na popis hemodynamických parametrů s důrazem na rychlost šíření pulzní vlny. Pro měření tohoto paramteru byla poté provedena rešerše přístrojů, které se pro měření tohoto paramteru v současné době používají.

Následující praktická část se zaměřovala na zpracování dat naměřených u dobrovolných subjektů na II. Interní klinice VFN, které probíhalo v rámci vývoje a testování neinvazivního přístroje pro měření PWV.

V části zaměřující se na invazivní data se ukázala tangenciální metoda jako metoda nejvíce robustní a nejspolehlivější pro stanovení počátku pulzní vlny. Tento algoritmus využívá i již zmíněné vyvinuté zařízení. Do tabulky s těmito hodnotami byly přidány i hodnoty z neinvazivního měření těchto pacientů. K širšímu porovnání jednotlivých metod by bylo potřeba větší množství změřených pacientů, a bylo tedy rozhodnuto, že místo tohoto srovnání se bude poslední část zaměřovat na tvorbu modelu pro aproximaci neinvazivních dat.

Poslední část se zaměřovala na vytvoření modelu pomocí lineární regrese, který by co nejpřesněji aproximoval výpočet PWV, kde dojde k primárnímu odrazu pulzní vlny. Zde vyšel podle statistických hodnot lépe model pro data naměřená Sphygmocorem, který byl také určen jako referenční přístroj pro měření PWV.

Důvodem velkých rozdílů u hodnot naměřených Vaserou, by mohl být způsoben stylem měření pulzních vln. Elektrody určené k tomuto měření se pouze přilepí na kůži pacienta. Vhodnější pro měření by bylo mírné stlačení artérie.

## Literatura

- [1] Šárka Daňková. 2019.  
<http://www.szu.cz/uploads/documents/szu/akce/materialy/14.10.2019/DANKOVA.pdf>.
- [2] OECD, European Observatory on HealthSystems a Policies. *Česká republika: zdravotní profil země 2017*. 2017.  
<https://www.oecd-ilibrary.org/content/publication/9789264285125-cs>.
- [3] Sít lékařských fakult ČR a SR MEFANET. *Krevní Tlak*. 2021.  
[https://www.wikiskripta.eu/w/Krevn%C3%AD\\_tlak](https://www.wikiskripta.eu/w/Krevn%C3%AD_tlak).
- [4] Jaroslav Veselý. *Tvorba a ověření e-learningového prostředí pro integraci výuky preklinických a klinických předmětů na lf a FZV up Olomouc*. 2012.  
<http://pfyziolklin.upol.cz/?p=2057>.
- [5] Hartmann. *Krevní tlak dle věku - Jaké jsou optimální hodnoty?* 2021.  
<https://www.tlakomery.cz/krevni-tlak-dle-veku-jake-jsou-optimalni-hodnoty>.
- [6] John Lane, David E. Quinn, Matt Kinsley a Tyson B. Whitaker. *US8840561B2 - suprasystolic measurement in a fast blood-pressure cycle*. 2009.  
<https://patents.google.com/patent/US8840561B2/en>.
- [7] Noriane Sievi, Daniel Franzen, Malcolm Kohler a Christian Clarenbach. Physical inactivity and arterial stiffness in COPD. *International journal of chronic obstructive pulmonary disease*. 2015, 10 1891-1897. DOI 10.2147/COPD.S90943.
- [8] Robert Fried. *Augmentation index*. 2014.  
<https://www.sciencedirect.com/topics/nursing-and-health-professions/augmentation-index>.
- [9] Stanford Medicine 25. *Ankle brachial index*. 2012.  
<https://stanfordmedicine25.stanford.edu/the25/ankle-brachial-index.html>.
- [10] Meredith. *Abi ankle-brachial index: Peripheral artery disease, brachial, disease*. 2015.  
<https://cz.pinterest.com/pin/247698048233482673/?mt=login>.
- [11] Ben Gupta. *Invasive blood pressure monitoring - resources*. 2022.  
<https://resources.wfsahq.org/wp-content/uploads/uia23-Invasive-blood-pressure-monitoring.pdf>.
- [12] David Minster. *Vliv vybraných pohybových aktivit na úroveň krevního tlaku*. 2018.
- [13] Sít lékařských fakult ČR a SR MEFANET. *Korotkovova metoda*. 2020.  
[https://www.wikiskripta.eu/w/Korotkovova\\_metoda](https://www.wikiskripta.eu/w/Korotkovova_metoda).
- [14] Charles Babbs. Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model. *Biomedical engineering online*. 2012, 11 56. DOI 10.1186/1475-925X-11-56.

- [15] Prof. MUDr. Richard Češka. *Vaskulární věk - casopisvnitrnilekarstvi.cz*. 2019.  
<https://www.casopisvnitrnilekarstvi.cz/pdfs/vnl/2019/12/05.pdf>.
- [16] Hiroyuki Takase, Yasuaki Dohi, Takayuki Toriyama, Tateo Okado, Satoru Tanaka, Hiroo Sonoda, Koichi Sato a Genjiro Kimura. *Brachial-Ankle Pulse Wave Velocity Predicts Increase in Blood Pressure and Onset of Hypertension*. 2011.  
<https://academic.oup.com/ajh/article/24/6/667/174804>.
- [17] *Stenóza*. 2021.  
<https://cs.wikipedia.org/wiki/Sten%C3%B3za>.
- [18] Thais Coutinho. Arterial Stiffness and Its Clinical Implications in Women. *Canadian Journal of Cardiology*. 2014, 30 DOI 10.1016/j.cjca.2014.03.020.
- [19] Lee Stoner, Bethany Gibbs, Michelle Meyer, Simon Fryer, Daniel Credeur, Craig Paterson, Keeron Stone, Erik Hanson, Robert Kowalsky, Masahiro Horiuchi, Christopher Mack a Gaurav Dave. A Primer on Repeated Sitting Exposure and the Cardiovascular System: Considerations for Study Design, Analysis, Interpretation, and Translation. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. 2021, 8 DOI 10.3389/fcvm.2021.716938.
- [20] Jun Sugawara a Hirofumi Tanaka. *Brachial-ankle pulse wave velocity: Myths, misconceptions, and realities*. 2015.  
<https://www.karger.com/Article/Fulltext/430771>.
- [21] aHuman Technology Research Institute. *Arterial path length estimation on brachial-ankle pulse... : Journal of Hypertension*. 2014.  
[https://journals.lww.com/jhypertension/Abstract/2014/04000/Arterial\\_path\\_length\\_estimation\\_on\\_brachial\\_ankle.25.aspx](https://journals.lww.com/jhypertension/Abstract/2014/04000/Arterial_path_length_estimation_on_brachial_ankle.25.aspx).
- [22] Masanori Munakata. *Evidence-based evaluation of two major arterial stiffness measures in Japan: Brachial-ankle PWV and cardio-ankle vascular index Japan Labor Health ; Welfare. - ppt download*. 2015.  
<https://slideplayer.com/slide/5973701/>.
- [23] L. A. Geddes, M. Voelz, C. Combs, D. Reiner a C. F. Babbs. *Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure - annals of biomedical engineering*. 2006.  
<https://link.springer.com/article/10.1007/BF02367308>.
- [24] Tensiomed. *Aortic Pulse Wave Velocity (PWVao)*. 2022.  
<https://www.tensiomed.com/parameters/aortic-pulse-wave-velocity-pwvao/>.
- [25] Tensiomed. *Arteriograph*. 2022.  
<https://www.tensiomed.com/devices/arteriograph/>.
- [26] UScom. *Revolutionizing hypertensive care*. 2022.  
<https://www.uscom.com.au/products/bp/overview/>.
- [27] Jan Purkert. *Fukuda denshi Vasera vs-2000N*. 2022.  
<https://bionik.cz/pristroje/vasera/vasera-vs-2000n-56/>.
- [28] Fukuda. *Vasera vs-2000*. 2022.  
<https://fukuda.com/products/vs-2000/>.
- [29] Jan Purkert. *Fukuda Denshi Vasera vs-1500N*. 2022.  
<https://bionik.cz/pristroje/vasera/vasera-vs-1500n/>.
- [30] Middlemed. *Vicorder autoankle BP Monitor*. 2022.  
<https://middlemed.com/shop/vicorder-autoankle-bp-monitor/>.

- [31] Alex Dopico. *Home*. 2020.  
<https://janetpanic.com/what-is-a-vicorder/>.
- [32] Medial. *Přístroj vicorder - pro profesionály*. 2009.  
<https://www.medial.cz/pro-profesionaly/pc-566-pristroj-vicorder>.
- [33] Medicaldevice. [ ] *smart portable non-invasive blood vessel screening device , VP-1000 plus smart model, HBP-8000*, . 2020.  
<https://medicaldevice.tistory.com/entry/%EB%8F%99%EB%A7%A5%EA%B2%BD%ED%99%94Smart-Portable-Non-invasive-blood-vessel-screening-device-VP-1000-Plus-Smart-model-HBP-8000-%EB%8F%99%EB%A7%A5%EA%B2%BD%ED%99%94?category=572042>.
- [34] If Design. 2016.  
<https://ifdesign.com/en/winner-ranking/project/hbp-8000/200612>.
- [35] IEM. *Tel-O-Graph GSM*. 2021.  
<https://www.iem.de/en/produkt/tel-o-graph-gsm/>.
- [36] Mayo Clinic. *Atherosclerosis and lipid genomics laboratory - arterial function and arterial-ventricular interaction*. 2019.  
<https://www.mayo.edu/research/labs/atherosclerosis-lipid-genomics/research/arterial-function-and-arterial-ventricular-interaction>.
- [37] Julia Lortz, Lennard Halfmann, Amelie Burghardt a Martin Steinmetz. *Rapid and automated risk stratification by determination ... - researchgate*. 2019.  
[https://www.researchgate.net/publication/333064302\\_Rapid\\_and\\_automated\\_risk\\_stratification\\_by\\_determination\\_of\\_the\\_aortic\\_stiffness\\_in\\_healthy\\_subjects\\_and\\_subjects\\_with\\_cardiovascular\\_disease](https://www.researchgate.net/publication/333064302_Rapid_and_automated_risk_stratification_by_determination_of_the_aortic_stiffness_in_healthy_subjects_and_subjects_with_cardiovascular_disease).
- [38] Jan Purkert. *SPHYGMOCOR – Xcel*. 2022.  
<https://bionik.cz/pristroje/sphygmocor/sphygmocor-xcel/>.
- [39] Mark Butlin a Ahmad Qasem. *Large artery stiffness assessment using SPHYGMOCOR technology*. 2017.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5290450/>.
- [40] Ebrary. *Devices on the market*. 2022.  
[https://ebrary.net/34805/health/devices\\_market](https://ebrary.net/34805/health/devices_market).
- [41] Pulsepen. *The Reference Arterial Tonometer for clinical and research applications*. 2015.  
<https://www.pulsepen.com/pulsepen.html>.
- [42] RUS-EXP. : . 2022.  
<https://rus-exp.com/education/articles/stiffness.php>.
- [43] Bimedis. *Hitachi-Aloka prosound alpha 7*. 2016.  
<https://bimedis.com/hitachi-aloka-prosound-alpha-7-m2809>.
- [44] Gustavo Lenis, Nicolas Pilia, Axel Loewe, Walther H W Schulze a Olaf Dössel. *Comparison of baseline wander removal techniques considering the preservation of st changes in the ischemic ECG: A simulation study*. 2017.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5361052/>.
- [45] MathWorks. *highpass*. 2022.  
<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/highpass.html>.
- [46] MathWorks. *findpeaks*. 2022.  
<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html>.

- 
- [47] MathWorks. *max*. 2022.  
<https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/max.html>.
- [48] MathWorks. *min*. 2022.  
[https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/min.html?s\\_tid=doc\\_ta](https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/min.html?s_tid=doc_ta).
- [49] James J. Oliver, David J. Webb, James J. Oliver, James J. Oliver From the Clinical Pharmacology Unit, Research Centre, David J. Webb, David J. Webb From the Clinical Pharmacology Unit, Research Centre a Correspondence to James Oliver. *Noninvasive assessment of arterial stiffness and risk of atherosclerotic events*. 2003.  
<https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.atv.0000060460.52916.d6>.
- [50] Braiam Escobar-Restrepo, Robinson Torres-Villa a Panayiotis A. Kyriacou. *Evaluation of the linear relationship between pulse arrival time and blood pressure in ICU patients: Potential and limitations*. 2018.  
<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2018.01848/full>.
- [51] Vladimír Zrůst. *Použití techniky zpětného průměrování při analýze EEG signálů*. 2013.
- [52] *Směrodatná Odchylka*. 2021.  
[https://cs.wikipedia.org/wiki/Sm%C4%9Brodavn%C3%A1\\_odchylka](https://cs.wikipedia.org/wiki/Sm%C4%9Brodavn%C3%A1_odchylka).
- [53] Masaryk University. *Forum: Math and stats support centre: Faculty of economics: Masaryk University*. 2022.  
<https://mathstat.econ.muni.cz/en/forum>.
- [54] *Lineární Regrese*. 2021.  
[https://cs.wikipedia.org/wiki/Line%C3%A1rn%C3%AD\\_regrese](https://cs.wikipedia.org/wiki/Line%C3%A1rn%C3%AD_regrese).



# Příloha **A**

## Seznam použitých zkratk

ABI	■	Index kotníkových tlaků
AI	■	Index zesílení
baPWV	■	Rychlost šíření pulzní vlny mezi paží a kotníkem
BMI	■	Index tělesné hmotnosti
CAVI	■	Cardio-Ankle Vascular Index
cfPWV	■	Rychlost šíření pulzní vlny mezi krkavicí a kyčlí
DBP	■	Diastolický krevní tlak
EKG	■	Elektrokardiogram
hfPWV	■	Rychlost šíření pulzní vlny mezi srdcem a kyčlí
IMC	■	Intima-mediální komplex
MAN	■	Střední arteriální tlak
MRI	■	Magnetická rezonance
PDA	■	Pushdown automat algoritmus
PoI	■	Body zájmu, důležité body
PTT	■	Časový interval mezi náběžnými hranami pulzními vlnami
PWA	■	Analýza pulzních vln
PWV	■	Rychlost šíření pulzní vlny
SBP	■	Systolický krevní tlak
TBI	■	Poměr tlaku mezi prstem a paží