

Simulátor první pomoci

First Aid Simulator

Tereza Hrnčířová

Bakalářská práce

Vedoucí práce: prof. Ing. Marek Penhaker, Ph.D

Ostrava, 2023

Zadání bakalářské práce

Student: **Tereza Hrnčířová**

Studijní program: B0714A060016 Biomedicínská technika

Téma: **Simulátor první pomoci**
First Aid Simulator

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Práce je zaměřena na vytvoření simulovaného náviku první pomoci v podobě srdeční masáže a dýchání pomocí resuscitačního vaku. Simulátor bude postaven na technickém principu měření četnosti a zrychlení z akcelerometru pro srdeční masáž a měření průtoku a objemu vzduchu dodávaného stlačováním vaku. Tento model bude propojen pomocí drátové nebo bezdrátové technologie s počítačem nebo telefonem a bude se vizualizovat průběh umělé srdeční masáže a dýchání v graficko-uživatelském rozhraní.

1. Seznámení se s principy a postupy první pomoci při zástavě srdce a dechu.
2. Nastudování principů činnosti akcelerometru a pneumotachografu.
3. Výběr a sestavení simulátoru první pomoci s využitím akcelerometru a průtokoměru vzduchu.
4. Realizace měřicího řetězce pro záznam měřených dat v pc/mobilním telefonu.
5. Realizace SW pro vizualizaci průběhu simulované resuscitace v graficko-uživatelské rozhraní.
6. Provedení kalibrace SW s ohledem na děti/ dospělé a nastavení vizuálních mezí ideální stimulace.
7. Realizace zkušebních resuscitací po dobu 15-20 minut a vyhodnocení výsledků resuscitace.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek; Snímače a senzory v biomedicíně.; Ostrava: VŠB - TU Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3104-6.
- [2] SPIŠAK, Jan, Martin IMRAMOVSKÝ a Marek PENHAKER; Snímače a senzory v biomedicíně; Ostrava: VŠB - TU Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1607-4.
- [3] JANATA, Jiří a Robert J. HUBER; Solid State Chemical Sensors; Orlando, Florida: Academic Press, Inc., 1985. ISBN 978-0-12-380210-1.
- [4] BRONZINO, Joseph D., ed.; The biomedical engineering handbook; Boca Raton: CRC Press, c1995. ISBN 0-8493-8346-3.
- [5] PEREZ, Reinaldo; Design of medical electronic devices; San Diego: Academic Press, c2002. ISBN 0-12-550711-9.
- [6] CARR, Joseph J. a John M. BROWN; Introduction to biomedical equipment technology; 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001. ISBN 0-13-010492-2.
- [7] DYRO, Joseph F., ed.; Clinical engineering handbook; Burlington: Elsevier/Academic Press, c2004. ISBN 0-12-226570-X.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **prof. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2022

Datum odevzdání: 30.04.2023

Garant studijního programu: prof. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.

V IS EDISON zadáno: 16. 11.2022 07:05:46

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce bylo vytvoření simulátoru kardiopulmonální resuscitace pro laiky. Simulátor byl realizován pro účely nácviku nepřímé srdeční masáže a umělé plicní ventilace. Nepřímá srdeční masáž byla realizována měřením zrychlení pomocí akcelerometru umístěného na komerčním zařízení CPR Simulator EVE-B (Hivista), který sloužil i jako etalon srovnání prováděné nepřímé srdeční masáže a měřených dat. Umělá plicní ventilace byla konstruována pomocí čidla objemového průtoku 281637 Flow Sensor (Hamilton Medical) doplněného o diferenciální snímač tlaku MPXV7002DP (NXP Semiconductors), který vstupuje do zobrazovací jednotky Labquest 2 (Vernier). Celý systém navrženého a komerčního srovnávacího řešení je vestavěn do sub-realistického modelu plyšového medvěda s výškou cca 120 cm. Na dílčích částech kardiopulmonálního simulátoru byla provedena měření a kalibrace, stejně tak jako na celkově sestaveném simulátoru medvědoidního typu. Výsledky akcelerometru a čidla objemového průtoku jsou přesnější od etalonu komerčního simulátoru. Celkově je model simulátoru osazen v medvědoidním fantomu a plně funkční se zobrazením kvality nácviku resuscitace jednak na mobilním telefonu a na Labquestu 2.

Klíčová slova

První pomoc, Kardiopulmonální resuscitace, Simulátor KPR, Akcelerometr, Pneumotachograf

Abstract

The aim of the bachelor's thesis was to create a cardiopulmonary resuscitation simulator for laymen. The simulator was implemented for the purpose of practicing chest compressions combined with artificial ventilation. The chest compressions were performed by measuring acceleration using an accelerometer placed on the commercial device CPR Simulator EVE-B (Hivista), which also served as a benchmark for comparing compressions and the measured data. Artificial ventilation was constructed using a 281637 Flow Sensor (Hamilton Medical) supplemented with an MPXV7002DP differential pressure sensor (NXP Semiconductors) that feeds into a Labquest 2 imaging unit (Vernier). The entire system of the designed and commercial comparative solution is built into a sub-realistic model of a teddy bear with a height of approximately 120 cm. Measurements and calibrations were performed on the partial parts of the cardiopulmonary simulator, as well as on the overall assembled bear-type simulator. Accelerometer and volumetric flow sensor results are more accurate than the commercial simulator benchmark. Overall, the simulator model is mounted in a bearoid phantom and fully functional with CPR training quality displays on both the mobile phone and the Labquest 2.

Key words

First aid, Cardiopulmonary resuscitation, CPR simulator, Accelerometer, Pneumotachograph

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala prof. Ing. Markovi Penhakerovi, Ph.D. za trpělivost, odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této bakalářské práce. Také bych chtěla poděkovat Ing. Petru Bernartovi, Ph.D za odbornou konzultaci při vytváření této bakalářské práce.

Obsah

Seznam použitých symbolů	- 8 -
Seznam použitých zkratek	- 9 -
Seznam ilustrací.....	- 10 -
Seznam tabulek	- 13 -
Úvod	- 14 -
1 První pomoc.....	- 15 -
1.1 Obecné zásady při poskytování první pomoci.....	- 15 -
1.1.1 Základní vyšetření zraněného s asistencí	- 15 -
1.1.2 Základní vyšetření zraněného bez asistence	- 15 -
1.1.3 Zotavovací (stabilizovaná) poloha	- 16 -
1.1.4 Stavy bezprostředně ohrožující život	- 16 -
1.1.5 Bezvědomí	- 17 -
1.2 Kardiopulmonální resuscitace (KPR).....	- 17 -
1.2.1 Resuscitace dospělého	- 17 -
1.2.2 Resuscitace dítěte.....	- 18 -
1.2.3 Shrnutí	- 19 -
2 Zařízení pro nácvik kardiopulmonální resuscitace	- 20 -
2.1 Komerční zařízení	- 20 -
2.1.1 Přehled.....	- 20 -
2.2 Věda a výzkum.....	- 23 -
2.2.1 Modely využívající akcelerometr	- 23 -
2.2.2 Modely využívající jiné metody	- 24 -
2.3 Shrnutí	- 24 -
3 Vlastní model pro simulaci kardiopulmonální resuscitace.....	- 25 -
3.1 Části měřícího modelu.....	- 25 -
3.2 CPR Simulator EVE-B.....	- 27 -
3.2.1 Smart CPR Trainer.....	- 28 -
3.3 Očekávaný průběh měření	- 28 -
4 Akcelerometr	- 29 -
4.1 Základní princip konstrukce.....	- 29 -
4.2 Dělení ACC	- 29 -
4.3 Akcelerometr pro využití v KPR	- 30 -
5 Pneumotachograf.....	- 31 -
5.1 Princip pneumotachograf s diferenčním manometrem.....	- 31 -

5.2	Principy dalších pneumotachografů	- 33 -
5.3	Diferenciální snímač tlaku	- 33 -
6	Měření parametrů KPR.....	- 34 -
6.1	Pilotní měření	- 34 -
6.1.1	Postup měření	- 34 -
6.1.2	Výsledek měření	- 35 -
6.1.3	Porovnání se záznamy z aplikace Smart CPR Trainer	- 38 -
6.1.4	Zhodnocení výsledků měření.....	- 40 -
6.2	Měření diferenciálním snímačem tlaku MPXV7002DP	- 40 -
6.2.1	Napěťové přizpůsobení	- 42 -
6.2.2	Napěťové přizpůsobení pomocí AD524.....	- 43 -
6.2.3	Kompletní měření	- 45 -
7	Porovnání naměřených hodnot vlastního měřicího systému s referencí	- 47 -
7.1	Podobnost mezi vlastním průběhem a referenčními hodnotami	- 47 -
7.2	Úprava vlastního záznamu <i>zrychlení</i>	- 49 -
7.2.1	Detekce peaků v průběhu zrychlení podle reference.....	- 49 -
7.2.2	Porovnání reference s naměřenými hodnotami: hloubka	- 52 -
7.2.3	Porovnání reference s naměřenými hodnotami: frekvence	- 55 -
7.3	Úprava vlastního záznamu <i>objemového průtoku</i>	- 58 -
7.3.1	Porovnání reference s naměřenými hodnotami: objem	- 58 -
7.4	Závěr a výsledky provedených měření	- 61 -
8	Implementace vlastního technického řešení simulace KPR do fantomu medvěda	- 62 -
9	Závěr	- 64 -
10	Bibliografie	- 65 -
	Seznam příloh.....	lxvii

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotky	Význam symbolu
a	$m \cdot s^{-2}, g$	zrychlení
f	s^{-1}	frekvence
h	m	hloubka
p	Pa	tlak
S	m^2	plocha
t	s	čas
T	S	prodleva mezi komprese
v	$m \cdot s^{-1}$	rychlost proudění vzduchu
q_v	$l \cdot s^{-1}$	objemový průtok
ρ	$kg \cdot m^{-3}$	hustota vzduchu

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
ABC	Airway Breathing Circulation
ACC	akcelerometr
AED	automatizovaný externí defibrilátor
CPR	Cardiopulmonary resuscitation
EMG	elektromyografie
FFT	Fast Fourier Transform, rychlá Fourierova transformace
GND	ground = uzemnění
IZS	integrovaný záchranný systém
KPR	kardiopulmonální resuscitace
LED	elektroluminiscenční dioda
UZV	ultrazvuk
ZZS	zdravotnická záchranná služba

Seznam ilustrací

- Obrázek 1.1: Jak uvést zraněnou osobu do stabilizované polohy (1)..... - 16 -
- Obrázek 1.2: Pozice ošetřujícího pro správné provádění nepřímé srdeční masáže hrudníku (2)..... - 17 -
- Obrázek 3.1: Schéma uložení měřicího modelu pro nácvik nepřímé srdeční masáže doplněné o umělé dýchání v umělém pacientovi (medvědovi) (3)..... - 25 -
- Obrázek 3.2: Blokové schéma měřicího modelu pro nácvik nepřímé srdeční masáže doplněné o umělé dýchání (4)..... - 26 -
- Obrázek 4.1: Základní princip konstrukce ACC (5)..... - 29 -
- Obrázek 5.1: Venturiho trubice (6)..... - 31 -
- Obrázek 5.2: Diferenční manometr (7)..... - 32 -
- Obrázek 6.1: Blokové schéma primárního měření dechové křivky na základě měření objemového průtoku v čase pomocí osciloskopu (8)..... - 34 -
- Obrázek 6.2: Blokové schéma měření dechové křivky pomocí (měření objemového průtoku v čase) a zároveň měření křivky akcelerace kompresí (záznam zrychlení v čase) při nácviku KPR (9)..... - 35 -
- Obrázek 6.3: Úplný záznam měření ze dne 9.12.2022, jehož součástí je měření zrychlení kompresí při nácviku nepřímé srdeční masáže pomocí ACC; jedná se o druhý záznam v pořadí, kterému odpovídá záznam z mobilní aplikace CPR Trainer s bodovým ohodnocením 79,25 bodů (10)..... - 36 -
- Obrázek 6.4: Úplný záznam měření ze dne 9.12.2022, jehož součástí je měření objemového průtoku umělého dýchání jako součást KPR pomocí laboratorního přípravku pro měření rozdílu tlaku PX278-05D5V, jedná se o druhý záznam v pořadí, kterému odpovídá záznam z mobilní aplikace CPR Trainer s bodovým ohodnocením 79,25 bodů (11)..... - 36 -
- Obrázek 6.5: Přiblížený záznam z Obr.6.3 (str. - 36 -) s vyznačenými špičkami zrychlení, které odpovídají jednotlivým kompresím nácviku nepřímé srdeční masáže (12)..... - 37 -
- Obrázek 6.6: Přiblížený záznam z Obr.6.4 (str. - 36 -), na kterém jsou zvětšený detail dvou umělých výdechů (13)..... - 37 -
- Obrázek 6.7: Snímek z mobilní aplikace Smart CPR Trainer odpovídající záznamu z prvního měření pomocí osciloskopu (14)..... - 38 -
- Obrázek 6.8: Snímky z mobilní aplikace CPR Trainer, které zachycují prvních 14 kompresí z nácviku nepřímé srdeční masáže z Obr.6.3 (str. - 36 -), konkrétně jejich hloubku (cm; angl. Press depth) a frekvenci (komp/min; angl. Press frequency) kompresí (15)..... - 39 -
- Obrázek 6.9: Snímky z aplikace CPR Trainer – objem výdechů při nácviku KPR Pozn.: obdobně i zde jsou zelenou barvou značeny dostatečné objemy vzduchu, žlutě objemy nedostatečné

a červeně objemy příliš velké. Rovněž i v Obr.6.9 je vyznačen pás adekvátních hodnot mezi 400 a 500 ml. (16).....	- 39 -
Obrázek 6.10: Printscreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: normální výdech (ústy), amplituda výdechu je cca 50 mV (včetně šumu) (17).....	- 41 -
Obrázek 6.11: Printscreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: usilovný výdech (ústy), amplituda výdechu je cca 150 mV (včetně šumu) (18).....	- 41 -
Obrázek 6.12: Schéma zapojení zesilovače TL064 na výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP (19).....	- 42 -
Obrázek 6.13: Printscreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: normální výdechy + jeden usilovný (ústy), amplituda normálního výdechu je cca 200 mV (včetně šumu) (20).....	- 42 -
Obrázek 6.14: Printscreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: normální výdechy pomocí dýchacího vaku, amplituda normálního výdechu je cca 150 mV (včetně šumu) (21).....	- 43 -
Obrázek 6.15: Schéma zapojení přístrojového zesilovače AD524 na výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP (22).....	- 44 -
Obrázek 6.16: Printscreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: normální výdechy pomocí dýchacího vaku, amplituda normálního výdechu je cca 1,5 V (23).....	- 44 -
Obrázek 6.17: Dokumentační snímek z měření na přípravu Labquest 2 (24).....	- 45 -
Obrázek 6.18: Úplný záznam měření podle schématu Obr.3.2 (str.- 26 -), jehož součástí je měření zrychlení kompresí při nácviku nepřímé srdeční masáže pomocí ACC; měření odpovídá záznamu z mobilní aplikace CPR Trainer s bodovým ohodnocením 79,00 bodů (26).....	- 45 -
Obrázek 6.19: Úplný záznam měření podle schématu Obr.3.2 (str.- 26 -), měření objemového průtoku umělého dýchání jako doplňku ke KPR pomocí laboratorního přípravku pro měření rozdílu tlaku MPXV7002DP; měření odpovídá záznamu z mobilní aplikace CPR Trainer s bodovým ohodnocením 79,00 bodů (27).....	- 46 -
Obrázek 7.1: Přibližný záznam zachycující Obr.6.18 (str.- 45 -) první sérii kompresí (28).....	- 48 -
Obrázek 7.2: Snímek z mobilní aplikace CPR Trainer odpovídající záznamu z prvního měření podle schématu z Obr.3.2: první série kompresí – frekvence a hloubka stlačení (29).....	- 48 -
Obrázek 7.3: Snímek z mobilní aplikace CPR Trainer odpovídající záznamu z prvního měření podle schématu z Obr.3.2: objem umělých vdechů (30).....	- 48 -
Obrázek 7.4: Detekované peaky ve spojitěm záznamu zrychlení z Labquestu 2 (31).....	- 49 -

Obrázek 7.5:	Eliminace nadbytečných kompresí z (vlevo) první série detekovaných peaků ve spojitém záznamu zrychlení z Labquestu 2 podle (vpravo) tvaru referenčních diskretních hodnot hloubky z aplikace Smart CPR Trainer (32).....	- 50 -
Obrázek 7.6:	Hodnoty zrychlení po eliminaci přebytečných hodnot a po převedení do diskretní podoby (33).....	- 51 -
Obrázek 7.7:	Srovnání diskretních hodnot hloubky stačení simulátoru navrženého technického řešení simulace KPR s referenčními hodnotami hloubky z přidružené aplikace zařízení CPR Simulator EVE-B (34).....	- 52 -
Obrázek 7.8:	Dokumentace měření reálné hloubky stlačení KPR simulátoru kompresní pěny zařízení CPR Simulator EVE-B (35).....	- 53 -
Obrázek 7.9:	Srovnání hodnot hloubky vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí histogramu (36).....	- 54 -
Obrázek 7.10:	Srovnání hodnot hloubky vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí krabicového grafu (37).....	- 55 -
Obrázek 7.11:	Srovnání diskretních hodnot frekvence stlačení akcelerometru vlastního technického řešení simulace KPR s referenčními hodnotami hloubky z přidružené aplikace zařízení CPR Simulator EVE-B (38).....	- 56 -
Obrázek 7.12:	Srovnání hodnot frekvence vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí histogramu (39).....	- 57 -
Obrázek 7.13:	Srovnání hodnot frekvence vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí krabicového grafu (40).....	- 57 -
Obrázek 7.14:	Srovnání diskretních hodnot objemu vlastního technického řešení simulace KPR s referenčními hodnotami hloubky z přidružené aplikace zařízení CPR Simulator EVE-B (41)	- 59 -
Obrázek 7.15:	Srovnání hodnot objemu vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí histogramu (42).....	- 59 -
Obrázek 7.16:	Srovnání hodnot objemu vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí krabicového grafu (43).....	- 60 -
Obrázek 8.1:	Medvědojdní fantom (44).....	- 62 -
Obrázek 8.2:	Medvědojdní fantom – pohled dovnitř (45).....	- 63 -

Seznam tabulek

Tabulka 1:	Přehled komerčních zařízení pro simulaci KPR.....	- 21 -
Tabulka 2:	Přehled článků věnovaných KPR a čím se zabývají.....	- 23 -
Tabulka 3:	Přehled vybraných diferenciálních snímačů tlaku.....	- 33 -
Tabulka 4:	Vybrané základní číselné charakteristiky – hloubka.....	- 55 -
Tabulka 5:	Vybrané základní číselné charakteristiky – frekvence.....	- 58 -
Tabulka 6:	Vybrané základní číselné charakteristiky – objem.....	- 60 -

Úvod

Každoročně umírají lidé v důsledku náhlé srdeční zástavy, tonutí či dušení. Jednou z možných příčin úmrtí je nesprávně provedená resuscitace nebo první pomoc. Pro zlepšení těchto dovedností slouží simulátory a školení.

Existuje několik důvodů proč trénovat kardiopulmonální resuscitaci (KPR):

- Kardiopulmonální resuscitace, nepřímá srdeční masáž a umělé dýchání, slouží k zajištění náhradního krevního oběhu při srdeční zástavě nebo zástavě dýchání. Především snižuje riziko poškození mozku z nedostatečného okysličení mozkových tkání.
- Návčikem se zvyšuje sebejistota v provádění KPR a v krizových situacích tak lze rychleji jednat.
- Kvalitně provedenou kardiopulmonální resuscitací lze předejít zbytečným úmrtím. Čím více lidí ví, jak ji správně provést, tím více životů může být zachráněno.

Obecně je znalost KPR velmi cenná schopnost, která zachraňuje životy. A návčik KPR umožňuje lépe se připravit na krizovou situaci.

Cílem této práce je vytvořit simulátor KPR pro laiky (osoby neznalé KPR). Simulátor je navržen ve formě humanoidního fantomu s technickými prostředky pro simulaci KPR. Navržené technické řešení simulace KPR bude srovnáno s komerčně dostupným zařízením CPR Simulator EVE-B (Hivista). Komerční zařízení je uzavřený systém a hlavní výhodou vlastního technického řešení simulace KPR je, že se jedná o systém otevřený pro výuku a nová řešení.

1 První pomoc

Definice první pomoci je okamžitá pomoc poskytnutá zraněnému nebo nemocnému člověku, před jeho kontaktem s profesionální zdravotní péčí.

Je jí povinen poskytnout každý (dle trestního zákoníku), pokud není v ohrožení vlastního života [1].

1.1 Obecné zásady při poskytování první pomoci

Ošetřující (v tomto pořadí) zhodnotí situaci, zachová vlastní bezpečnost, přivolá pomoc a poskytne první pomoc. [1] Ošetřujícím se rozumí každý, kdo poskytuje první pomoc. Zraněným je zde v textu myšlena osoba zraněná či osoba v ohrožení života, která nutně potřebuje okamžitou první pomoc.

Ošetřující osoby lze rozdělit do 3 skupin. První skupinu tvoří členové IZS (integrovaného záchranného systému) a profesně vyškolený personál, druhou skupinu tvoří lidé v určité míře proškolení v poskytování první pomoci (např. studenti medicíny) a třetí skupinu tvoří naprostí laikové, kteří jsou schopni poskytnout náležitou první pomoc pouze s asistencí.

První pomoc bude vypadat jinak v provedení zkušeného záchranáře a bude vypadat jinak v provedení úplného laika, každý ji provede podle svých schopností a možností.

1.1.1 Základní vyšetření zraněného s asistencí

Pokud ošetřující-laik zjistí u zraněného život ohrožující stav či jakékoliv zranění ihned přivolá záchrannou službu na telefonním čísle 155 (popřípadě na čísle 112).

Zachová klid a nahlas dispečerovi sdělí, co se stalo a místo, kde se událost stala. Dispečer poté hovor řídí a provede ošetřujícího základním vyšetřením zraněného, snaží se zjistit život ohrožující stavy, jako jsou masivní krvácení, bezvědomí nebo absence normálního dýchání (viz podkapitola 1.2), barvu kůže (např. modráni), známky úrazu, tepovou frekvenci, apod. Komunikuje s ošetřujícím a zajistí první pomoc dle stavu zraněného. Více viz [1].

Volající nikdy neukončuje hovor jako první, poslouchá a řídí se výhradně instrukcemi dispečera a to až do příjezdu záchranné služby, která péči o zraněného převezme [1].

1.1.2 Základní vyšetření zraněného bez asistence

Pokud se z nějakého důvodu ošetřující nemůže spojit se záchrannou službou, pokusí se zhodnotit situaci sám, zda se jedná o život ohrožující zranění a řídí se níže uvedenými pravidly.

Pravidlo 5 T

Tekutiny (nedáváme napít, postiženému lze na žádost ovlažít rty),

Teplo (příkrývka, nenechat jej ležet na holé zemi, ztrácí teplo!),

Ticho (odstranění zdrojů hluku, např. nastartované auto – vypnout motor),

Tišení bolesti (zastavení krvácení, znehybnění zlomeniny, *komunikujeme se zraněným!*),

Transport (zdravotnická záchranná služba – ZZS) [2].

Ošetřující zajistí dle svých možností péči o zraněného a je-li to možné, uvede jej do zotavovací polohy.

1.1.3 Zotavovací (stabilizovaná) poloha

Zotavovací poloha zajišťuje trvalou průchodnost dýchacích cest a zabraňuje vdechnutí žaludečního obsahu.



Obrázek 1.1: *Jak uvést zraněnou osobu do stabilizované polohy (1)*

Zraněný je položen na zádech (Obr.1.1, str. - 16 -Jak uvést zraněnou osobu do stabilizované polohy (1), vedle něj klečí ošetřující. Ruka blíže k ošetřujícímu je zraněnému uložena vedle hlavy. Vzdálenější ruka je ohnuta v lokti a dlaň je na straně blíže ošetřujícímu. Zraněnému je vzdálenější noha (od ošetřujícího) pokrčena v kolenu. Ošetřující pevně uchopí zraněného za pokrčené koleno a loket a opatrně postiženého přetočí na bok k sobě. Pokrčenou nohu poté urovná tak, aby koleno svíralo pravý úhel, dlaň pokrčené ruky je umístěna pod tvář postiženého, hlava je v mírném záklonu.

Do této polohy jsou ukládáni lidé v bezvědomí, kteří normálně dýchají a bezvědomí nastalo v důsledku opilosti, otravy nebo tonutí, postižený zvrací nebo krvácí z úst či nosu, popřípadě musí-li ošetřující zraněného nutně opustit.

Pokud je však zraněný v život ohrožujícím stavu, je třeba poskytnout náročnější péči (např. resuscitaci).

1.1.4 Stav bezprostředně ohrožující život

Stavy bezprostředně ohrožující život souvisí s poruchami základních životních funkcí.

Základními životními funkcemi jsou dýchání, funkční krevní oběh a vědomí. Život zachraňující první pomoc je tedy zaměřena na závažné poruchy krevního oběhu, dýchání a vědomí [2].

Dýchání a krevní oběh dohromady tělu zajišťují dodávání kyslíku do potřebných částí těla. Dýchání závažně ohrožuje dušení, velké oslabení dýchání, až jeho zástava. Ošetřující proto nejprve zkontroluje zda *zraněný dýchá*. Zkontroluje, popřípadě zprůchodní dýchací cesty (více 1.2.1). Krevní oběh pak závažně ohrožují velká krvácení, poruchy srdečního rytmu, až po náhlou srdeční zástavu. Ošetřující tedy pátrá po *známkách krvácení*, zkontroluje srdeční tep (např. poslechem na hrudi). Vědomí je známkou okysličování mozku, z čehož plyne, že pokud není mozek dostatečně okysličován, může nastat bezvědomí.

1.1.5 Bezvědomí

Příznaky bezvědomí jsou absence reakce na zevní podněty (oslovení, zatřesení, bolestivý podnět) a povolení svalového napětí.

Mezi možné komplikace patří zapadnutí kořene jazyka, vdechnutí žaludečního obsahu, zástava dýchání a oběhu, podchlazení nebo pád při náhlém vzniku bezvědomí.

Důležité je zjistit, jestli zraněný dýchá. Zraněnému je zakloněna hlava, ošetřující zjistí zda zraněný normálně dýchá a přivolá odbornou pomoc.

Pokud dýchá normálně je nadále dýchání sledováno až do příjezdu ZZS. Pokud zraněný *nedýchá* nebo nedýchá normálně (lapavé vdechy), pak ošetřující *zahajuje resuscitaci*.

1.2 Kardiopulmonální resuscitace (KPR)

Je to soubor úkonů, který má za cíl *zajistit náhradní oběh* okysličené krve životně důležitými orgány, konkrétně nepřímá srdeční masáž a umělá plicní ventilace. Je třeba ji provádět včas, před příjezdem zdravotnické záchranné služby. Resuscitace je prováděna pokud zraněný nereaguje (je v bezvědomí) a nedýchá nebo nedýchá normálně (lapavé vdechy).

Následuje obecný popis provedení *resuscitace dospělého člověka*, kterou by měl být schopen provést i minimálně proškolený ošetřující.

1.2.1 Resuscitace dospělého

Zraněný leží na zádech na tvrdé podložce (ideálně). Ošetřující klečí z boku u hlavy zraněného a zprůchodní jeho dýchací cesty tak, že zraněnému zakloní hlavu tahem za bradu a tlakem na čelo. Zkontroluje pohledem dutinu ústní, případně odstraní přebytečný obsah. Poté skloněný k ústům a nosu zraněného naslouchá dýchání a zároveň sleduje zda se hrudník zraněného zvedá. Takto pozoruje nejdéle 10 vteřin. Rychlost normálního dýchání je 12-20 dechů za minutu, což odpovídá minimálně 2 nádechům za 10 vteřin.



Obrázek 1.2: Pozice ošetřujícího pro správné provádění nepřímé srdeční masáže hrudníku (2)

Ošetřující zavolá záchranou službu. A pokud je v blízkosti AED (Automatizovaný Externí Defibrilátor; zejména ve veřejných prostorech – letiště, nákupní středisko, atp.) použije jej. V tom případě provádí nepřímou srdeční masáž a řídí se pokyny AED.

Nepřímá srdeční masáž hrudníku (KPR, angl. CPR – Cardiopulmonary resuscitation). Ošetřující klečí vedle zraněného, hranu dlaně své ruky položí na spodní hranu hrudní kosti zraněného (u mužů doprostřed na spojnici bradavek), druhou ruku položí na první a proplete si prsty, propne paže v loktech, pohyby stlačování vycházejí z boků (Obr.1.2, str. - 17 -).

Stlačuje rytmicky *100 až 120 stlačení za minutu* (jako pomůcka může sloužit píseň Rolničky, rolničky nebo Stayin' Alive). Hloubka stlačení je přibližně *5-6 cm* (předožadní šířky hrudníku). Ošetřující dbá na to, aby se hrudník zraněného po každém stlačení zvedl do původní polohy, aby se srdce mohlo opět naplnit krví.

Ošetřující si počítá počet stlačení. Po *30 stlačeních* provede *2 vdechy*. Vdech je proveden tak, že ošetřující zraněnému zakloní hlavu (tahem za bradu), zacpe nos, ústy obejmě ústa zraněného a poté normálně vydechne. Při správně provedeném vdechnutí by se měl hrudník zraněného zvednout. Ošetřující dá zraněnému prostor pro pasivní výdech (hrudník opět klesne). Poté ošetřující provede druhý vdech (postup zopakuje). Následně ihned pokračuje opět v nepřímé masáži srdce (dalších 30 stlačení a další dva vdechy, v poměru 30:2) a to do doby dokud zraněného nepřivezme ZZS nebo zraněný nezačne jevit známky obnovení životních funkcí (bude se bránit) nebo do vyčerpání vlastních sil.

Je třeba podotknout, že při poskytování první pomoci je třeba dbát především na vlastní bezpečnost, a proto je čistě na uvážení ošetřujícího, zda se rozhodne pro poskytnutí umělého dýchání.

Nicméně pokud je záchránců více mohou se v masírování hrudníku střídat a rozdělit si role – např. jeden provádí nepřímou masáž srdce, zatímco druhý volá ZZS, hledá AED nebo provádí umělé dýchání.

Existují samozřejmě výjimky, kdy je KPR prováděna jinak než výše uvedeným způsobem, což samozřejmě záleží zejména na stavu zraněného a na schopnostech a možnostech ošetřujícího. Pro shrnutí lze říci, že obecně je možné si základní resuscitaci zapamatovat jako tzv: „pravidlo ABC“ odvozené z anglických názvů:

Airway → zajištění průchodnosti dýchacích cest,

Breathing → zajištění dýchání (náhrada umělým dýcháním),

Circulation → zajištění krevního oběhu (náhrada masáží hrudníku) [3].

1.2.2 Resuscitace dítěte

Resuscitace dítěte je na rozdíl od resuscitace dospělého zahájena 5 úvodními vdechy. U dětí dochází nejčastěji ke ztrátě vědomí a zástavě krevního oběhu jako *následek dušení*, které je nejčastěji způsobeno neprůchodností dýchacích cest (např. vdechnutí hračky). Úvodní vdechy tedy mají za cíl dýchací cesty zprůchodnit. Frekvence stlačování je pak 15:2. U dětí do puberty je stlačování prováděno dlaní jedné ruky do hloubky 1/3 předožadní šířky hrudníku dítěte.

Zvláštním případem je resuscitace kojenců (obecně dětí příliš malých na provedení nepřímé srdeční masáže jednou rukou), která je prováděna stlačováním hrudníku pouze dvěma prsty. Ošetřující svými ústy obejmě ústa i nos kojence a vdechován je pouze objem vlastních úst.

1.2.3 Shrnutí

Závěrem je třeba podotknout, že pokud má být KPR prováděna efektivně, je třeba ji provádět správně. Odborně vyškolený zdravotnický personál má v pravidelných intervalech školení. Ošetřující-laik nemá tytéž možnosti a proto je třeba zpřístupnit co nejvíce informací o správném provádění KPR široké veřejnosti.

Jak už bylo řečeno pro nácvik KPR ošetřující nejčastěji absolvují školení nebo kurz, v rámci kterého se nejčastěji trénují na obyčejných cvičných figurínách (manekýnách). A o tom zda ošetřující provádí KPR správně, rozhoduje pak osoba odborně proškolená – vedoucí kurzu. Ošetřující má pak zpětnou vazbu o kvalitě své KPR nejčastěji na základě slovního hodnocení vedoucího kurzu a na základě akustického signálu (kliknutí) figuríny, který zazní při dosažení dostatečné hloubky stlačení.

Pro efektivnější nácvik KPR existují zařízení, která ošetřujícímu poskytují okamžitou zpětnou vazbu (angl. Real-time feedback). Jednotlivá zařízení se mohou lišit provedením (hodinky, chytrá manekýna, atp.), měřitelnými parametry (hloubka stlačení, frekvence stlačení, objem vdechovaného vzduchu, atp.), typem zpětné vazby (zvukové upozornění, LED indikátory, displej s čísly).

Pro lepší orientaci v tomto tématu bude v následující kapitole rozebrána problematika dělení zařízení pro nácvik nepřímé srdeční masáže (KPR), možnosti, výhody a nevýhody jednotlivých vybraných zařízení.

2 Zařízení pro nácvik kardiopulmonální resuscitace

V předchozí kapitole je uvedeno, jakým způsobem provádět první pomoc a nepřímou srdeční masáž s umělou plicní ventilací (KPR – kardiopulmonální resuscitace). Aby byla nepřímá srdeční masáž (KPR) efektivní je třeba provádět ji správně, což znamená dostatečně trénovat a mít při nácviku *zpětnou vazbu*. Pro tento účel existuje celá řada zařízení v různých provedeních, s různými funkcemi a možnostmi. Obecně platí, že zařízení pro nácvik KPR jsou možností, jak ošetřujícím zajistit při tréninku okamžitou zpětnou vazbu, která bývá nejčastěji ve formě určení parametrů stlačení hrudníku, hloubky a frekvence stlačování.

Náplní této práce je vytvořit edukační model pro nácvik KPR se zpětnou vazbou, proto je v této kapitole zpracován přehled již existujících zařízení pro nácvik KPR, který upřesní představu o dané oblasti zájmu.

Jedním z možných způsobů, jak se zorientovat v problematice týkající se zařízení pro nácvik KPR, je rozdělit všechna existující zařízení do dvou skupin, a to na zařízení komerční (již hotové produkty) a skupinu pokrývající vědu a výzkum. Komerční zařízení jsou finální výrobky vhodné pro marketingovou distribuci. Věda a výzkum převážně pokrývá akademickou část problematiky.

2.1 Komerční zařízení

Níže uvedený přehled zařízení je zaměřen na zařízení pro nácvik nepřímé srdeční masáže (hands-only CPR), tedy nejsou zde zahrnuty zařízení, která využívají mechanických kompresí hrudníku, atp. Přehled zařízení a výčet jednotlivých atributů je uveden v Tab.1 (str. - 21 -).

Tab.1 je členěna následujícím způsobem. Vlevo jsou uvedeny sledované vlastnosti a parametry. Nahoře, jednotlivé sloupce uvádějí jednotlivé produkty a jejich výrobce. Tam, kde se řádky a sloupce protínají, je pak buď „A“, jako „Ano, daný výrobek disponuje danou vlastností/parametrem.“, nebo „.“, což znamená že daný produkt danou vlastností/parametrem nedisponuje. Popřípadě jsou v tabulce i další údaje jako cena či hmotnost daného produktu, pokud byla zjištěna.

2.1.1 Přehled

Následuje stručný doplňující popis k jednotlivým zařízením v Tab.1, především specifické vlastnosti a případné jejich zvláštnosti. Na úvod je třeba zmínit, že se níže objevuje termín „obvyklé“ parametry, čímž jsou myšleny parametry: hloubka stlačení, frekvence stlačování a recoil (z angl. zpětný ráz, odskok, tzn. zařízení sleduje zda se ruce po kompresi vrátí zpět do původní výšky). „Obvyklé“ jsou proto, že se tyto parametry vyskytují téměř u všech níže uvedených výrobků, jde tedy o zjednodušení.

„Obyčejná manekýna“ (fantom) je příkladem standartního vybavení pro nácvik KPR. Okamžitou zpětnou vazbou je zde pouze akustický signál, který zazní při dostatečné kompresi hrudníku manekýny.

Adult CPR Training Manikin (Prestan) je příkladem resuscitační manekýny se zpětnou vazbou. Při dosažení správné hloubky stlačení hrudníku se ozve akustický signál. Navíc oproti nejzákladnější manekýně je prostřednictvím LED diod kontrolována správná rychlost provádění KPR. Figurína umožňuje záklon hlavy a nácvik umělého dýchání, obsahuje vyměnitelný plicní vak.

Tabulka 1: Přehled komerčních zařízení pro simulaci KPR

		Prestan	Hivista	I.M.LAB	Beaty	Laerdal	ZOLL	Stryker	ZOLL	WNL Products	WNL Prod.	ZOLL
		Adult CPR Training Manikin	CPR Training Simulator EVE-B	cprCUBE PRO	Sheldon	CPmometer2	Powerheart G5	TrueCPR	ResQpUMP	Practi-CRM	Practi-CRdM	Pocket CPR
sledované parametry	frekvence	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
	hloubka	A	A	A	A	A	A	A	A	.	A	A
	recoil ⁰	.	.	A	A	A	.	A	A	.	.	.
	odchylka směru stlač.	.	A
	počet stlačení	.	A	.	.	A
	prodleva	A	.	A
	vdechovaný objem	A ¹	A
	délka vdechu	.	A	A
typ zpětné vazby	zpětná vazba LED	A	A	A	A	A	A	.
	ASPS *4	.	.	.	A
	metronom	.	A	A	.	.	A ²	A	A	.	.	A
	hlasová zpětná vazba	.	A	.	.	.	A	A
	display	.	A	.	.	A	A	A	.	.	.	A
	animace	.	A ³	A	.	A	.	A	.	.	.	A
	čísla	.	A	A	.	A	.	A	.	.	.	A
příslušenství	přím. rozšíření AED	A	A
	nutná podložka	.	.	.	A	A	A	A	A	.	.	A
	podložka	.	A	A
	kartičky se scénáři	.	.	A
	simul. zlom. žebr.	.	.	.	A
	HW	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	.
	SW	.	A	A	.	A	A
	Bluetooth	.	A	A	.	A
	ANDROID	.	A	A	.	A	A
	IOS	.	A	A	.	A	A
	export dat	.	. ⁴	A	.	A	A	A
	overview	.	. ⁴	. ⁴	.	A	.	A	.	.	.	A
	hmotnost	3175 g	330 g	240 g	.	192 g	.	750 g	.	54 g	50 g	.
	cena	\$172	\$139 ⁵	\$100	\$50	\$800	\$3000 ⁶	\$1795	\$1325	\$35	\$43	.

Poznámky k Tab.1:

⁰ angl. zpětný ráz, ruce se vrátí do výchozí pozice

² prostřednictvím hlasových instrukcí

⁴ přes aplikaci

¹ pouze vizuálně

³ stupnice

⁵ cena včetně DPH

⁶ celé AED

CPR Training Simulator EVE-B (Hivista) je malé a lehké (330 g) zařízení, které umožňuje měřit parametry KPR a zároveň umožňuje měřit parametry umělého dýchání, konkrétně délku trvání jednoho vdechu a objem vdechovaného vzduchu. Zařízení disponuje vlastním displejem a prostřednictvím Bluetooth jej lze připojit k chytrému telefonu, kde je možné nahlédnout na vlastní statistiky provádění KPR. Více viz níže kapitola 3.2.

CprCUBE PRO (I.M.LAB) je jednoduché zařízení, které dává zpětnou vazbu prostřednictvím LED diod. Rovněž lze k zařízení připojit chytrý telefon a zobrazit parametry KPR. Navíc produkt obsahuje sadu kartiček se scénáři a jejich následným řešením.

Sheldon (Beaty) je možnost jak změnit obyčejnou manekýnu na „chytrou“ manekýnu, tedy manekýnu se zpětnou vazbou. Kromě snímání obvyklých parametrů (hloubka stlačení, frekvence, recoil) zařízení simuluje zlomení žebér v důsledku KPR prostřednictvím vizuální, sluchové a hmatové zpětné vazby.

CPRmeter2 (Laerdal) kromě obvyklých parametrů zaznamenává i počet jednotlivých stlačení. Po 3 sekundách absence stlačování se spustí časomíra. Zařízení lze připojit skrze Bluetooth k chytrému telefonu, rovněž lze naměřená data exportovat ve formátu PDF a Excel souboru.

PowerheartG5 (ZOLL) je přímým rozšířením AED, měří hloubku a frekvenci stlačování. Export dat z AED via USB.

TrueCPR (Stryker) měří obvyklé parametry, prodlevu stlačování a odpočítává délku trvání vdechu. Pro jeho správné použití je nezbytná manekýna. Zařízení se skládá ze dvou částí, z nichž jedna se umísťuje pod rameno a druhá na sternum, pomocí indukčního tříosého pole je pak měřena okamžitá vzdálenost mezi těmito částmi.

ResQPUMP (ZOLL) se skládá z rukojeti a přísavky. Na rukojeti je přehledná mechanická stupnice, která ukazuje okamžitou hodnotu působené síly (v kilogramech). Metronom určuje frekvenci stlačování (80 stlačení/min). Zařízení je založeno na aktivním zvedání a stlačování rukojeti.

Practi-CRM (WNL Products) je velmi jednoduché zařízení ve formě náramku, které pomocí LED diody určuje správnou frekvenci provádění KPR. Při frekvenci stlačování 100 a více za minutu se LED dioda rozsvítí zeleně.

Practi-CRdM (WNL Products) je pokročilejší verze výše uvedeného produktu, která navíc umožňuje měřit hloubku stlačení a indikuje, kdy je třeba zrychlit nebo zpomalit vlastní frekvenci stlačování.

Pocket CPR (ZOLL) je velice zjednodušeně mobilní aplikace, která umožňuje zpětnou vazbu v reálném čase při provádění KPR.

Na základě výše uvedeného přehledu bylo zjištěno, že pouze velmi málo zařízení pro nácvik KPR umožňuje měřit kromě obvyklých parametrů i parametry výdechu. Z vybraných zařízení jedině *CPR Training Simulator EVE-B* umožňuje měřit objem vdechovaného vzduchu a délku trvání vdechu. Vzhledem k tomu, že součástí této práce je i návrh modelu pro nácvik KPR (viz níže), který zahrnuje měření objemu vdechovaného vzduchu, byl *EVE-B* zvolen jako etalon. Podle něj bude vlastní model zkalibrován a bude sloužit jako zpětná vazba, jak je měření vlastního modelu přesné.

2.2 Věda a výzkum

Náhled do problematiky skupiny věda a výzkum je uskutečněn prostřednictvím odborných článků, ve kterých je třeba se nejprve zorientovat. Obecně se články zabývají konkrétními problémy spojenými s nácvikem KPR.

Ve vědeckých člancích na téma simulátor první pomoci (zařízení pro nácvik KPR) se autoři zejména věnují zdokonalení již existujících systémů, nebo se snaží případné nedostatky řešit zcela novou cestou. Se zařízeními pro nácvik KPR se pojí různé problémy, bude následovat krátký přehled možných problémů a jejich možná řešení.

Mezi možné komplikace spojené s nácvikem KPR patří: měření na měkkých površích [4], nevhodný náklon měřicího zařízení [5], chyba dvojitě integrace u zařízení obsahujících akcelerometr [6], [7], [8], neexistence vhodného zařízení pro provádění KPR na novorozencích [8], aj. Tyto články jsou věnovány měření na *zařízení využívající akcelerometr*. Napříč těmito články autoři usilují o vývoj vlastních algoritmů, které nejčastěji řeší právě chybu výpočtu hloubky stlačení hrudníku, která se u zařízení s akcelerometrem obvykle počítá dvojitou integrací naměřeného zrychlení.

Tabulka 2: Přehled článků věnovaných KPR a čím se zabývají

	ACC	mobil	chytré hodinky	inovace dvojitě integrace	snímání obrazu kamerou	HW	SW
[4]	A	.	.	A	.	A	A
[5]	A	A	.	A	.		A
[6]	A	.	.	A	.	A	A
[7]	A	.	A	A	.		A
[8]	A	.	.	A	.	A	A
[9]	A	A	A
[10]	.	A	.	.	A	.	A
[11]	A	A

Tab.2 zachycuje přehled vybraných vědeckých článků na téma nácvik KPR. Ve sloupci vlevo jsou čísla odkazů na jednotlivé články (názvy jsou příliš zdlouhavé a zde nejsou důležité). Horní řádek popisuje sledovaný údaj. Opět „A“ znamená, že daný článek obsahuje daný jev, např.: článek 4 se zabývá inovací dvojitě integrace.

2.2.1 Modely využívající akcelerometr

Například měření hloubky a frekvence jednotlivých kompresí nepřímé srdeční masáže na měkkých površích (např. na matraci) značně ovlivňují přesnost takového měření. Při kompresi na měkkém povrchu dochází k propadu torza do podložky. Tento problém je možné řešit například pomocí dvou akcelerometrů, jeden je umístěn na sternu a druhý pod torzem, nebo lze tento nežádoucí vliv zmírnit pomocí podložky (angl. backboard), která je umístěna mezi torzo a matraci [4].

Protože je dnes mobilní telefon prakticky věc denní potřeby a nosíme jej vždy po ruce, je nácvik KPR prostřednictvím chytrého mobilního telefonu skvělá varianta. Avšak mobilní telefon využívá k měření parametrů zabudovaný tříosý akcelerometr, což činí měření silně závislé na správném náklonu mobilního telefonu během měření. Proto se pracuje na vývoji lepších algoritmů pro zdokonalení takového měření [5]. Paralelou k mobilnímu telefonu jsou chytré hodinky, které mohou fungovat jako rozšíření mobilního telefonu [7].

Na druhé straně lze problém dvojité integrace tříosého akcelerometru řešit i jinými způsoby než obměnou algoritmu. Například pomocí spektrální metody, využívající fotoelektrických senzorů, je možné se integraci úplně vyhnout. Více informací viz [6].

Jinou variantou je Smart Ring (chytrý prsten), kdy je zařízení s akcelerometrem při nácviku KPR umístěno na prstu trénující osoby. Tato varianta bere v úvahu, že na trhu dosud nejsou vhodná zařízení pro nácvik KPR kojence, kdy je třeba provádět KPR pouze dvěma prsty. Zařízení lze využít pro nácvik resuscitace kojence i dospělého [8].

2.2.2 Modely využívající jiné metody

V následujících článcích jsou uvedeny jiné systémy pro měření parametrů KPR než akcelerometr. Zajisté existuje daleko více způsobů, jak řešit zpětnou vazbu v reálném čase při nácviku KPR, zde je uvedena velmi malá část, pouze pro představu.

Jednou z možností je použít pro výpočet parametrů (hloubku a frekvenci kompresí) snímání pohybu prostřednictvím zařízení Kinect, zpracování obrazových dat je řešeno pomocí algoritmu založeného na principu diferenciální evoluce [9].

Další metoda využívá opět ke snímání pohybu kameru, tentokrát kameru mobilního telefonu. Zpracování a vyhodnocení jednotlivých obrazů je založeno na principu rychlé Fourierovy transformace (FFT). Frekvence provádění KPR je velice zjednodušeně měřena na základě výpočtu změn v jednotlivých obrazech. Přesnost výsledků tohoto modelu je výrazně ovlivňována délkou vlasů snímané osoby, vůbec nejméně přesné jsou naměřené hodnoty u osob s dlouhými a rozpuštěnými vlasy [10].

Problém zpětné vazby v reálném čase může být také řešen kombinací snímání EMG a umělé inteligence. Pomocí bezdrátového zařízení je snímáno EMG z předloktí osoby provádějící KPR, přičemž umělá inteligence trénovaná na detekci chyb v provádění KPR následně hodnotí kvalitu této resuscitace. Bylo zjištěno, že nejčastějšími chybami při provádění nepřímé srdeční masáže jsou nesprávná poloha prstů nebo nesprávná vzdálenost ošetřujícího od postiženého, což dosti ovlivňuje účinnost srdeční masáže [11].

2.3 Shrnutí

Tato práce je věnována především zařízením, která jsou určena k nácviku KPR, tedy jako učební pomůcka. Přehled komerčních zařízení dobře vykresluje současnou situaci v oblasti zařízení pro nácvik KPR. Přehled věda a výzkum pak dobře vykresluje, jakým směrem se bude další činnost tohoto odvětví ubírat.

Nicméně stále je zde prostor pro levnější a tedy snad i dostupnější možnosti simulace KPR, protože dnešní komerční zařízení většinou nebývají levná a zařízení z oblasti vědy a výzkumu nebývají příliš dostupná. Tímto směrem cílí i tato práce, umožnit levnější a dostupnější způsob nácviku KPR.

3 Vlastní model pro simulaci kardiopulmonální resuscitace

Cílem této bakalářské práce je vytvoření simulátoru KPR pro laiky, konkrétně fantomu humanoidního (méďoidního) typu pomocí technických prostředků k simulaci KPR.

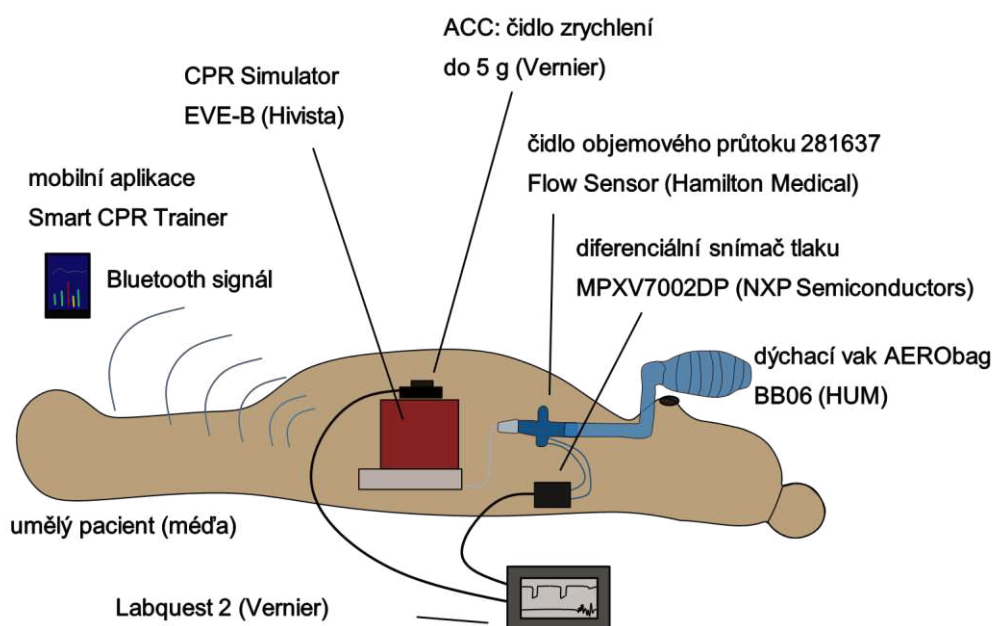
Tato kapitola je věnována návrhu vlastního technického řešení simulace KPR, tzn. modelu pro měření a vyhodnocení vybraných parametrů KPR. Tzn. měření hloubky a četnosti jednotlivých kompresí a měření objemu vydechaného vzduchu. Dále se kapitola věnuje popisu referenčního zařízení (etalonu) pro vlastní měření a popisu očekávaného průběhu tohoto měření.

3.1 Části měřicího modelu

Vlastní technické řešení je navrženo tak, že umožňuje sledovat tyto parametry KPR: *hloubka stlačení, frekvence stlačování a objem umělého vdechu.*

Hloubka a četnost kompresí bude určena na základě měření *zrychlení* ($m \cdot s^{-2}$) jednotlivých stlačení nepřímé srdeční masáže. Objem vydechaného vzduchu do modelu bude určen ze záznamu *objemového průtoku* ($l \cdot s^{-1}$) jednotlivých výdechů umělého dýchání.

Aby byla zajištěna správnost takto získaných číselných hodnot, je v prvotní fázi modelu do systému zapojeno referenční zařízení CPR Simulator EVE-B (Hivista), podle kterého bude systém zkalibrován. Toto referenční zařízení bylo mezi komerčními zařízeními pro nácvik KPR vybráno mj. kvůli možnosti měřit vdechovaný objem. Vlastní měřicí model pro simulaci KPR je zapouzdřen v humanoidním fantomu (plyšového medvěda), který je dobře vykreslen na Obr.3.1:



Obrázek 3.1: Schéma uložení měřicího modelu pro nácvik nepřímé srdeční masáže doplněné o umělé dýchání v umělém pacientovi (medvědovi) (3)

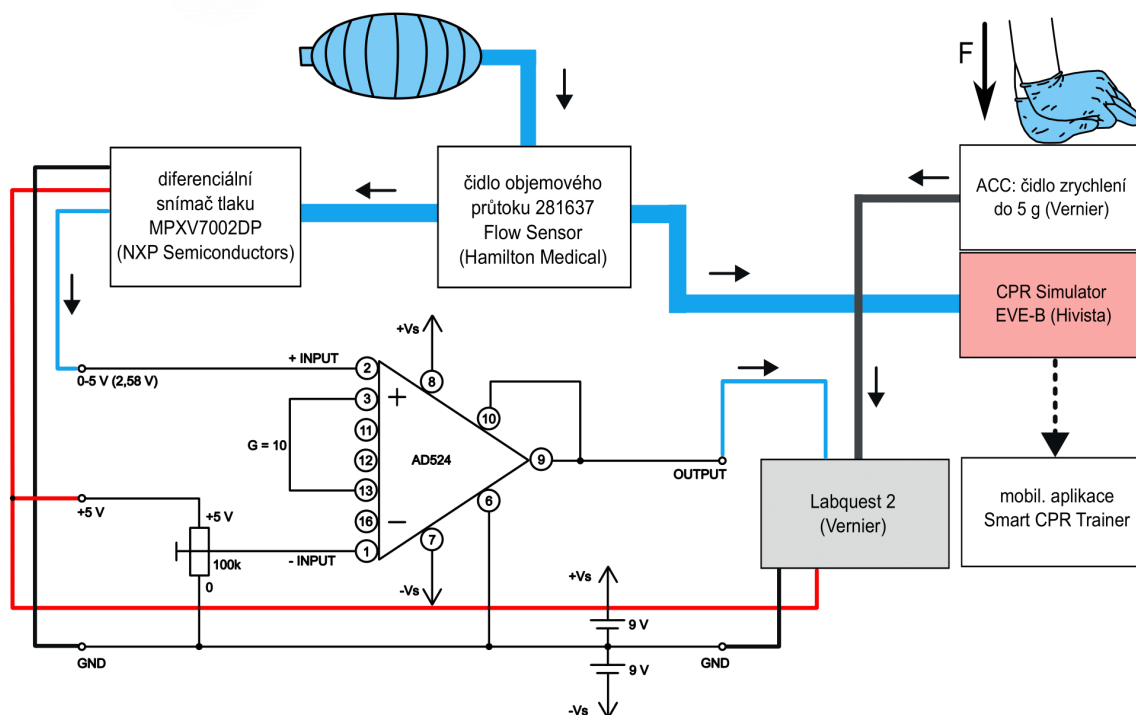
Podle Obr 3.1 lze měřicí model rozlišit na tři vzájemně propojené části, které lze pro zjednodušení označit podle jejich funkce jako *komprese, vdechy a vyhodnocení.*

Základem simulačního modelu je vybraný etalon *CPR Simulator EVE-B (Hivista)*, který spadá do všech tří částí. Jde o samostatně funkční zařízení pro nácvik kardiopulmonální resuscitace (v Obr.3.1 červený

blok s bílou hadičkou). Vyhodnocuje a zaznamenává komprese i vdechy (více viz níže), v tomto měřicím schématu slouží jako reference pro měření zrychlení a objemového průtoku, zároveň slouží jako podložka pro akcelerometr a svými materiálovými vlastnostmi simuluje vlastnosti lidského hrudníku.

Část simulačního modelu *komprese* tvoří tříosý akcelerometr, *čidlo zrychlení do 5 g (Vernier)*, umístěný v plastovém pouzdře na EVE-B (na Obr.3.1, str. - 25 -, pouzdro chybí, je zde pouze znázorněn ACC na EVE-B). Jedná se o pouzdro vlastního návrhu, které bylo vlastnoručně navrženo v programu Autodesk Fusion 360 a které bylo vytisknuto na 3D tiskárně, výkresy viz Přílohy A-F v IS EDISON. Akcelerometr je prostřednictvím kabelu s koncovkou BTA (anglický telefonní kabel) připojen do přenosného dataloggeru *Labquest 2 (Vernier)*. Při provádění kompresí je tedy zároveň stlačováno plastové pouzdro, ve kterém je uložen akcelerometr, a zároveň kompresní pěna EVE-B, na které je pouzdro umístěno.

Část simulačního modelu *vdechy* tvoří systém simulující umělé dýchání, jehož součástí je dýchací hadička EVE-B (velmi malého průměru, 7 mm). Dále (v Obr.3.1 směrem od EVE-B doprava) je součástí systému redukce, (podobně jako pouzdro na ACC) vlastního návrhu a následně vytisknuta na 3D tisku. Dále je zde (vpravo) *čidlo objemového průtoku 281637 Flow Sensor (Hamilton Medical)*, dýchací hadice a *dýchací vak AERObag BB06 (HUM)*. Čidlo objemového průtoku je vlastními hadičkami připojeno ke tlakovému vstupu *diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP (NXP Semiconductors)*, který je podobně jako akcelerometr připojen na *Labquest 2*. MPXV7002DP je na Labquest 2 připojen pětižilovým propojovacím kabelem vlastní výroby a dokoupenou redukcí DIN5 na BTA (Vernier).



Obrázek 3.2: *Blokové schéma měřicího modelu pro nácvik nepřímé srdeční masáže doplněné o umělé dýchání (4)*

Část *vyhodnocení* je v podstatě tvořena *Labquestem 2 (Vernier)*, který slouží pro vyhodnocení vlastní části měřicího systému, a zpětnou vazbou z EVE-B a jeho mobilní aplikace. Záznamy z EVE-B tak tvoří referenci pro vlastní část měřicího systému. Téměř celý model bude zapouzdřen v umělém pacientovi (plyšový medvěd, EVE-B i s pouzdem je uchycen ze vnitřní strany plyšového pacienta), s výjimkou vizualizace, části dýchací hadice a dýchacího vaku, který z funkčního principu musí být umístěn mimo pacienta.

Rovněž lze měřicí systém popsat blokovým schématem na Obr.3.2 (str. - 26 -), které složením prvků odpovídá Obr 3.1 (viz str. - 25 -, výjimkou je část zapojení s přístrojovým zesilovačem AD524, které bylo doplněno později). Blokové schéma je přehlednější v tom, jak na sebe jednotlivé prvky působí, směr působení je vyznačen šipkami. Dýchací vak je zdrojem proudění vzduchu, který pak působí na čidlo objemového průtoku, a komprese nepřímé srdeční masáže působí mechanickou silou na akcelerometr. Koncovými bloky, které vyhodnocují nebo zobrazují měřené hodnoty jsou Labquest 2 a záznam z mobilní aplikace Smart CPR Trainer. Správně by měl být označen i EVE-B, protože sám disponuje displejem s potřebnými údaji, avšak záznam z měření se ukládá do aplikace, proto je zvýrazněna jako koncový blok právě aplikace.

Protože je EVE-B v počátku tvorby vlastního simulátoru první pomoci velmi důležitou součástí, etalonem pro vlastní měření, budou nyní popsány základní vlastnosti a principy funkcí tohoto simulátoru a jeho přidružené mobilní aplikace.

Shrnutí realizace vlastního technického řešení pro simulaci KPR

1. Použít fantom medvěda,
2. nainstalován referenční systém CPR Simulator EVE-B (Hivista),
3. nainstalováno měření zrychlení kompresí při KPR,
4. nainstalováno měření objemového průtoku dýchání,
5. využít přenosný Labquest 2 pro vizualizaci.

3.2 CPR Simulator EVE-B

CPR Training Simulator EVE-B (Hivista) je pomocné zařízení určené k nácviku nepřímé srdeční masáže s rozšířením o možnost ventilace. Zařízení je v souladu s normami pro nácvik první pomoci při srdeční zástavě. Disponuje zabudovaným metronomem, který udává rytmus stlačování, zpětná vazba je zprostředkována formou hlasových zpráv (v anglickém jazyce) a na displeji se v reálném čase vykresluje při kompresích sloupcový graf určující hloubku stlačení. Polyuretanová pěna, ze které je tělo (červený válec) simulátoru vyrobeno a které je v rámci kompresí stlačováno, má podobné vlastnosti jako lidský hrudník.

„B“ v názvu EVE-B znamená, že tato verze zařízení disponuje možností připojit simulátor k mobilnímu telefonu via Bluetooth. Popis aplikace viz níže. Vesměš jsou funkce displeje a aplikace dosti podobné, ale aplikace umožňuje zobrazit měřená data a analyzovat tréninky s dlouhodobým odstupem (na displeji simulátoru se informace zobrazují pouze v reálném čase a po ukončení daného nácviku zmizí). Nejprve tedy popis samotného EVE-B.

Po zapnutí simulátoru (pomocí přepínače ON/OFF) lze ovládacím tlačítkem zvolit mezi cvičným a testovacím módem. V průběhu nácviku displej zobrazuje buď hodnoty stlačování anebo vdechů, podle fáze nácviku.

Zobrazované hodnoty kompresí jsou frekvence, počet provedených kompresí a sloupcový graf hloubky stlačení, který (barevně) indikuje tři stavy: nedostatečnou (žlutá), dostatečnou (5-6 cm; zelená) a přílišnou (červená) kompresi hrudníku. Zobrazované hodnoty vdechů jsou v podstatě počet a objem ve formě sloupcového grafu, opět s nedostatečnou, dostatečnou a přílišnou hodnotou.

Nácvik se sestává z pěti opakování 30 stlačení ku 2 vdechům (30:2), tj. pětkrát za sebou je provedeno třicet stlačení (1. fáze) a dva vdechy (2.fáze), po jeho skočení je vypočtena úspěšnost takto provedené KPR (maximální úspěšnost je 100). Pokud při nácviku EVE-B vyhodnotí, že je mezi kompresemi

popřípadě fázemi příliš velká časová prodleva, probíhající nácvik předčasně ukončí. V testovacím módu displej parametry nezobrazuje a metronom je ztlumen.

3.2.1 Smart CPR Trainer

Software simulátoru EVE-B tvoří mobilní aplikace Smart CPR Trainer, která je přes mobilní telefon via Bluetooth připojena k EVE-B. Po spuštění umožňuje aplikace volit mezi cvičným módem a testovacím módem (tzn. mód pro zhodnocení schopností trénované osoby bez metronomu a nápovědy vlastního displeje EVE-B).

V průběhu nácviku jsou vykreslovány čtyři grafy: sloupcový graf hloubky stlačení, spojitý graf frekvence stlačování, sloupcový graf vdechovaného objemu a případná odchylka od správného směru stlačování (kolmo dolů). Na displeji běží časomíra trvání nácviku. Po ukončení je vygenerována tabulka úspěšnosti.

K záznamům jednotlivých nácviků se lze v aplikaci vrátit prostřednictvím záložky My data, kde si lze dále vybrat mezi náhledem na celkové shrnutí úspěšnosti nácviků KPR a náhledem na jednotlivé záznamy (označené úspěšností, datem a časem), v obou případech je rozlišováno mezi nácvičným a testovacím módem.

3.3 Očekávaný průběh měření

Následuje popis očekávaného průběhu měření pomocí výše uvedeného vybavení, Obr.3.2, str. - 26 -. Cílem měření je zaznamenat hodnoty z nácviku resuscitace, konkrétně zrychlení kompresí umělého hrudníku z akcelerometru a objemový průtok umělého dýchání z průtokoměru. K zaznamenaným hodnotám bude možné přiřadit záznam z mobilní aplikace Smart CPR Trainer, který zde slouží jako reference a na základě kterého tedy bude posouzena kvalita vlastního měření. (Později by mohl (s určitými úpravami) měřicí systém spolehlivě fungovat i bez EVE-B.)

Měření je zahájeno tzv. spouštěcí kompresí, dojde ke kompresi ACC i EVE-B zároveň (ACC je umístěn ve speciálním pouzdře vlastního návrhu na pění CPR Simulator EVE-B), kterou je spuštěno vlastní měření a záznam v EVE-B. Po úvodní kompresi následuje 30 stlačení. Poté se EVE-B přepne na měření objemu umělého dýchání. Umělé vdechy jsou realizovány prostřednictvím dýchacího vaku. A kromě EVE-B jsou umělé vdechy vyhodnocovány pomocí čidla objemového průtoku. Vzduch, který čidlem prochází, vytváří na vstupu do senzoru tlaku MPXV7002DP tlakový rozdíl. Tento tlakový rozdíl se pak na výstupu ze senzoru projeví jako napěťový signál, který je napěťovým výstupem snímače tlaku přiveden na analogový vstup Labquestu 2 (Vernier). (Pozn.: Na rozdíl od snímače tlaku akcelerometr je přímo senzor ke Labquestu 2.)

K Labquestu 2 jsou tedy v jeden čas připojeny dva analogové senzory. Na základě výstupu ze senzorů jsou pod sebou generovány dva grafy, podle nastavených parametrů vzorkování a délky časové osy (měření probíhá po zvolenou dobu). Naměřená data z grafů lze uložit na USB-flashdisk. Nebo lze měřená data ze zařízení Labquest 2 zobrazit na PC, které lze s Labquestem 2 propojit prostřednictvím USB kabelu.

Druhým výstupem měření, který má sloužit k porovnání a posouzení správnosti měření, je záznam z mobilní aplikace Smart CPR Trainer. Kde se ukládají všechny záznamy z nácviku resuscitace na EVE-B, pokud byl EVE-B připojen k mobilnímu telefonu.

4 Akcelerometr

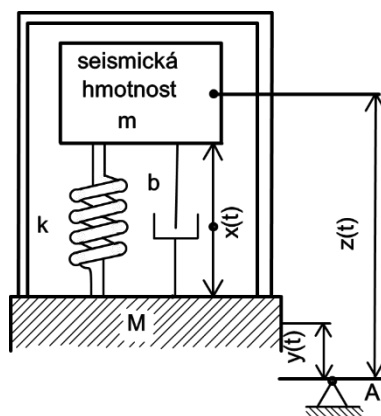
Hlavní částí práce je sestavení modelu simulátoru první pomoci, obsahující akcelerometr (zkráceně ACC), absolutní senzor zrychlení, je zde použit pro měření zrychlení jednotlivých kompresí na fantomu při simulaci kardiopulmonální resuscitace. Ze zrychlení jednotlivých kompresí lze následně dopočítat frekvenci a hloubku stlačování.

Tato kapitola sestává z obecného popisu akcelerometru a z popisu akcelerometru využitého pro vlastní měření. Obecný popis akcelerometru sestává z definice, vysvětlení základního principu konstrukce akcelerometru a jeho využití, uvedení jednoduchého rozdělení.

ACC je velice zjednodušeně senzor, na který působí veličina zrychlení. Lze jej použít pro měření pohybu, rychlosti, vibrací, atp. Velikost zrychlení je udávána v g, násobcích zemské gravitace.

Zrychlení lze rozlišit na statické (působení zemské gravitace) a dynamické zrychlení (změna rychlosti pohybujícího se senzoru) [12].

4.1 Základní princip konstrukce



Obrázek 4.1: Základní princip konstrukce ACC (5)

Základní princip konstrukce akcelerometru je možné popsat na Obr.4.1. V pouzdře ACC se zjednodušeně nachází základna M , ke které je připevněna pružina k , na které je upevněna seismická hmota m a oscilace jsou současně tlumeny viskózním tlumením b . Základna je pevně spojena s měřeným objektem (přilepena, přišroubována, atp.) a seismická hmota kmitá vlivem působícího zrychlení (harmonický tlumený oscilátor), kde $x(t)$, $y(t)$, $z(t)$ jsou složky souřadnic zrychlení v čase t , A je amplituda kmitů [12]. Bližší matematický popis zde [13].

4.2 Dělení ACC

ACC lze například rozdělit podle počtu měřených dimenzí na 1D, 2D, 3D, kdy jednorozměrný akcelerometr měří pouze v jedné ose, dvourozměrný ve dvou osách, atp. Možné je také dělení podle velikosti g , tj. násobku velikosti normálového zrychlení $g = 9,80665 \text{ m/s}^2$. Absolutní senzory zrychlení lze rozdělit také např. podle fyzikálního principu činnosti na akcelerometry piezoelektrické, piezodoporové (piezorezistivní), kapacitní, tepelné.

Piezoelektrický akcelerometr je nejpoužívanějším typem absolutních senzorů vibrací, princip měření je založen na piezoelektrickém jevu, při kterém deformací určitých (poly)krystalických látek vzniká

dipólový elektrický moment, který následně elektricky polarizuje čidlo. Piezoelektrický jev závisí na směru deformace vzhledem k osám krystalové mřížky, podle toho se dá jev dále dělit. Piezoelektrický element bývá zhotoven z křemene (SiO_2), piezokeramiky, atd. Základními parametry piezoelektrických akcelerometrů jsou: dynamický rozsah, frekvenční rozsah, nábojová či napěťová citlivost, teplotní rozsah a vliv okolního prostředí.

Obecně mají ACC velmi široké uplatnění např. v automobilovém průmyslu (senzory pro airbagy), zabezpečovací systémy vozidel, měření vibrací, měření natočení a detekce otáčení, měření pohybu a rychlosti, měření akcelerace, atd. Avšak pro tuto práci je klíčové použití ACC ve zdravotnictví, konkrétně využití v souvislosti s nácvikem KPR.

4.3 Akcelerometr pro využití v KPR

Na základě podkapitoly 2.2.1 lze říci, že se pro měření KPR nejčastěji využívá tříosých akcelerometrů. Případné nevýhody měření viz výše.

Pro měření v této bakalářské práci byl vybrán tříosý univerzální akcelerometr (Vernier), který umožňuje měřit zrychlení do 5 g. Čidlo je složeno ze tří navzájem kolmo umístěných akcelerometrů typu LGA-BTA se stejnými technickými specifikacemi, každý měří zrychlení ve směru jedné složky (osy). Každá složka má rozsah: $\pm 49 \text{ m/s}^2$, citlivost: $\pm 0,16 \text{ m/s}^2$ a přesnost: $\pm 0,5 \text{ m/s}^2$ [14].

Tento akcelerometr je prostřednictvím konektoru BTA kompatibilní se sběrným zařízením Labquest 2. Přestože lze měřit třemi osami současně, experimentálně bylo zjištěno, že pro vlastní měření zrychlení komprese je klíčová zejména osa Z, tj. osa kolmá k zemskému povrchu. Zrychlení tedy bude měřeno pouze v ose Z.

Naměřená data lze v Labquestu 2 zobrazit ve formě grafu či tabulky a naměřené hodnoty lze exportovat např. prostřednictvím USB flashdisku do PC. Z naměřeného zrychlení lze vypočítat frekvenci a hloubku komprese.

5 Pneumotachograf

V této kapitole budou uvedeny základní parametry dýchání, definice a typy pneumotachografů. Podrobněji bude rozveden pneumotachograf s diferenčním manometrem, na kterém bude představen princip měření, a typy vzduchových odporů. Dále bude uveden význam pneumotachografu v KPR a výběr diferenčního snímače tlaku pro vlastní měření.

Hodnoty normálního klidového dýchání jsou u dospělé osoby následovně: objemový průtok 6-7 l·min⁻¹, objemový průtok jednoho dechu je přibližně 0,5 l, frekvence 12-14 dechů·min⁻¹. Vrcholová hodnota objemového průtoku při výdechu přesahuje 10 l·s⁻¹ (600 l·min⁻¹).

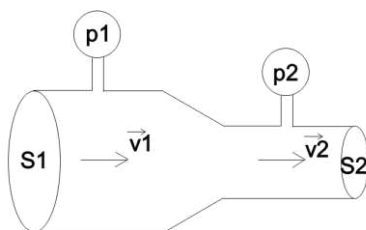
Pneumotachograf se využívá pro spirometrická měření, spirometr se od pneumotachografu liší. Spirometr je určen pro měření plicních objemů a kapacit. Pneumotachografy jsou založeny na měření rychlosti proudění definovaným průřezem, tj. objemového průtoku q_v (jednotky v l·s⁻¹). Pneumotachografy pro měření průtoku využívají různých fyzikálních principů. Integrací průtoku v čase je možné stanovit objem vzduchu během dýchacího cyklu [15].

Pro tuto práci bude důležitý zejména princip měření s diferenčním manometrem, i přesto zde bude uveden popis dalších zařízení s jejich výhodami a nevýhodami. Podle principu měření lze rozlišit: pneumotachograf s diferenčním manometrem, pneumotachograf lopatkový, pneumotachograf ultrazvukový, aj. Funkční princip pneumotachografu bude vysvětlen na pneumotachografu s diferenčním manometrem, budou zmíněny některé typy vzduchových odporů, bude uvedena souvislost pneumotachografu s nácvikem KPR.

5.1 Princip pneumotachografu s diferenčním manometrem

Nejčastěji se pro měření průtokového objemu používá **pneumotachograf s diferenčním manometrem**. Měření je založeno na měření rozdílu tlaků mezi dvěma místy snímače. Rozdíl tlaků lze vytvořit pomocí tzv. Venturiho trubice (Obr.5.1). Podle Bernoulliovy rovnice lze odvodit vztah mezi rozdílem tlaků a rychlostí proudění pro Venturiho trubici:

$$\frac{1}{2} \rho \cdot v_1^2 + p_1 = \frac{1}{2} \rho \cdot v_2^2 + p_2 \quad (1)$$



Obrázek 5.1: Venturiho trubice (6)

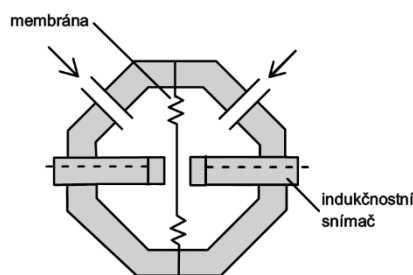
Po úpravách vznikne následující vztah pro výpočet objemového průtoku:

$$q_v = v_1 \cdot S_1 \cdot \rho = v_2 \cdot S_2 \cdot \rho \quad (2)$$

Dosažením z Bernoulliovy rovnice a následnými úpravami lze vypočítat objemový průtok q_v , jsou-li známé rozměry trubice, hustota ρ a rozdíl tlaků Δp :

$$q_v = v_1 \cdot S_1 = v_2 \cdot S_2 \cdot \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho(S_1^2 - S_2^2)}} \quad (3)$$

Pro výpočet objemového průtoku je esenciální znát rozdíl tlaků mezi místy měření. Z toho důvodu je výhodné pro měření použít diferenční manometr (Obr.5.2), který se skládá ze dvou membránou navzájem oddělených komůrek, které jsou spojeny s měřicími místy Venturiho trubice. Výchylka membrány je závislá na rozdílu tlaků v komůrkách. Výchylka membrány je nejčastěji měřena pomocí indukčností nebo kapacitních snímačů [16].



Obrázek 5.2: Diferenční manometr (7)

Aby byl rozdíl tlaků mezi místy měření, co možná *nejmenší*, využívá se různých typů *vzduchových odporů*. Vzduchovým odporem je i samotná Venturiho trubice, dále se pak nejčastěji používá Fleischův manometr nebo Lillyho manometr. Tlak je vždy měřen před a za prvkem pro snížení rozdílu tlaků. Fleischův manometr je tvořen hustou soustavou koncentricky uložených tenkých trubiček, které jsou uloženy ve směru proudění vzduchu a jejich průměr je menší než 1 mm. Průměr těchto trubiček je velmi malý a dochází zde ke kondenzaci vodních par z vydechaného vzduchu, proto bývá manometr vybaven vyhřívacím vinutím, aby bylo možno zkondenzovanou vodu po měření odpařit. Lillyho manometr se liší tím, že pro vytvoření malého rozdílu tlaků používá místo trubiček za sebou uložená rovnoběžná jemná kovová síťka. Více informací viz [16].

Vztah pro výpočet rozdílu tlaků Δp daný vzduchovým odporem R a objemovým průtokem q_v :

$$\Delta p = p_2 - p_1 = R \cdot q_v \quad (4)$$

Co se týče výhod a nevýhod pneumotachografu s diferenčním manometrem, tak nevýhodou měření je závislost naměřených hodnot na teplotě a složení protékajícího vzduchu, které ovlivňují hustotu tohoto vzduchu. Na druhou stranu výhodou je možnost měření objemového průtoku oběma směry, čeho se využívá právě u spirometrických měření [16].

5.2 Principy dalších pneumotachografů

Lopátkový pneumotachograf je tvořen jednoduchou lopátkou uloženou osou otáčení ve směru proudění vzduchu, pohyb lopatky přerušuje tok z infračervené LED diody na fototranzistor. Tyto impulzy lze pomocí čítače zaznamenávat a jejich počet bude úměrný objemu vzduchu, který snímačem protekl. Snímač není závislý na teplotě a složení vzduchu, nevýhodou je, že kvůli setrvačnosti lopatky lze měřit průtok pouze v jednom směru [16].

UZV pneumotachograf využívá k měření mechanické (akustické) vlnění, které se v tekoucích plynech šíří jako kombinace rychlosti vlnění a plynu. UZV pneumotachograf pak v podstatě tvoří trubice s ultrazvukovými měniči (přijímači a vysílači). Snímač je minimálně závislý na teplotě a složení vzduchu. Díky vlastní konstrukci se jedná o zařízení odolné a nenáročné na údržbu [16].

5.3 Diferenciální snímač tlaku

V rámci této práce je měřen objemový průtok q_v vydechovaného vzduchu při simulaci umělé plicní ventilace. Jak už bylo uvedeno výše, součástí měřicího systému je i senzor průtoku od firmy Hamilton, který je napojen na dýchací hadičku zařízení EVE-B a na dýchací hadici, která je spojena s dýchacím vakem. Ze senzoru průtoku vzduchu jsou vyvedeny další dvě drobné hadičky, které jsou přivedeny na vstupy diferenciálního snímače tlaku.

Pro tuto práci bylo nutné zvolit vhodný diferenciální snímač tlaku, přičemž byl výběr zaměřen zejména na snímače s nízkým rozdílem tlaku (cca 300 Pa). Následuje přehled některých vybraných snímačů:

Tabulka 3: Přehled vybraných diferenciálních snímačů tlaku

název	analog. /digitál.	tlak (kPa)		citlivost	napájecí napětí (V)		výstupní napětí (V)	Cena (Kč)
		MIN	MAX		MIN	MAX		
MPXV7002DP	a	-2	2	1 V/kPa	4,75	5,25	.	560
MPX2010DP	a	0	10	2,5 mV/kPa	.	16	.	880
SM9235	d	0	0,3	.	3,0	5,5	.	1 100
SDP810-125Pa	d	-0,125	0,125	.	2,7	5,5	.	500
P992-1B-C	a	.	.	.	4,75	5,25	0,25 až 4,0	3 500

Pro měření na analogových vstupech zařízení Labquest 2 byl vybrán analogový typ diferenciálního snímače tlaku. Dále se výběr řídí požadavky ze strany sběrného zařízení Labquest 2, tzn. aby napájecí napětí bylo do 5 V a výstupní napětí bylo 0–5 V maximálně. Vzhledem k hodnotám rozdílu tlaků, napájecímu napětí a ceně, byl vybrán analogový diferenciální snímač tlaků MPXV7002DP.

Vybraný snímač MPXV7002DP nemá výstupní napětí v jednotkách V (pro více informací viz Příloha G v IS EDISON), které je nutné pro vizualizaci dat na Labquestu 2. Byl tedy navržen a realizován obvod pro napěťové přizpůsobení výstupu ze snímače. Více viz níže kapitola 6.

6 Měření parametrů KPR

Tato kapitola je věnována popisu sběru dat a jejich interpretaci. Je zde velmi podrobně rozepsán celý proces realizace měření parametrů KPR, konkrétně měření zrychlení a objemového průtoku.

Nejprve je popsáno *pilotní měření*, ve kterém je na záznamu zrychlení a objemového průtoku vysvětlen princip interpretace výsledků měření. Zejména je zdůrazněna podobnost mezi vlastním technickým řešením simulace KPR a referenčním zařízením CPR Simulator EVE-B. Součástí pilotního měření je postup, výsledek, porovnání s referenčními hodnotami a zhodnocení.

V další části této kapitoly je rozebráno měření parametrů KPR s *diferenciálním snímačem tlaku MPXV7002DP*, tedy se všemi zvolenými součástmi měřícího modelu. Tato část popisuje napěťové přizpůsobení diferenciálního snímače tlaku pro zobrazení průběhu objemového průtoku na zařízení Labquest 2. Je zde vysvětleno proč a jak bylo napěťové přizpůsobení řešeno a jak po úpravě měřícího systému vypadá výsledné měření parametrů při nácviku KPR.

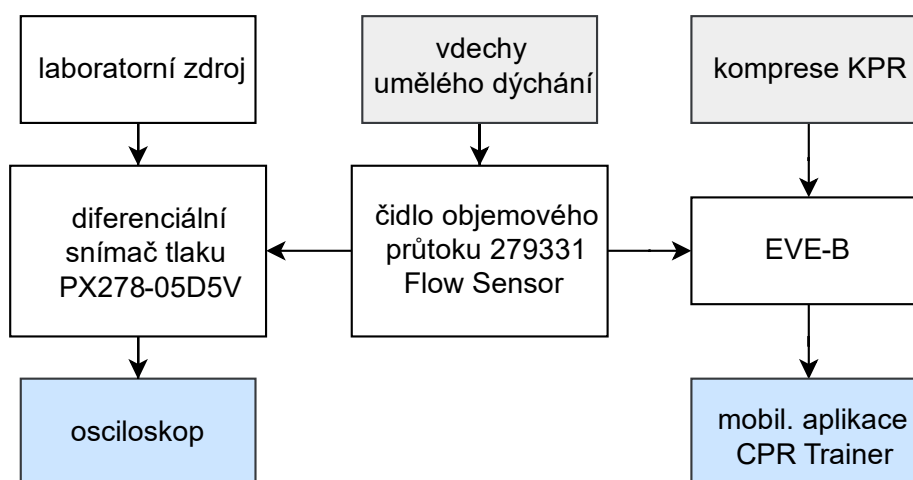
6.1 Pilotní měření

Dne 9.12.2022 bylo provedeno první měření resuscitačních parametrů, které mělo za cíl ověřit, zda je možné zaznamenávat zrychlení KPR včetně umělého dýchání v rámci jednoho měření.

V tomto bodě měření ještě nebylo k dispozici veškeré zvolené vybavení (viz kap.3), chyběl snímač tlaku MPXV7002DP, zesilovací zapojení, dýchací vak AERObag BB06 (HUM), čidlo objemového průtoku 281637 Flow Sensor (Hamilton Medical), redukce na dýchací hadici. Proto byl místo diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP pro toto měření použit přípravek PX278-05D5V. Pro měření objemového průtoku vydechaného vzduchu bylo použito čidlo objemového průtoku 279331 Flow Sensor (Hamilton Medical).

6.1.1 Postup měření

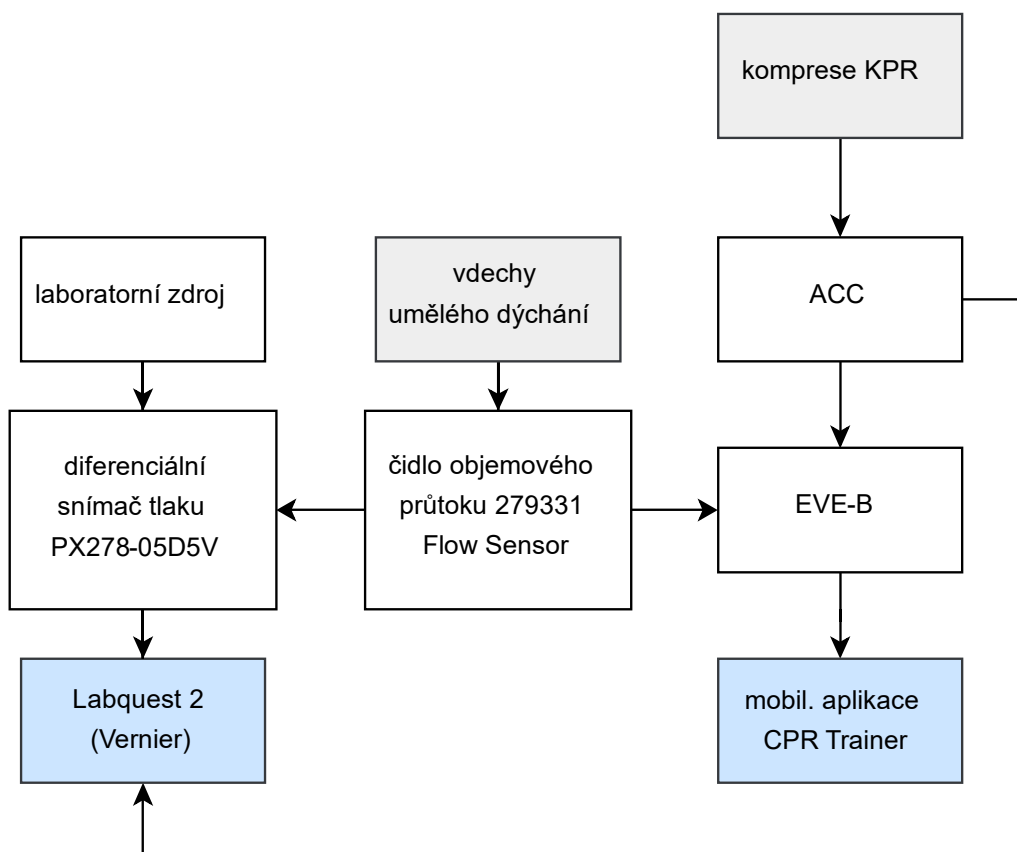
Obecně lze říci, že byly provedeny dvě různá měření. Nejprve byly (Obr.6.1) snímány pouze dechové křivky za pomoci osciloskopu MSOX2024A – 200MHz (S/N: MY51360328), načež byl z pěti záznamů vytvořen jeden výsledný, kterému odpovídá záznam z EVE-B. Stejnoseměrný laboratorní zdroj EP-613 byl nastaven na napájecí napětí 12,2 V a proud 0,02 A.



Obrázek 6.1: Blokové schéma primárního měření dechové křivky na základě měření objemového průtoku v čase pomocí osciloskopu (8)

Druhé měření (Obr.6.2, str.- 35 -), které bylo provedeno dvakrát, obsahuje kombinaci snímání dechových křivek pomocí přípravku PX278-05D5V a křivky zrychlení jednotlivých kompresí z akcelerometru, obojí pomocí Labquest 2, k oběma měřením lze dosadit záznam z EVE-B. Laboratorní zdroj byl nastaven na napájecí napětí 11,3 V a proud 0,02 A. Labquest 2 byl před zahájením měření nastaven na možnost měření spirometrem a rozsah grafu byl zvolen na $\pm 15 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$.

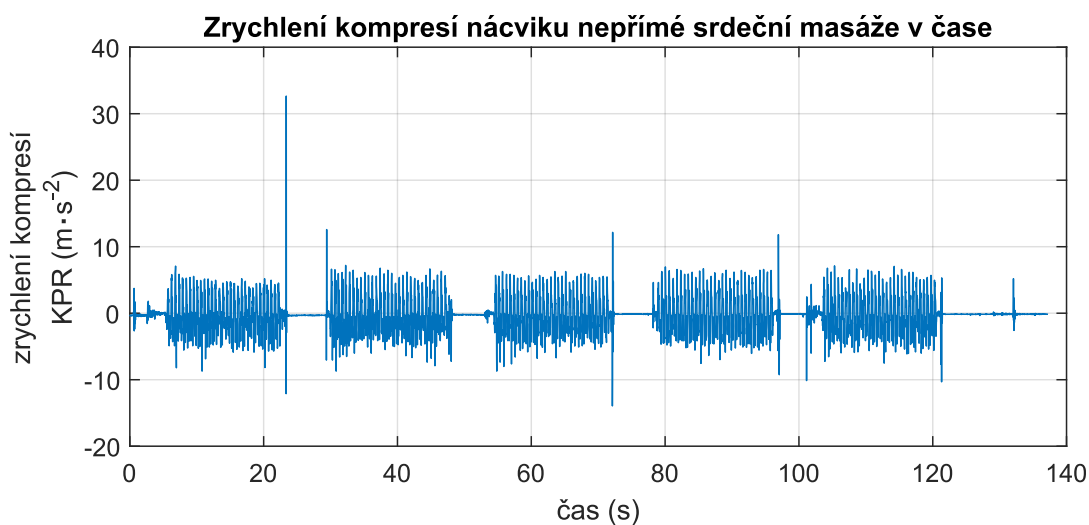
První úplné měření parametrů KPR bylo provedeno v zapojení podobném jako v kapitole 3 (viz Obr.3.2, str. - 26 -) pouze s rozdílem, že do snímače průtoku bylo vydechováno přímo ústy a jako diferenciální snímač tlaku byl použit PX278-05D5V.



Obrázek 6.2: *Blokové schéma měření dechové křivky pomocí (měření objemového průtoku v čase) a zároveň měření křivky akcelerace kompresí (záznam zrychlení v čase) při nácviku KPR (9)*

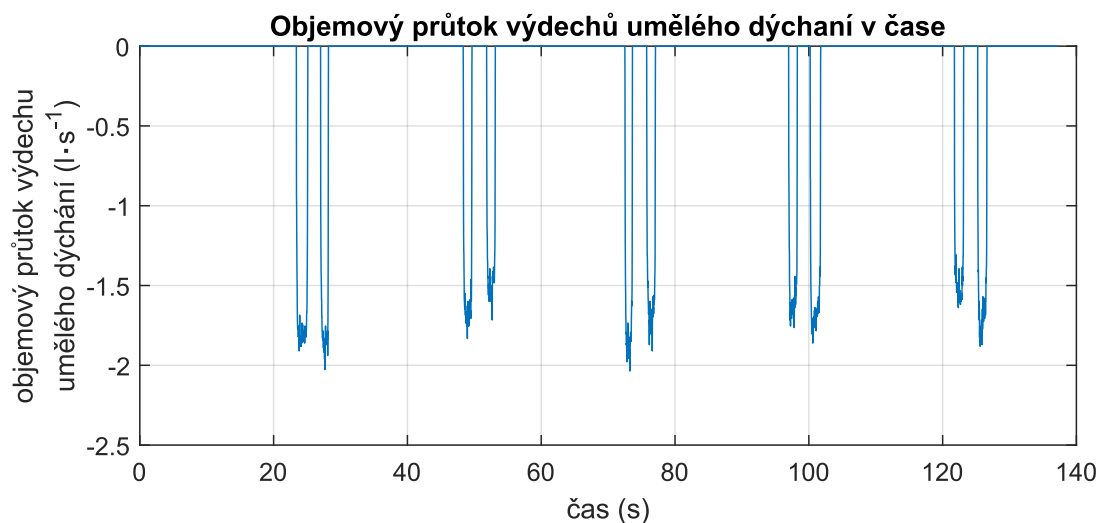
6.1.2 Výsledek měření

Z prvního měření dechových křivek bylo získáno několik záznamů z *osciloskopu* ve formátu *.txt*. Pro přehlednost byly záznamy spojeny do jednoho výsledného průběhu, ze kterého byl vypočten integrál pro odhadnutí průměrné hodnoty vydechovaného objemu vzduchu při nácviku KPR. Průměrná hodnota objemu jednoho výdechu je přibližně 0,8 l. Jedná se o průměrnou hodnotu výdechu ústy do čidla objemového průtoku propojeného s EVE-B zaznamenanou osciloskopem.



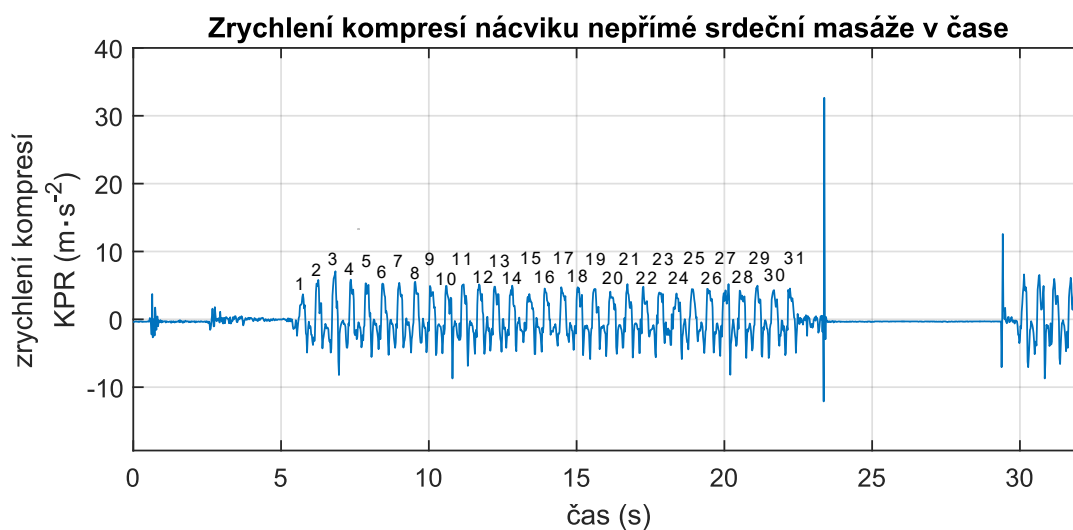
Obrázek 6.3: Úplný záznam měření ze dne 9.12.2022, jehož součástí je měření zrychlení kompresí při nácviku nepřímé srdeční masáže pomocí ACC; jedná se o druhý záznam v pořadí, kterému odpovídá záznam z mobilní aplikace CPR Trainer s bodovým ohodnocením 79,25 bodů (10)

Výsledkem druhých dvou měření jsou dva dvojité grafy, které pod sebou zobrazují záznam nácviku KPR doplněného o umělé dýchání. V rámci záznamu kompresí lze v grafu rozlišit úseky kompresí a pauzy pro dva umělé vdechy. Příslušné umělé vdechy jsou v odpovídajících časech viditelné na spodním grafu objemového průtoku vzduchu.



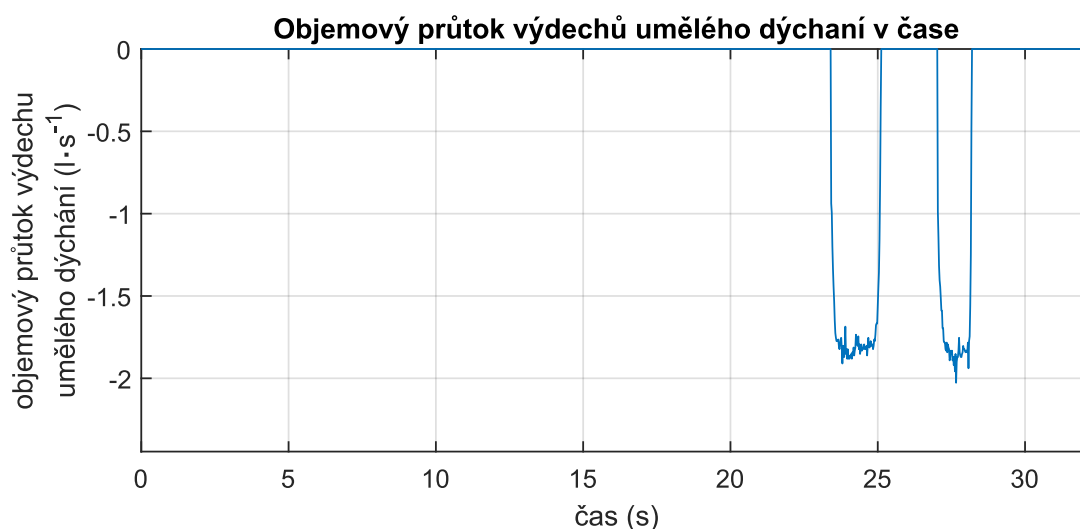
Obrázek 6.4: Úplný záznam měření ze dne 9.12.2022, jehož součástí je měření objemového průtoku umělého dýchání jako součást KPR pomocí laboratorního přípravku pro měření rozdílu tlaku PX278-05D5V, jedná se o druhý záznam v pořadí, kterému odpovídá záznam z mobilní aplikace CPR Trainer s bodovým ohodnocením 79,25 bodů (11)

Z Obr.6.3 je patrné, že nácvik KPR se skládá z pěti sérií po 30 kompresích, mezi jednotlivými sériemi jsou pauzy, což je v resuscitaci prostor pro dva umělé vdechy viz Obr.6.4. V rámci záznamu kompresí se v grafu objevují pohybové artefakty.



Obrázek 6.5: Přibližný záznam z Obr.6.3 (str. - 36 -) s vyznačenými špičkami zrychlení, které odpovídají jednotlivým kompresím nácviku nepřímé srdeční masáže (12)

Jednotlivé špičky v grafu zrychlení odpovídají četností počtu provedených stlačeních. Při vyčíslení špiček z první série, je patrné, že kompresí proběhlo více než 30 (viz Obr.6.5, str. - 37 -). Což je způsobeno funkčním principem etalonu, tedy EVE-B spustí záznam v aplikaci po první kompresi, kterou nezahrnuje do vyhodnocení. Obr.6.3 a Obr.6.4 tedy zobrazují kompletní záznam nácviku z Labquestu 2, tj. pětkrát 30 kompresí (+ více; mj. kvůli zahajovacím kompresím) a pětkrát 2 vdechy. Tyto záznamy lze porovnat se záznamy z aplikace CPR Trainer, viz níže Obr.6.8, str.- 39 -.



Obrázek 6.6: Přibližný záznam z Obr.6.4 (str. - 36 -), na kterém jsou zvětšený detail dvou umělých výdechů (13)

Na Obr.6.5 lze lépe pozorovat jednotlivé špičky kompresí, jsou-li z hodnocení vynechány pohybové artefakty, je v přiblížené části záznamu registrováno 31 kompresí (včetně první zahajovací). Co se týče grafu na Obr.6.6 objemového průtoku v čase, plocha (v tomto případě) nad křivkou jednoho výdechu odpovídá celkovému objemu daného výdechu.

6.1.3 Porovnání se záznamy z aplikace Smart CPR Trainer



Obrázek 6.7: Snímek z mobilní aplikace Smart CPR Trainer odpovídající záznamu z prvního měření pomocí osciloskopu (14)

V rámci prvního typu měření nebylo možné výsledný záznam z osciloskopu porovnat se záznamem z aplikace, protože se lišil počet zaznamenaných událostí, respektive místo 10 událostí, zaznamenala aplikace událostí 16, což se při běžném nácviku KPR nestává. Proto bylo problematické srovnat jednotlivé události. EVE-B byl při některých událostech doslova zahlcen a objem jednoduše nezaznamenal – hodnota objemu se u dané události v aplikaci prostě neukazuje (viz Obr.6.7, str.- 38 -).

V rámci druhého typu měření (Obr.6.3 a Obr.6.4, str.- 36 -) lze přiřadit záznamu z Labquest 2 záznam z aplikace Smart CPR Trainer (příklad viz Obr.6.8). Mobilní aplikace zobrazuje hloubku a frekvenci zaznamenaných kompresí jako jednotlivé události. Pro porovnání těchto dvou záznamů je třeba určit v datech z Labquestu 2 počet jednotlivých událostí.

Viz Obr.6.8, jak už bylo zmíněno v kapitole 3: Vlastní model pro simulaci kardiopulmonální resuscitace, aplikace barevně rozlišuje dostatečnou, nedostatečnou a přílišnou kompresi umělého hrudníku. Frekvence je v aplikaci vedena jako spojitý graf a není možné i kvůli zvolené stupnici přesně určit hodnotu frekvence v určitém čase. Sledování frekvence má v tomto případě význam spíše orientační, v grafu v aplikaci je světle zeleně vyznačen pás optimálních frekvencí, ohraničený hodnotami 95 a 115 kompresí/min, který určuje, zda je frekvence stlačování adekvátní normě 100-120 komp/min.



Obrázek 6.8: Snímky z mobilní aplikace CPR Trainer, které zachycují prvních 14 kompresí z nácviku nepřímé srdeční masáže z Obr.6.3 (str. - 36 -), konkrétně jejich hloubku (cm; angl. Press depth) a frekvenci (komp/min; angl. Press frequency) kompresí (15)

Porovnáním Obr.6.5 (str.- 37 -) a 6.8 (str.- 39 -) lze zjistit, že je-li pomínuta v záznamu zrychlení první zahajovací komprese, pak zbytek jednotlivých špiček je svou velikostí úměrný hodnotám hloubky stlačení z aplikace, konkrétně špička 3 (Obr.6.5) je o něco málo vyšší než okolní špičky a nápadně se podobá přílišnému stlačení v Obr.6.8 (vlevo)– událost číslo 2. Z hodnot zrychlení v čase lze dopočítat hloubku (dráhu) jednotlivých kompresí pro významné události (kladné špičky).

Obdobně lze říci, že frekvenci stlačování je možné určit na základě výpočtu z periody jednotlivých kompresí (událostí), vzdálenosti dvou sousedních špiček od sebe v čase.

V rámci porovnávání je třeba zmínit vztah mezi měřeným objemovým průtokem vydechaného vzduchu v čase (viz Obr.6.4) a záznamem objemu z aplikace (viz Obr.6.9).



Obrázek 6.9: Snímky z aplikace CPR Trainer – objem výdechů při nácviku KPR Pozn.: obdobně i zde jsou zelenou barvou značeny dostatečné objemy vzduchu, žlutě objemy nedostatečné a červeně objemy příliš velké. Rovněž i v Obr.6.9 je vyznačen pás adekvátních hodnot mezi 400 a 500 ml. (16)

Z hodnot objemového průtoku v čase lze získat výpočtem integrálu objem vydechovaného vzduchu. Tj. plocha pod křivkou výdechu odpovídá objemu daného výdechu. Takto vypočtená hodnota by měla odpovídat hodnotám z mobilní aplikace. Výše v části „6.1.2 Výsledky měření“ je uveden průměrný výdech 0,8 l, což přibližně odpovídá průměrné hodnotě objemu z aplikace cca 0,5 l.

Zařízení Labquest 2 bude zkalibrováno.

6.1.4 Zhodnocení výsledků měření

Zhodnocení vychází ze srovnání měření na CPR Simulator EVE-B a navrženém modelu pro simulaci nepřímé srdeční masáže a umělého dýchání.

V rámci měření zrychlení nepřímé srdeční masáže je očekávaný počet kompresí umělého hrudníku 30, ve skutečnosti je špiček v záznamu minimálně o 1 až 2 více, kdy jedna z nich je tzv. inicializační komprese, kterou se spouští na EVE-B měření kompresí (viz Obr.6.5, str.- 37 -). Nebo pokud proband zapomene počítat jednotlivé komprese, může se stát, že v prodlevě mezi přepnutím EVE-B z měření kompresí na měření vdechů, udělá proband určitý počet nadbytečných kompresí.

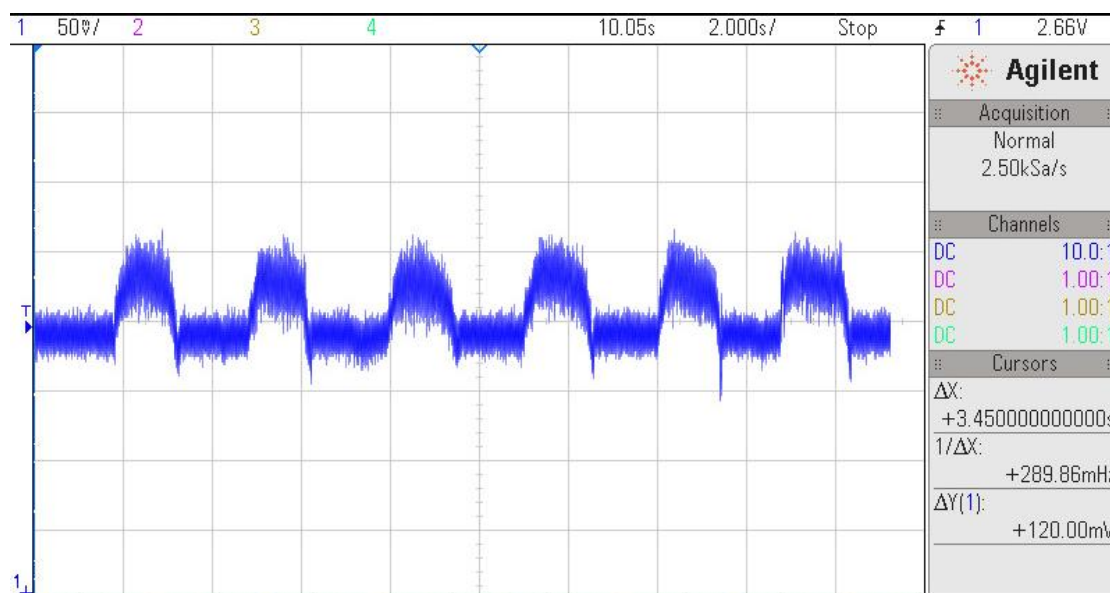
V rámci měření objemového průtoku umělého dýchání jsou očekávány 2 vdechy, každý o objemu přibližně 0,5 l (objem normálního klidového výdechu člověka). Experimentálně naměřený objem jednoho vdechu odpovídá hodnotě přibližně 0,8 l, naměřené hodnoty nejsou příliš odlišné, i tak je nutné provést kalibraci měřícího přístroje.

Nicméně další měření, tentokrát s kompletním vybavením podle Obr 3.2 (str. - 26 -), přineslo nové poznatky.

6.2 Měření diferenciálním snímačem tlaku MPXV7002DP

Aby bylo možné realizovat měření parametrů KPR a umělého dýchání podle původního měřícího modelu, viz Obr. 3.2 (str.- 26 -), bylo nejprve nutné zajistit propojení mezi diferenciálním snímačem tlaku MPXV7002DP (dále jen snímač tlaku) a dataloggerem Labquest 2 (Vernier; dále jen Labquest 2), konkrétně propojit piny snímače tlaku s analogovým vstupem Labquestu. K tomu účelu byla přímo od firmy Vernier vybrána redukce DIN5 na BTA, protože kabel s koncovkou BTA s potřebnými piny bylo obtížné sehnat. Následně bylo možné pětižilovým kabelem (kabel pro každý pin, i když budou použity pouze tři piny) propojit snímač a DIN5-BTA redukci.

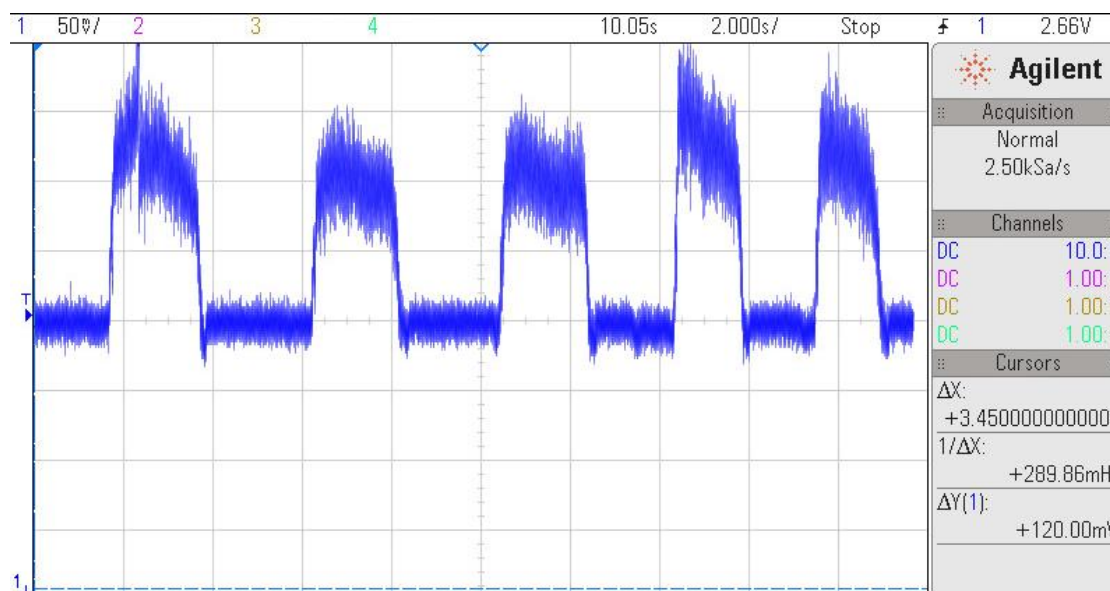
Ve snaze připojit snímač tlaku k Labquestu 2 se ukázalo, že bez vnějšího působení na čidlo objemového průtoku 281637 Flow Sensor (Hamilton Medical; dále jen čidlo objemového průtoku) je výstupem na obrazovce Labquestu 2 velmi malý periodický signál (mV; později bylo zjištěno chybné zapojení pinů propojovacího kabelu). Nicméně v nastavení Labquestu 2 byl experimentálně vybrán typ senzoru pro měření „Napětí 0-5 V“, jelikož se toto nastavení jeví jako stabilní výstup, ačkoliv měl signál velmi malou amplitudu (desítky mV).



Obrázek 6.10: *Printscreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: normální výdech (ústy), amplituda výdechu je cca 50 mV (včetně šumu) (17)*

Následovalo přezkoumání napětového výstupu ze snímače tlaku. Snímač tlaku byl připojen k digitálnímu osciloskopu a napájen +-5 V ze zdroje. Na čidlo průtoku spojené se senzorem tlaku bylo aplikováno několik *normálních* výdechů (ústy). Čidlo bylo spojeno s redukcí a hadičkou pro EVE-B. Výsledkem byla invertovaná dechová křivka s amplitudou 50 mV včetně šumu (Obr.6.10).

Dechová křivka byla invertována (tzn. výdech v záznamu směřuje vzhůru místo dolů) kvůli vířivým vzduchovým proudům, které vznikají díky velkému vzduchovému odporu při přechodu vydechaného vzduchu z čidla průtoku do hadičky EVE-B, v podstatě se vzduch vrací zpět do čidla.

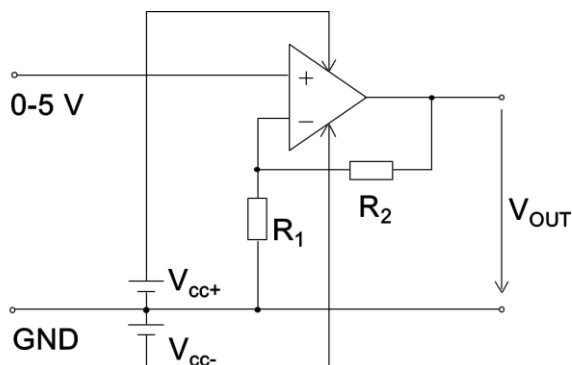


Obrázek 6.11: *Printscreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: usilovný výdech (ústy), amplituda výdechu je cca 150 mV (včetně šumu) (18)*

Pro prozkoumání možného rozsahu bylo aplikováno několik *usilovných* výdechů, výsledkem byla invertovaná dechová křivka s amplitudou cca 150 mV (Obr.6.11, str. - 41 -).

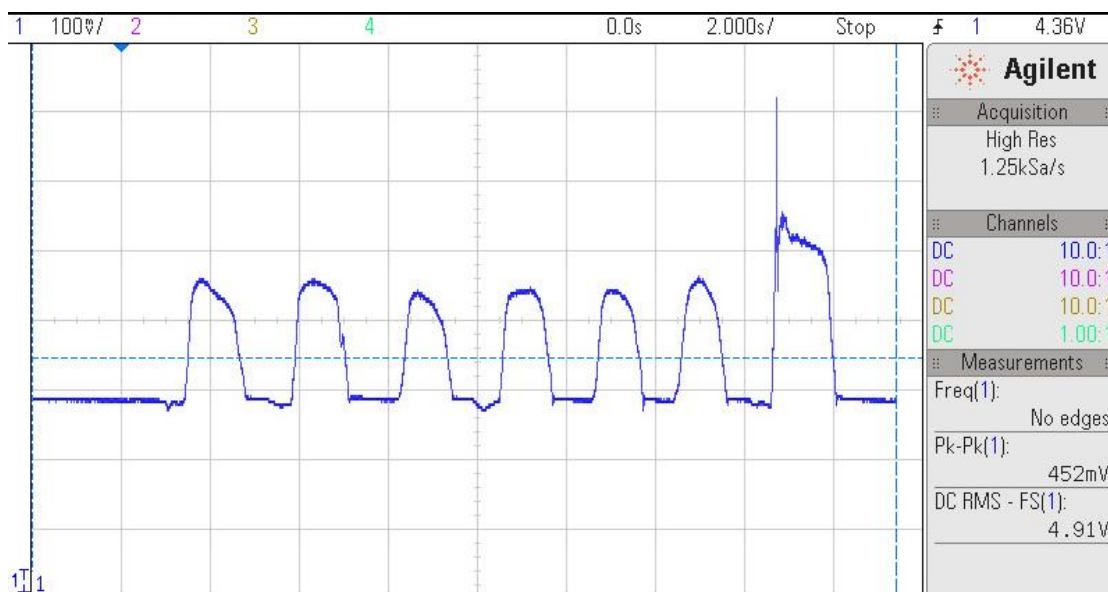
6.2.1 Napěťové přizpůsobení

Aby bylo možné měřit se snímačem tlaku v zapojení s Labquestem 2, bylo nejprve nutné velmi malou hodnotu výstupního napětí ze snímače tlaku zesílit na jednotky V. K tomu účelu byl nejprve zvolen neinvertující operační zesilovač TL064, zapojený podle schématu na (Obr.6.12). Za oba rezistory byly dosazovány různé hodnoty odporu, se snahou dosáhnout poměrem odporů co největšího zesílení, nejprve (100k Ω /1k Ω)s výsledným zesíleným signálem 100 mV.



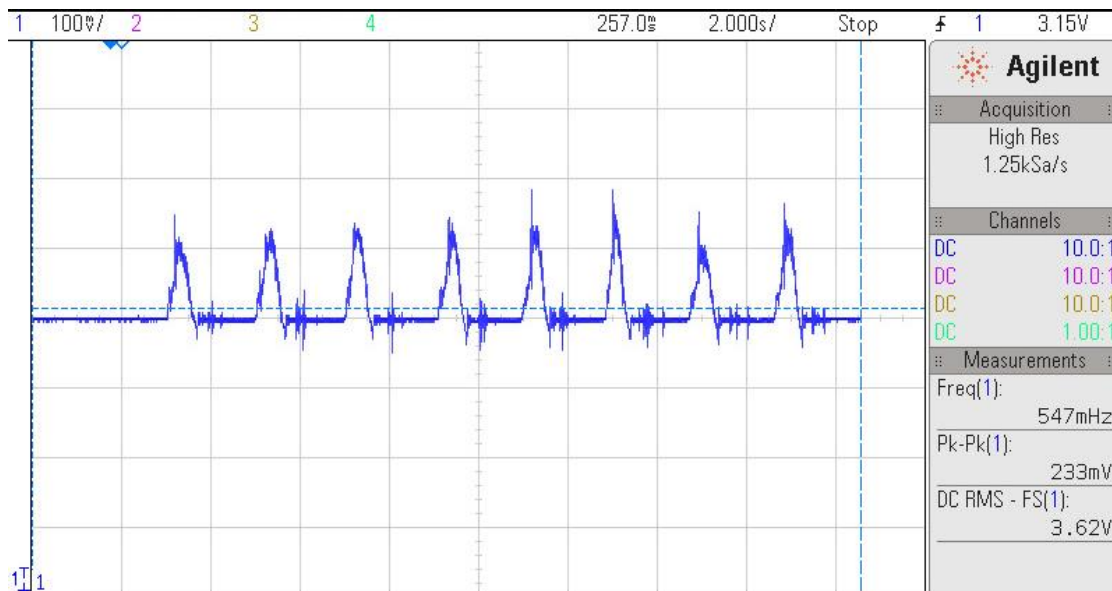
Obrázek 6.12: Schéma zapojení zesilovače TL064 na výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP (19)

Avšak experimentálně bylo zjištěno, že hodnoty napětí po zesílení nad 10 000 (10M Ω /1k Ω) se již nezvyšují, naopak dochází k jejich silnému útlumu. Výstupní signál získaný pomocí rezistorů 10M Ω /1k Ω měl velikost přibližně 200 mV (Obr.6.13), což bylo pro měření na Labquestu 2 nedostatečné, proto bylo nutné najít jiný způsob, jak výstupní signál ze snímače tlaku zesílit.



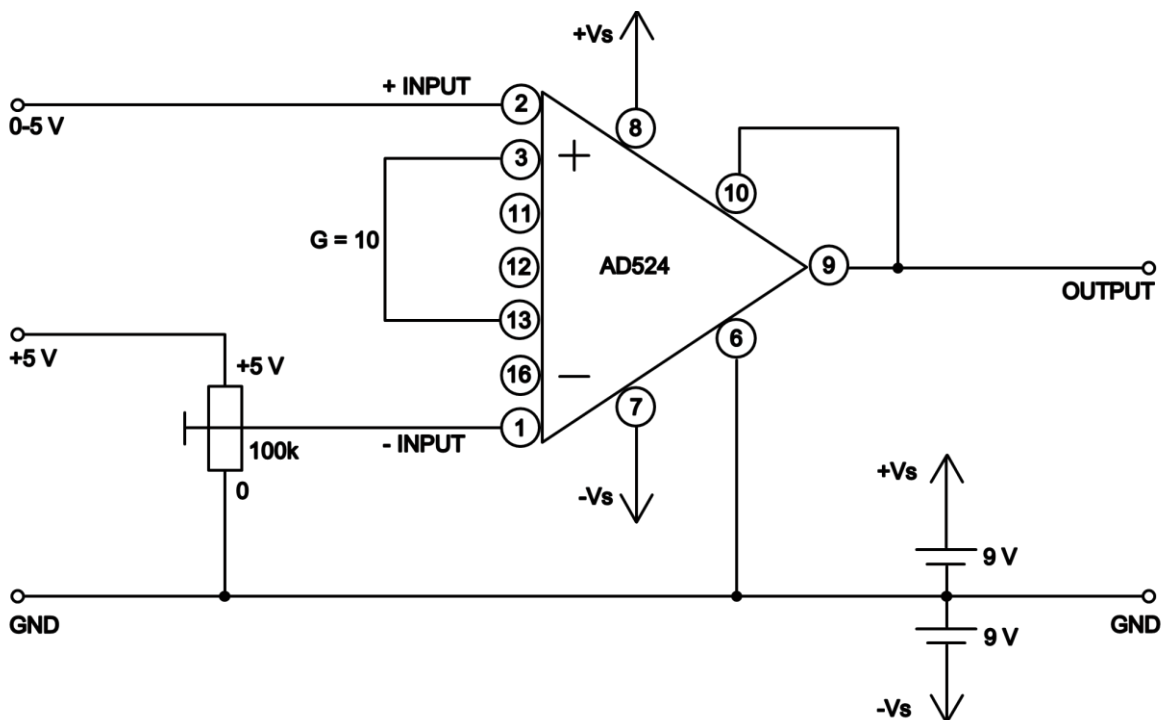
Obrázek 6.13: Printsreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: normální výdechy + jeden usilovný (ústy), amplituda normálního výdechu je cca 200 mV (včetně šumu) (20)

V jednom z pokusů byl pro vytvoření umělých vdechů poprvé použit *dýchací vak* (dospělý, celkový objem 1500 ml) (Obr.6.14). Výsledná dechová křivka má pak výraznější špičku a výdechy dýchacím vakem jsou přesnější, není do systému přidávána vlhkost z výdechu ústy a vydechovaný objem je přibližně stejný.



Obrázek 6.14: *Printscreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: normální výdechy pomocí dýchacího vaku, amplituda normálního výdechu je cca 150 mV (včetně šumu) (21)*

6.2.2 Napěťové přizpůsobení pomocí AD524



Obrázek 6.15: Schéma zapojení přístrojového zesilovače AD524 na výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP (22)

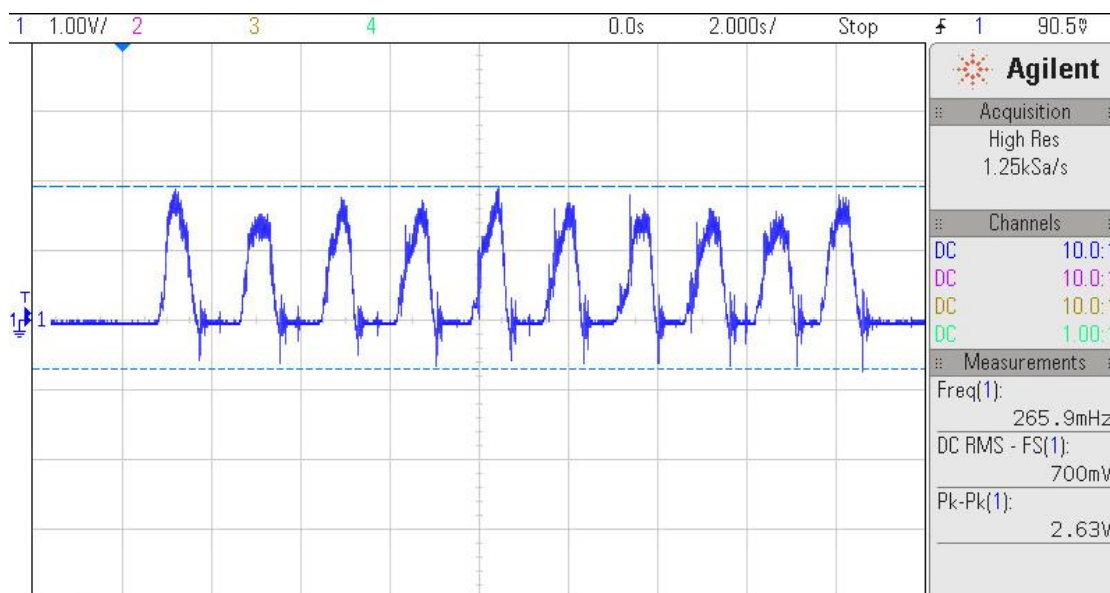
Napěťový výstup z diferenciálního snímače tlaku bylo třeba zesílit z hodnoty desítek mV na jednotky V. K tomu účelu byl použit přístrojový zesilovač AD524 se zvýšeným vstupním odporem (viz Obr.15, str.- 44 -), který disponuje přepínatelným zesílením G (10, 100, 1000).

Vysvětlivky k pinům AD524:

1	- INPUT	9	OUTPUT – výstup
2	+ INPUT	10	SENSE – zpětná vazba
3	RG2	11	G = 1000 – zesílení 1000x
6	REFERECE	12	G = 100 – zesílení 100x
7	- VS	13	G = 10 – zesílení 10x
8	+ VS	16	RG1

Piny 1 a 2 jsou napěťové vstupy ze snímače tlaku. Piny 7 a 8 zajišťují symetrické napájení přístrojového zesilovače. Více informací viz Příloha H v IS EDISON.

Jelikož výstupní offset snímače tlaku nebyl přímo 2,5 V (polovina mezi GND a +5 V DC), což může být způsobeno například deformací membrány snímače, bylo nutné seřídit plovoucí zem pro napájení zesilovače pomocí odporového trimru (100 k Ω). Výstup z trimru jde pak do (- INPUT) záporné části vstupu zesilovače a vytváří tak nulový offset pro měření.



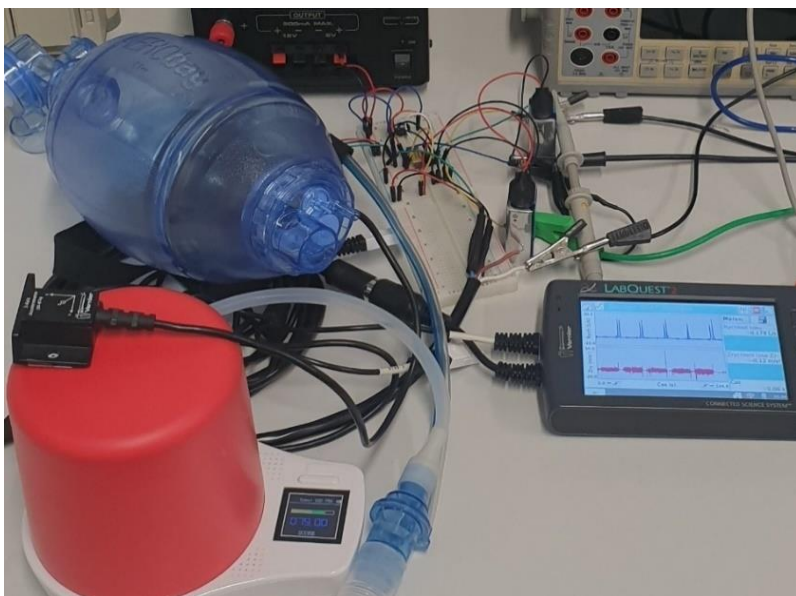
Obrázek 6.16: Printscreen z osciloskopu: Záznam invertované dechové křivky jako výstup diferenciálního snímače tlaku MPXV7002DP: normální výdechy pomocí dýchacího vaku, amplituda normálního výdechu je cca 1,5 V (23)

Jak už bylo řečeno, odporový trimr srovnává hodnotu napětí na záporném vstupu zesilovače na hodnotu offsetu z výstupního pinu senzoru tlaku (ideálně 2,5 V, reálně jiná hodnota), tím lze získat offset z nuly. Což znamená, že velikost dechové křivky je pak zesilována vůči virtuální zemi (GND)

a k zesílení normální dechové křivky v hodnotách desítek mV stačí zesílení $G = 10$. Výstup ze zesilovače (OUTPUT) je pak přibližně 1,5 V (viz Obr.6.16).

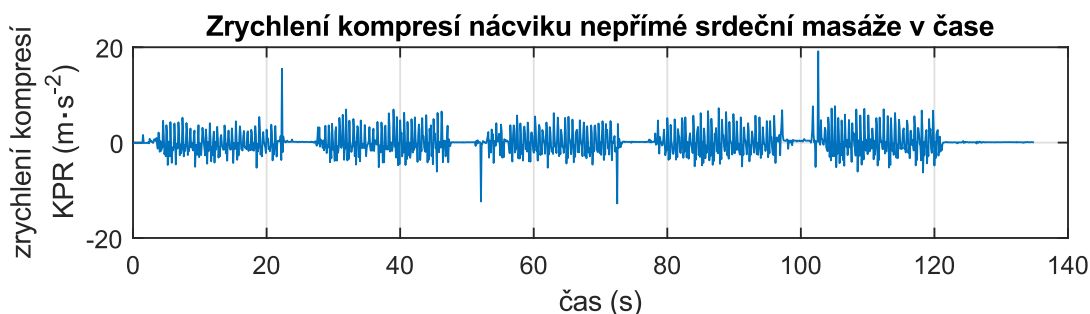
6.2.3 Kompletní měření

Díky zesílenému výstupnímu napětí bylo konečně možné připojit snímač tlaku na Labquest 2. Bylo zjištěno přehození pinů v zapojení a po nápravě fungoval Labquest 2 bez problému, pro záznam objemového průtoku bylo, jako typ senzoru, zvoleno nastavení Spirometrie.



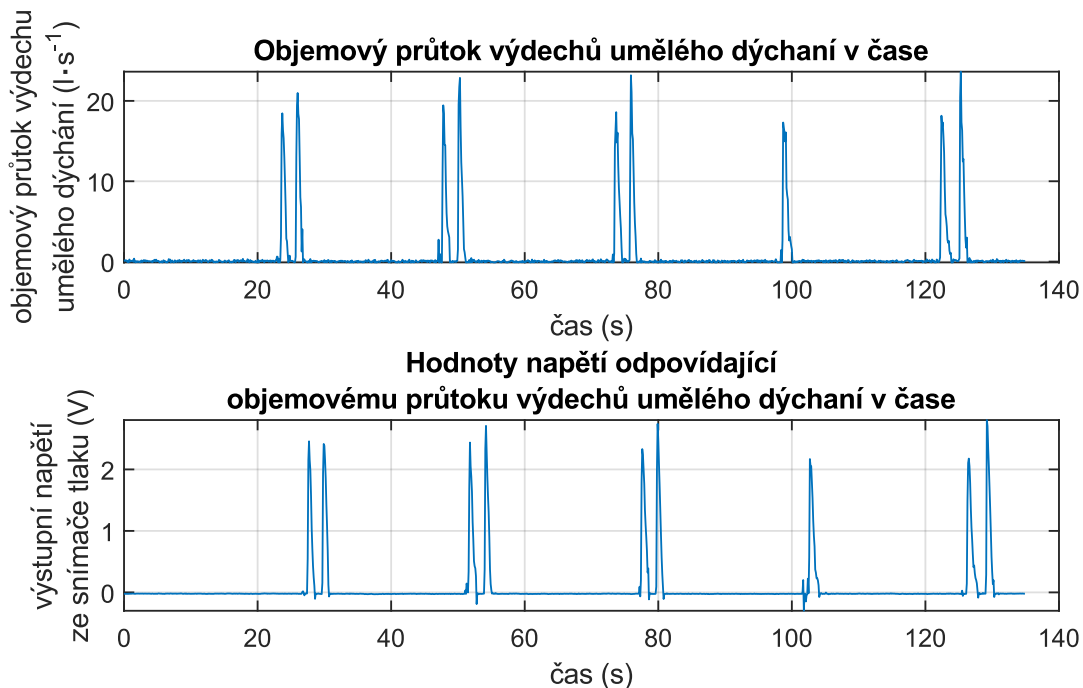
Obrázek 6.17: Dokumentační snímek z měření na přípravu Labquest 2 (24)

Pro představu je zde uveden snímek z prvního úspěšného měření (viz Obr.6.17, str. **Chyba! Záložka není definována.**), kde je možno vidět (zprava doleva) Labquest 2 se spuštěným záznamem, nepájivé pole je zapojeným zesilovačem, čidlo průtoku (dole), které je spojeno hadičkou s EVE-B, akcelerometr a dýchací vak.



Obrázek 6.18: Úplný záznam měření podle schématu Obr.3.2 (str.- 26 -), jehož součástí je měření zrychlení kompresí při nácviku nepřímé srdeční masáže pomocí ACC; měření odpovídá záznam z mobilní aplikace CPR Trainer s bodovým ohodnocením 79,00 bodů (25)

Z prvního úspěšného měření bylo pořízeno několik záznamů, jeden z nich lze spatřit na Obr.6.18 (str. - 45 -) a Obr.6.19 (str. - 46 -), kde jsou pod sebou umístěny 3 záznamy: zrychlení z akcelerometru zaznamenané Labquestem 2,



Obrázek 6.19: Úplný záznam měření podle schématu Obr.3.2 (str.- 26 -), měření objemového průtoku umělého dýchání jako doplňku ke KPR pomocí laboratorního přípravku pro měření rozdílu tlakuMPXV7002DP; měření odpovídá záznam z mobilní aplikace CPR Trainer s bodovým ohodnocením 79,00 bodů (26)

objemový průtok čidla zaznamenaný Labquestem 2 a objemový průtok zaznamenaný osciloskopem, pro určení referenční hodnoty napětí pro jednotlivé výdechy. V tomto bodě měření bylo nutné Labquest 2 zkalibrovat, aby naměřené hodnoty více odpovídaly skutečnosti (jeden výdech dýchacím vakem má být přibližně 0,5 l).

7 Porovnání naměřených hodnot vlastního měřicího systému s referencí

V této kapitole bude podrobně rozepsán postup porovnání hodnot naměřených pomocí vlastního technického řešení pro simulaci KPR s hodnotami komerčního referenčního zařízení CPR Simulator EVE-B (Hivista).

Protože vlastní technické řešení pro simulaci KPR zaznamenává parametry KPR ve formě spojitého průběhu zrychlení a objemového průtoku a protože referenční zařízení EVE-B zaznamenává parametry KPR jako diskrétní hodnoty hloubky, frekvence a objemu, je nutné před jejich vlastním porovnáním provést ve vlastním záznamu určité úpravy. Konkrétně je třeba převést spojitý záznam zrychlení a objemového průtoku na diskrétní hodnoty hloubky, frekvence a objemu.

Shrnutí postupu přípravy dat pro porovnávání vlastních a referenčních hodnot

1. Úprava vlastního záznamu *zrychlení*:
 - a. převod na diskrétní hodnoty (čas, velikost zrychlení),
 - b. manuální redukce počtu naměřených hodnot,
 - c. přepočítání na hodnoty *hloubky*,
 - d. porovnání

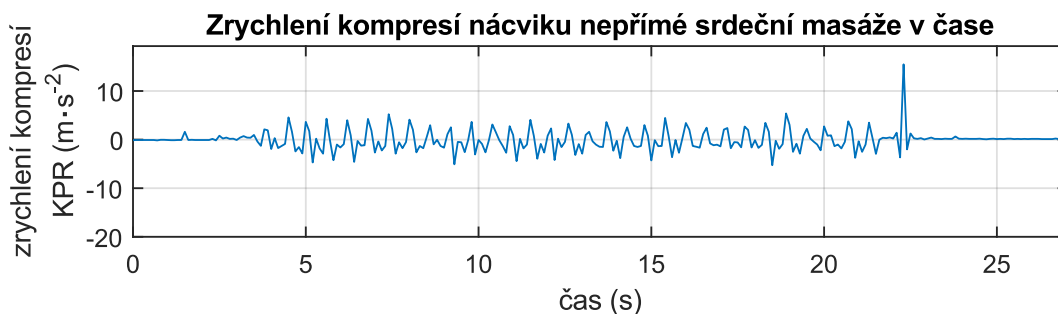
 - e. výpočet rozdílu času dvou sousedních hodnot,
 - f. přepočítání na hodnoty *frekvence*,
 - g. porovnání

2. Úprava vlastního záznamu *objemového průtoku*:
 - a. výpočet *objemu* jednotlivých vdechů pomocí integrálu,
 - b. porovnání

Celý postup porovnání vlastních a referenčních hodnot bude v této kapitole demonstrován na jednom záznamu z úplného měření (zrychlení, objemový průtok) ze dne 17.3.2023 podle schématu na Obr.3.2 (str.- 26 -), kterému odpovídá záznam z aplikace s hodnocením 79 bodů.

7.1 Podobnost mezi vlastním průběhem a referenčními hodnotami

Pro lepší porovnání *naměřených hodnot se záznamem z aplikace* byl z Obr.6.18 (str.- 45 -- 46 -) pořízen výřez, který zachycuje první sérii kompresí daného záznamu. Přiblížený záznam zrychlení kompresí umělého hrudníku (Obr.7.1, str.- 48 -) obsahuje 32 výrazných špiček (platných je pouze 30, jedna komprese je zahajovací a poslední bude pravděpodobně způsobena pohybovými artefakty).



Obrázek 7.1: Přibližný záznam zachycující Obr.6.18 (str.- 45 -) první sérii kompresí (27)

Přibližný záznam zrychlení lze pak porovnat se záznamem z mobilní aplikace (viz Obr.7.2). Na záznamu z mobilní aplikace lze ve spodní části vidět vyhodnocené hloubky jednotlivých stlačení. (Více k barevnému značení viz kapitola 3.)



Obrázek 7.2: Snímek z mobilní aplikace CPR Trainer odpovídající záznamu z prvního měření podle schématu z Obr.3.2: první série kompresí – frekvence a hloubka stlačení (28)

Podobně jako záznam naměřeného zrychlení lze i záznam výdechů porovnat s vyhodnocením z mobilní aplikace. V tomto případě Obr.6.19 (str.- 46 -, dva grafy) a Obr.7.3.



Obrázek 7.3: Snímek z mobilní aplikace CPR Trainer odpovídající záznamu z prvního měření podle schématu z Obr.3.2: objem umělých vdechů (29)

Pro jednodušší práci s referenčními hodnotami byly záznamy hloubky, frekvence a objemu z mobilní aplikace Smart CPR Trainer převedeny do souboru typu *.xlsx*.

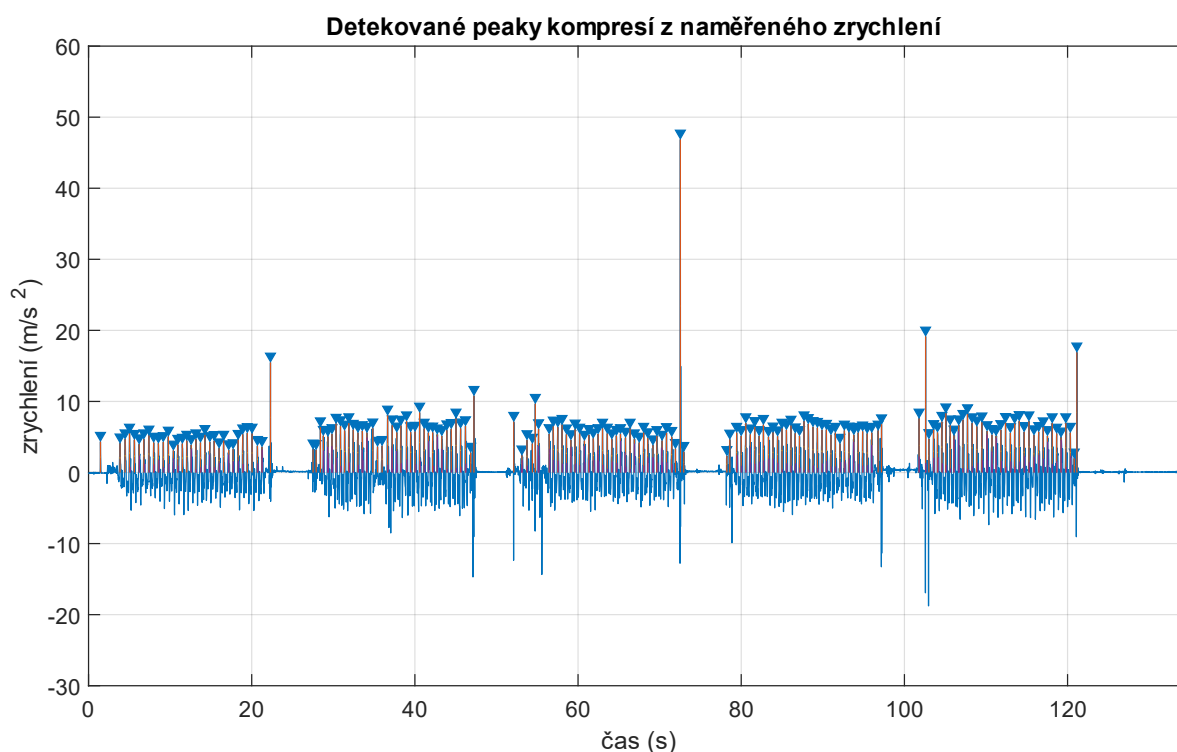
7.2 Úprava vlastního záznamu zrychlení

Záznam zrychlení ze zařízení Labquest 2 (Vernier) je ve formě *.txt* souboru přenesen do PC, kde je převeden a upraven na formát *.xlsx*, který je vhodný pro další úpravy a zpracování v prostředí Matlab R2021b.

Na základě úvahy, že amplitudy ve spojitém záznamu zrychlení odpovídají jednotlivým událostem (kompresím), jež byly zaznamenány aplikací Smart CPR Trainer, lze v záznamu zrychlení detekovat peaky pomocí funkce *findpeaks()*. Detekované peaky jsou přepočteny a nadbytečné komprese (peaky) jsou ze záznamu odstraněny. Následně je proveden přepočet peaků (amplitud zrychlení) na hodnoty hloubky kompresí a z rozdílu času dvou sousedních peaků je vypočtena frekvence kompresí.

7.2.1 Detekce peaků v průběhu zrychlení podle reference

Záznam zrychlení z dataloggeru Labquest 2 je spojitý záznam zrychlení v čase. Referenční data jsou v mobilní aplikaci Smart CPR Trainer vedena jako jednotlivé události (očíslované komprese). Jak už bylo řečeno, amplitudy v průběhu zrychlení odpovídají jednotlivým kompresím při simulaci KPR. Detekcí peaků v měřeném záznamu, lze převést spojitý záznam v čase na skupinu diskrétních bodů tzv. peaků (špiček), které nesou informaci o umístění v čase a velikosti zrychlení.



Obrázek 7.4: Detekované peaky ve spojitém záznamu zrychlení z Labquestu 2 (30)

Nejprve je tedy na vlastní záznam zrychlení aplikována funkce *findpeaks()* s optimálním nastavením, aby funkce vyhledala jenom amplitudy kompresí:

```
[PKS,LOCS] = findpeaks(zrychleni, cas,'MinPeakHeight',1.6,'MinPeakDistance',0.3,...);
```

Porovnání naměřených hodnot vlastního měřicího systému s referencí

Pro možné porovnání vlastních a referenčních hodnot je esenciální mít k dispozici nejenom tutěž veličinu, ale taky je nutné mít *stejný počet hodnot*.

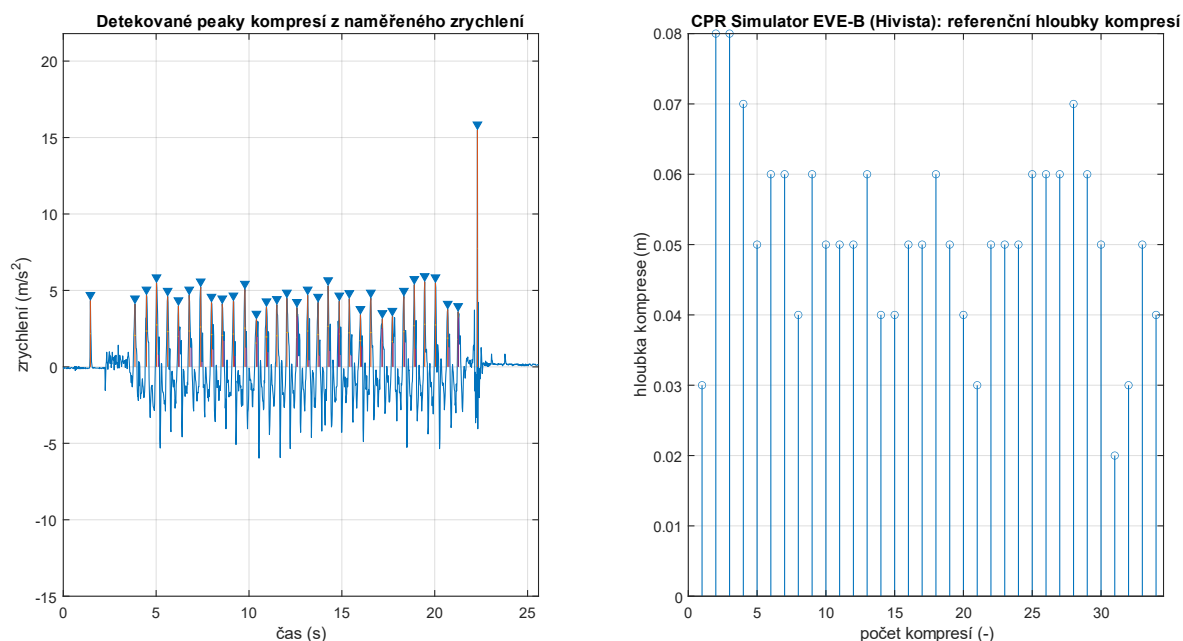
Reference udává nácvik sestávající z 5×30 stlačení, po 30 stlačeních je prostor pro 2 umělé vdechy, tak vznikají v záznamu zrychlení mezery. Pro zjednodušení lze 30 stlačení nazvat jednou sérií kompresí. Záznam tedy obsahuje 5 sérií oddělených prostorem pro vdechy umělého dýchání, celkem je v záznamu 150 kompresí.

Naproti tomu detekovaných kompresí je ve vlastním záznamu zrychlení podstatně více, obvykle obsahuje jedna série kompresí 33 nebo 34 peaků, což je příliš mnoho a je třeba počet zredukovat.

Způsob jakým jsou redukovány nadbytečné komprese vychází z faktu, že měření kompresí je na CPR Simulator EVE-B (Hivista) zahájeno *úvodní kompresí*, která se do referenčního záznamu nezapočítává.

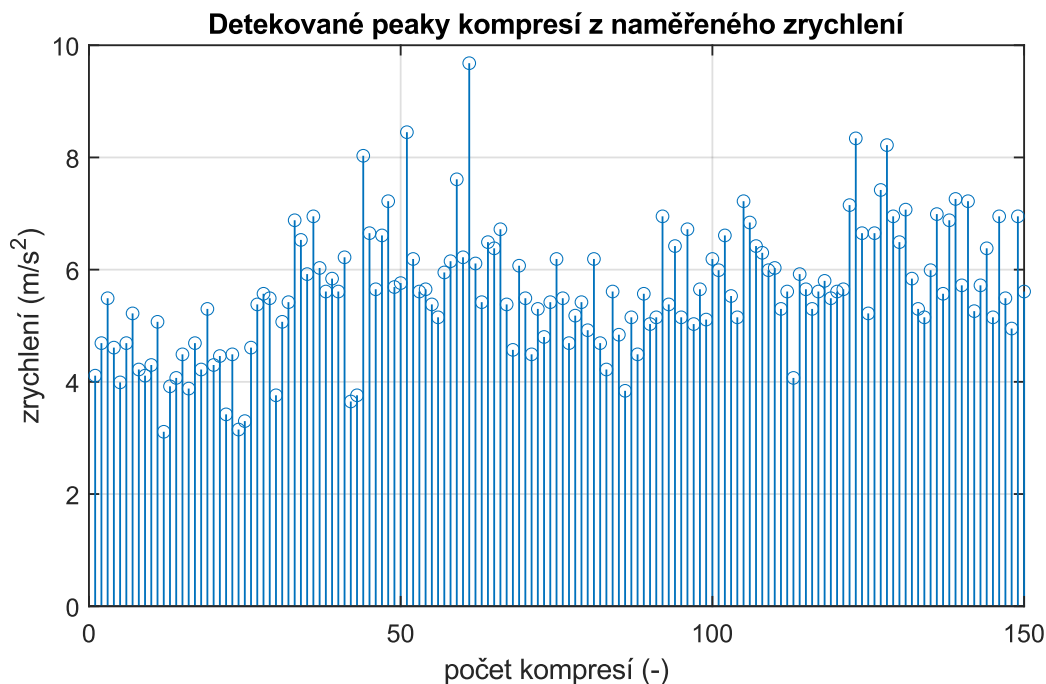
Při pohledu na Obr.7.4 (str.- 49 -) je patrný druhý fakt, a to že se ve vlastním záznamu zrychlení objevují kromě jednotlivých kompresí i záškuby na konci signálu, proto jsou ve vlastní záznamu zrychlení manuálně vybrány určité komprese, ze začátku či konce série tak, aby byl průběh dané série pokud možno co nejplynulejší.

Zjednodušeně je daná série upravena tak, aby tvarem co nejvíce odpovídala referenčním kompresím, viz Obr.7.5.



Obrázek 7.5: *Eliminace nadbytečných kompresí z (vlevo) první série detekovaných peaků ve spojitém záznamu zrychlení z Labquestu 2 podle (vpravo) tvaru referenčních diskretních hodnot hloubky z aplikace Smart CPR Trainer (31)*

Výsledkem procesu eliminace nadbytečných kompresí z vlastního záznamu zrychlení je soubor *150 diskretních hodnot zrychlení*, viz níže Obr.7.6, který je nyní možné přepočítat na hodnoty hloubky.



Obrázek 7.6: Hodnoty zrychlení po eliminaci přebytečných hodnot a po převedení do diskrétní podoby (32)

Protože se jedná o diskrétní hodnoty byl pro přepočítání hodnot zrychlení na hodnoty hloubky použit základní vztah:

$$h = \frac{1}{2} \cdot a \cdot t^2 \quad (5)$$

kde:

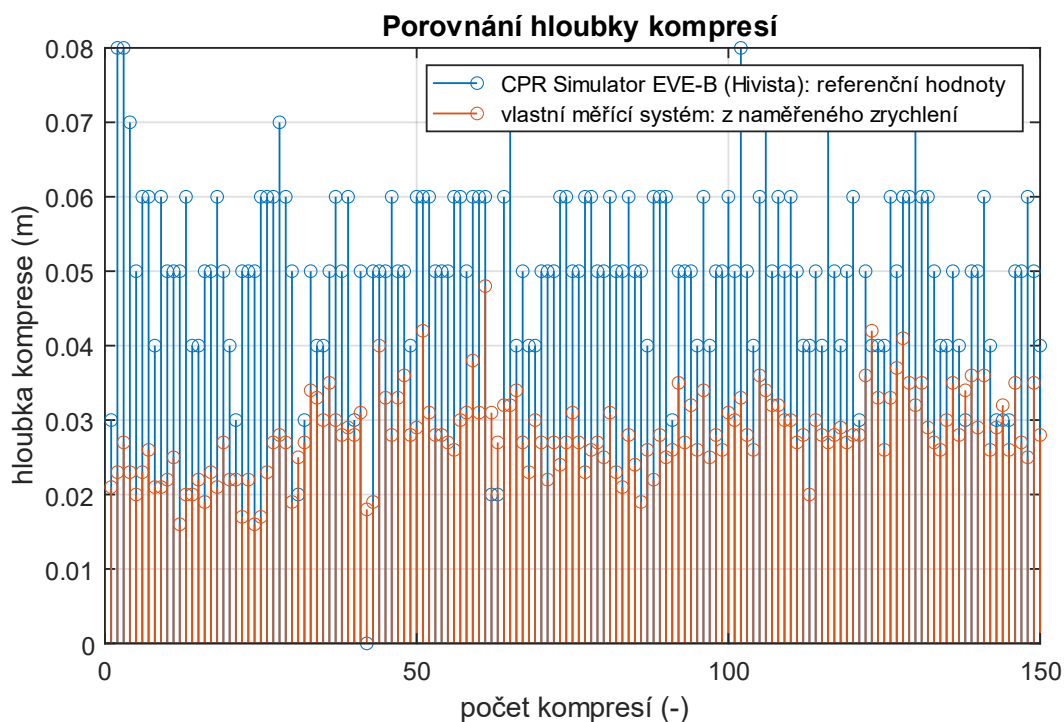
h ... hloubka komprese,
 a ... zrychlení komprese,
 t ... čas.

Vzhledem k tomu, že se jedná o diskrétní hodnoty, a pro výpočet je třeba dosadit hodnotu času, tak je za čas zvolena velmi malá časová konstanta $t = 0,01$ s, která v tomto případě dobře reprezentuje velmi krátký časový okamžik.

Takto přepočtené hodnoty hloubky jednotlivých kompresí vlastního záznamu již lze porovnat s referenčními hodnotami.

7.2.2 Porovnání reference s naměřenými hodnotami: hloubka

Při pohledu na Obr.7.7 je patrné, že hodnoty hloubky zaznamenané vlastním technickým řešením simulace KPR pomocí akcelerometru jsou výrazně nižší než zaznamenané referenční hodnoty z mobilní aplikace Smart CPR Trainer. Vlastní naměřené hodnoty hloubky se pohybují kolem 2 až 4 cm. Referenční hodnoty hloubky se pohybují nejvíce v rozmezí 5 až 6 cm pro tytéž komprese.

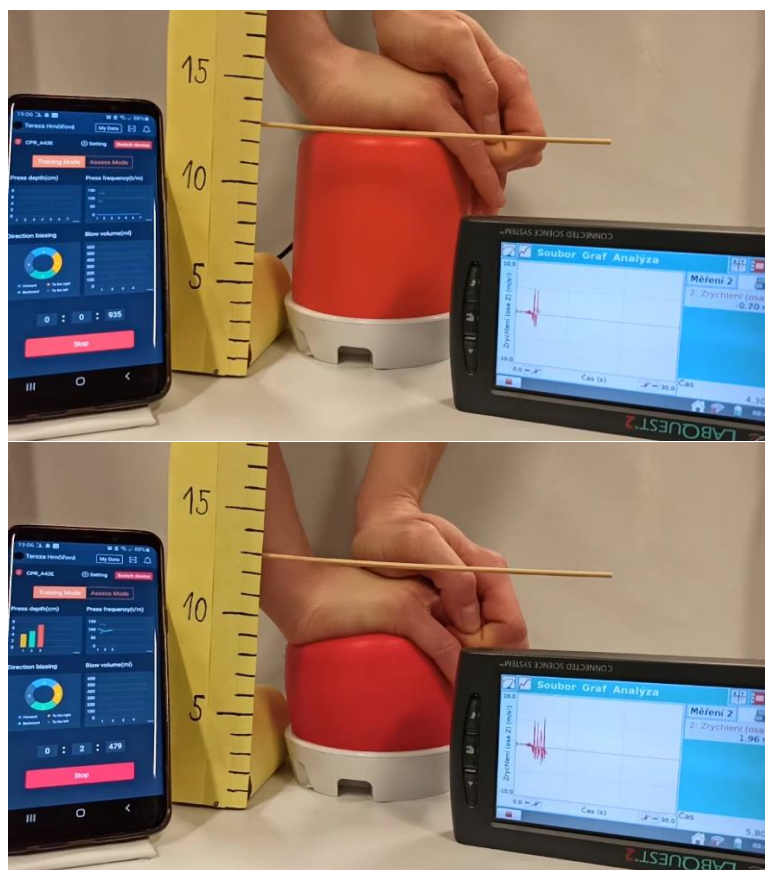


Obrázek 7.7: Srovnání diskrétních hodnot hloubky stačení simulátoru navrženého technického řešení simulace KPR s referenčními hodnotami hloubky z přidružené aplikace zařízení CPR Simulator EVE-B (33)

V rámci simulace KPR je akcelerometr umístěn na polyuretanové *kompresní pěně* zařízení CPR Simulator EVE-B, která slouží jako podložka a simuluje vlastnosti lidského hrudníku. Hloubka vertikálního posunu akcelerometru a skutečná hloubka stačení kompresní pěny, by měly být stejné hodnoty.

Ověření reálné hloubky stlačení při simulaci KPR

Ve snaze zjistit, zda vlastní naměřené hodnoty hloubky nejsou chybné (viz Obr.7.8, str.- 53 -), byl akcelerometr podroben experimentu, který spočívá v určení reálné hodnoty propadu kompresní pěny EVE-B při jejím stlačení.



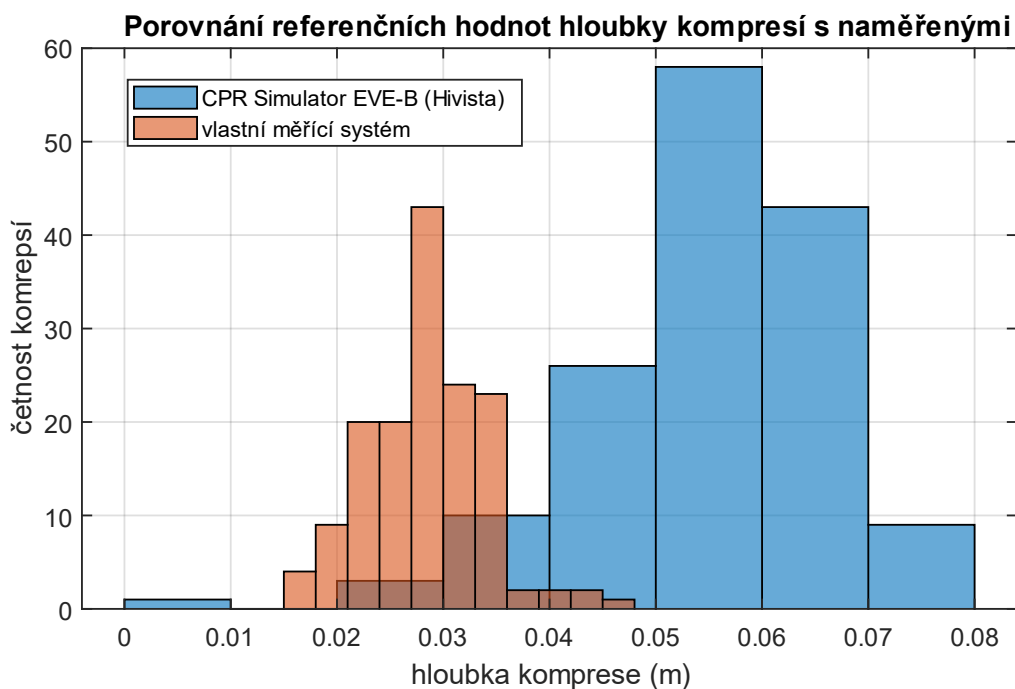
Obrázek 7.8: Dokumentace měření reálné hloubky stlačení KPR simulátoru kompresní pěny zařízení CPR Simulator EVE-B (34)

Experiment ověřil, že skutečná hloubka jednotlivých stlačení opravdu odpovídá hodnotám, které byly naměřeny akcelerometrem v zapojení do Labquestu 2. Z čehož plyne, že zařízení CPR Simulator EVE-B používá pro určení hodnot hloubky jiný přepočítání anebo určuje hloubku stlačení jiným způsobem než pomocí akcelerometru (např. tlakový senzor, aj.). Vzhledem k tomu, že je EVE-B uzavřený komerční systém je obtížné dohledat bližší informace. Z toho plyne, že navržené řešení je co do určení reálné hloubky stlačení přesnější než měření na CPR simulátoru.

Určení podobnosti mezi vlastními a referenčními hodnotami hloubky

Pro primární porovnání naměřených hodnot hloubky vlastním technickým řešením simulace KPR (akcelerometrem) s referenčními hodnotami z mobilní aplikace Smart CPR Trainer byl použit korelační koeficient, v Matlabu funkce *corrcoef()*. S nejlepší možnou úpravou vlastních dat vyšla hodnota korelačního koeficientu 0,154, tedy velmi malá podobnost dat. Porovnávané soubory dat si nejsou příliš podobné, což může být způsobeno např. nevhodnou úpravou dat (při redukování nadbytečných kompresí).

Nízká podobnost v naměřeném a referenčním souboru dat může být způsobena také nepřesností referenčního zařízení, EVE-B určuje hloubku komprese s přesností na celé cm, což znamená, že silně zaokrouhluje a že hodnoty naměřené vlastním akcelerometrem jsou přesnější (dodatečně zaokrouhlena na tři desetinná místa). Tento rozdíl v přesnosti zaznamenaných dat dobře demonstruje histogram na Obr.7.9 (str.- 54 -).



Obrázek 7.9: Srovnání hodnot hloubky vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí histogramu (35)

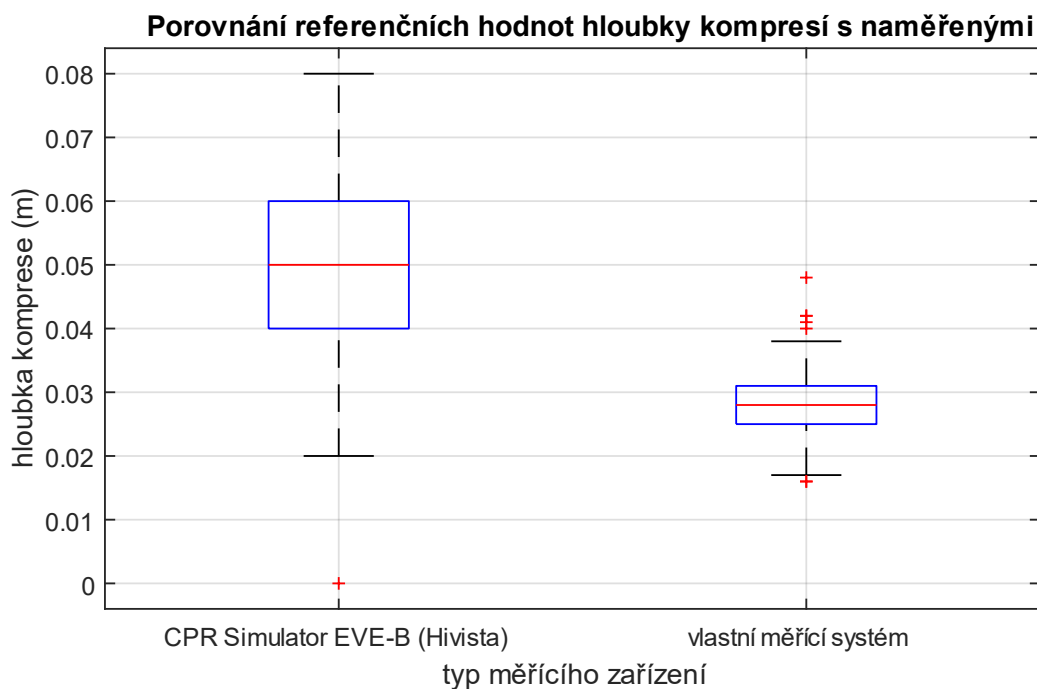
Následuje popis sloupcového grafu. Na ose x je hloubka kompresí v m a na ose y je absolutní četnost jednotlivých kompresí, celkem 150 hodnot referenčního zařízení (modře) a 150 hodnot vlastního řešení (oranžově).

Na první pohled je patrný rozdíl mezi šířkami intervalů v hloubce kompresí. Referenční zařízení CPR Simulator EVE-B uvádí naměřené hodnoty v celých centimetrech, pravděpodobně tento systém měřené hodnoty zaokrouhluje. Naproti tomu vlastní měřicí systém má intervaly užší a všechny hodnoty jsou v rozmezí 0,01 až 0,05 m. Se zanedbáním odlehlé hodnoty se referenční hodnoty pohybují v rozmezí 0,02 až 0,08 m. Celkový interval hodnot reference je tedy skoro dvakrát širší.

Co se absolutních četností týká, tak v záznamu reference má *nejvíce* kompresí hloubku v intervalu od 0,05 do 0,06 m. Vlastní systém vyhodnotil, že *nejvíce* kompresí je v daném měření v intervalu pod hodnotou 0,03 m.

Podle rozložení ostatních absolutních četností na Obr.7.9 lze říci, že referenční zařízení vyhodnotilo většinu kompresí v intervalu 0,04 až 0,07 m. Vlastní systém vyhodnotil většinu kompresí v intervalu 0,02 až 0,035 m (jedná se o přibližné hodnoty, z grafu nelze přesně určit).

Rozdíl mezi vlastními a referenčními hodnotami hloubky lze také znázornit pomocí násobného krabicového grafu viz Obr.7.10, str.- 55 -).



Obrázek 7.10: Srovnání hodnot hloubky vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí krabicového grafu (36)

Z krabicového grafu na Obr.7.10 lze oproti histogramu vyčíst medián, maximum, minimum, horní kvartil, dolní kvartil a odlehlá pozorování naměřených hodnot. Jak je patrné i z Obr.7.9 (str.- 54 -) medián je pro EVE-B hloubka 0,05 m. Pro vlastní systém nejsou hodnoty mediánu, maxima, minima tak dobře vidět, proto jsou vybrané hodnoty uvedeny v Tab.4. Nicméně je z grafu jasně patrné rozložení vlastních a referenčních hodnot vůči sobě.

Tabulka 4: Vybrané základní číselné charakteristiky – hloubka

	Hloubka kompresí (m)	
	CPR Simulator EVE-B (Hivista)	vlastní měřicí systém
maximum	0,080	0,048
medián	0,050	0,028
průměr	0,050	0,028
minimum	0	0,016
směrodatná odchylka	0,0119	0,0055

Tab.4 je v podstatě doplnění krabicového grafu, jednotlivé hodnoty byly vypočteny v Matlabu pomocí příslušných funkcí.

7.2.3 Porovnání reference s naměřenými hodnotami: frekvence

Aby mohly být porovnány hodnoty frekvence ze záznamu vlastního technického řešení simulace KPR s referenčními hodnotami z aplikace Smart CPR Trainer, musí být nejprve frekvence vlastního technického řešení simulace KPR dopočtena.

Při určování frekvence vlastního systému lze vycházet z diskrétního záznamu zrychlení, peaky obsahují informaci o čase a velikosti zrychlení. V tuto chvíli je důležité znát časy jednotlivých kompresí.

Ze vzdálenosti dvou sousedních kompresí, rozdílu jejich časů, lze určit jejich vzájemné zpoždění, což při využití základního vztahu:

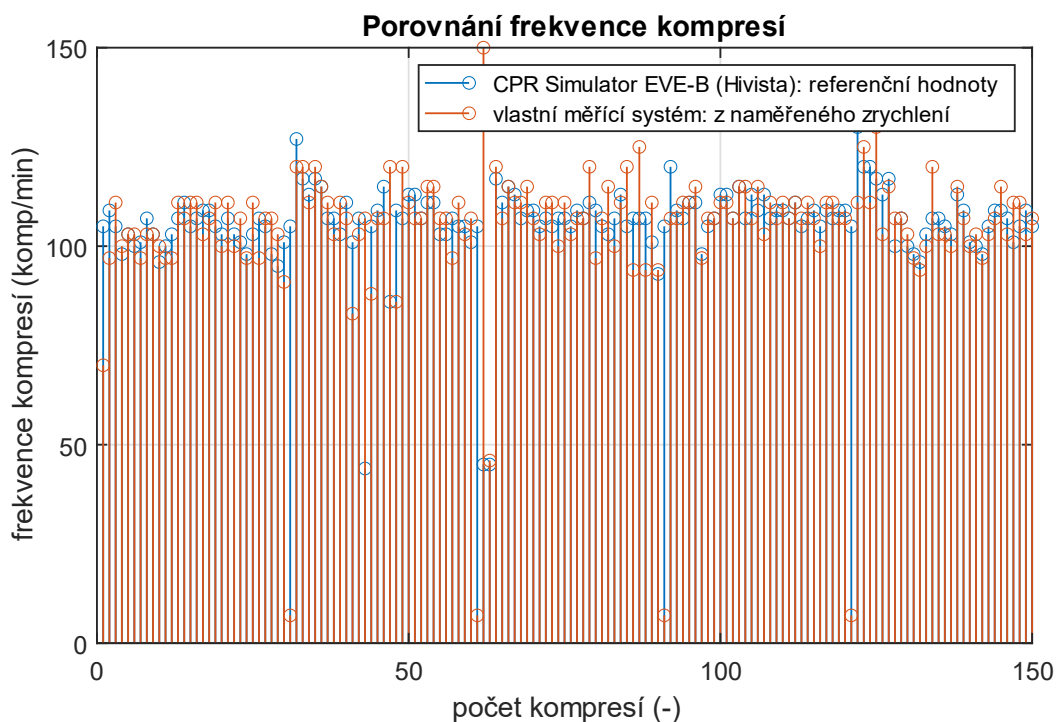
$$f = \frac{1}{T} \quad (6)$$

Kde:

f ... frekvence kompresí,
T ...vzdálenost dvou sousedních kompresí v čase,

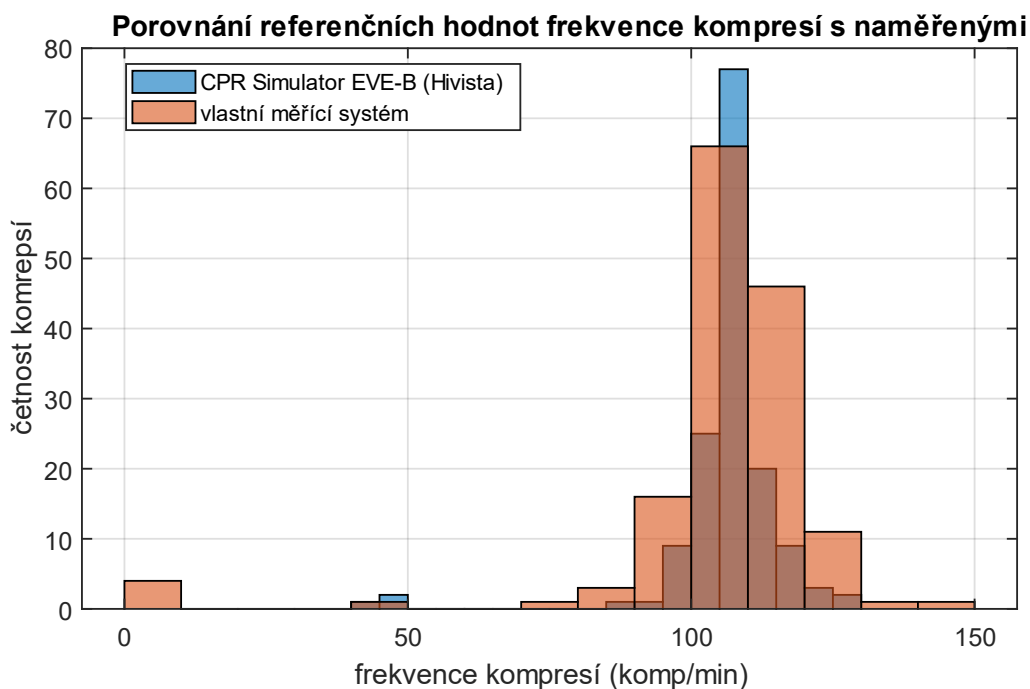
a úpravě jednotek určí okamžitou hodnotu frekvence vlastního záznamu. Referenční zařízení pravděpodobně určuje frekvenci jednotlivých kompresí podobným způsobem.

Z Obr.7.11 je patrné, že hodnoty frekvencí jednotlivých kompresí vlastního měřicího systému a referenčního zařízení si nejsou příliš podobné. O tom svědčí i korelační koeficient s hodnotou 0,149.



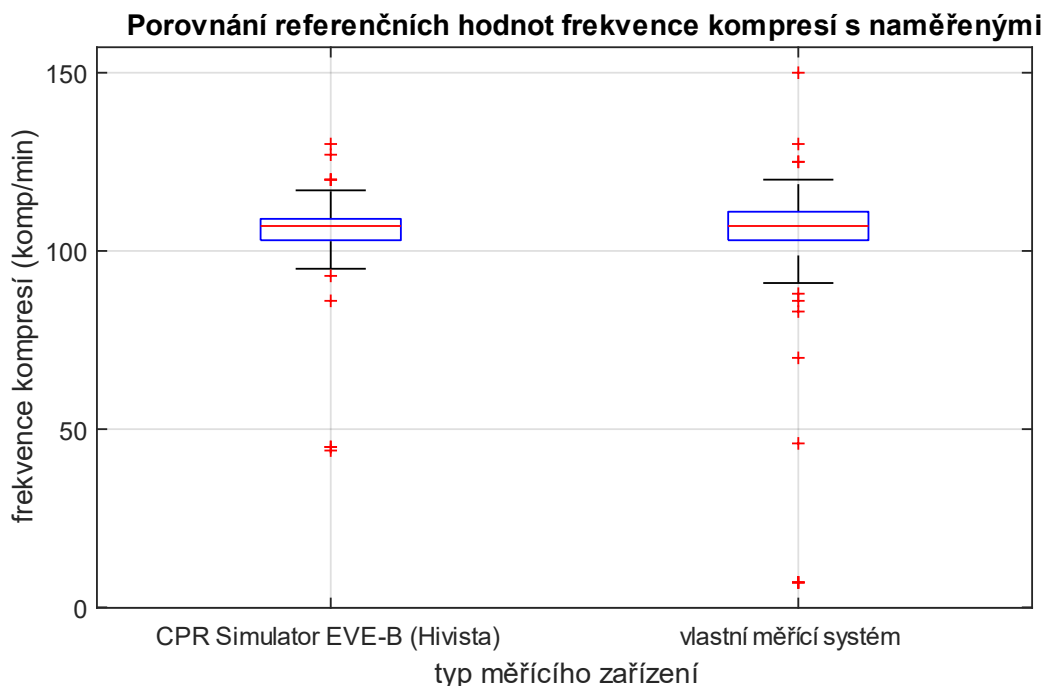
Obrázek 7.11: Srovnání diskrétních hodnot frekvence stlačení akcelerometru vlastního technického řešení simulace KPR s referenčními hodnotami hloubky z přidružené aplikace zařízení CPR Simulator EVE-B (37)

Stejně jako při určování podobnosti hloubky kompresí je i zde pro vykreslení podobnosti mezi vlastními a referenčními hodnotami použit histogram (viz Obr.7.12, str.- 57 -).



Obrázek 7.12: Srovnání hodnot frekvence vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí histogramu (38)

Z histogramu plyne, že se intervaly měřených dat dost překrývají. Lze si povšimnout, že vlastní měřicí systém má v tomto případě širší intervaly. Rozdíl mezi vlastními a referenčními hodnotami frekvence lze také znázornit pomocí násobného krabicového grafu (viz Obr.7.13).



Obrázek 7.13: Srovnání hodnot frekvence vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí krabicového grafu (39)

Krabicové grafy jsou si dosti podobné, na první pohled je patrné pouze zvýšené množství odlehlých pozorování na straně vlastního měřicího zařízení. Odlehlá pozorování nebyla z měření odstraněna, aby byl zachován počet 150 kompresí. Z grafů obecně plyne, že sám EVE-B v měření disponuje určitou chybovostí.

Tabulka 5: Vybrané základní číselné charakteristiky – frekvence

	Frekvence kompresí (komp/min)	
	CPR Simulator EVE-B (Hivista)	vlastní měřicí systém
maximum	130	150
medián	107	107
průměr	106	104
minimum	44	7
směrodatná odchylka	10,6	19,0

Opět je zde jako doplnění ke krabicovému grafu uvedena tabulka vybraných číselných charakteristik. Maximum vlastního systému je vyšší a minimum vlastního systému je nižší než reference, to může být způsobeno chybou při výpočtu frekvence z diskrétních hodnot. Časová prodleva mezi sériemi kompresí má vliv na hodnotě frekvence, delší prodleva způsobuje vyšší hodnotu frekvence. Výsledek může být také nepříznivě ovlivněn zaokrouhlením vlastních hodnot.

7.3 Úprava vlastního záznamu *objemového průtoku*

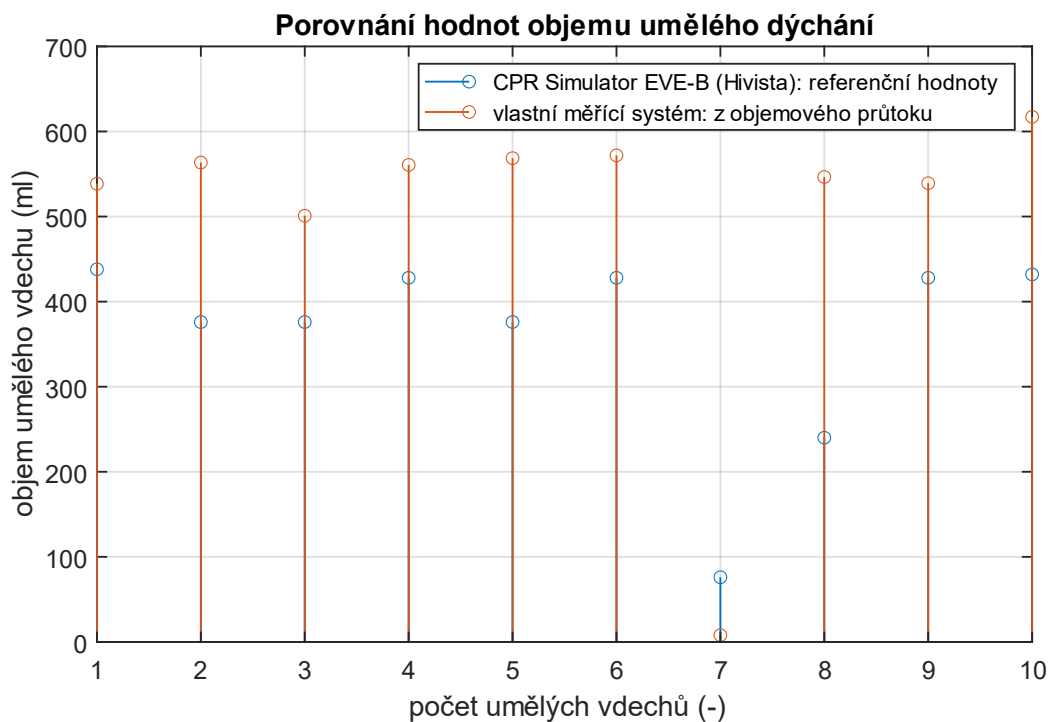
Záznam objemového průtoku ze zařízení Labquest 2 (Vernier) je (stejně jako záznam zrychlení) ve formě .txt souboru přenesen do PC, kde je převeden a upraven na formát .xlsx, který je vhodný pro další úpravy a zpracování v prostředí Matlab R2021b.

Ve spojitém záznamu objemového průtoku lze rozpoznat jednotlivé dechové křivky, ze kterých lze v Matlabu pomocí funkce *trapz()* vypočítat objem jednotlivých vdechů, lze tak získat 10 diskrétních hodnot (viz Obr.7.14), které lze následně porovnat s referenčními hodnotami z aplikace Smart CPR Trainer.

Poznámka: Umělé vdechy byly provedeny prostřednictvím (dospělého) dýchacího vaku AERObag BB06 (HUM) s celkovým objemem 1500 ml, který zajišťuje objem klidového dýchání cca 500 ml. Po 30 kompresích byl uchopen dýchací vak a prudce stlačen, což se v Obr.6.19 (str. - 46 -) projeví jako výrazná špička. Při plynulejším stlačení vaku by byla dechová křivka více zakulacená.

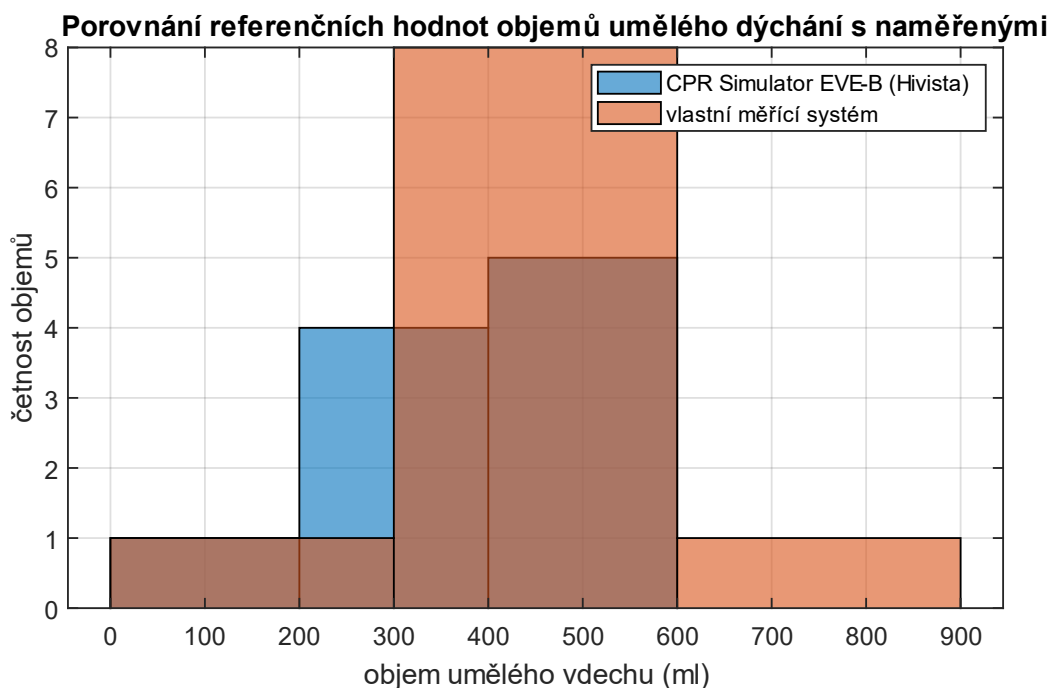
7.3.1 Porovnání reference s naměřenými hodnotami: objem

Podobně jako v případě určování podobnosti parametrů hloubky a frekvence i zde je použit korelační koeficient, který tentokrát vyšel poměrně vysoký 0,868.



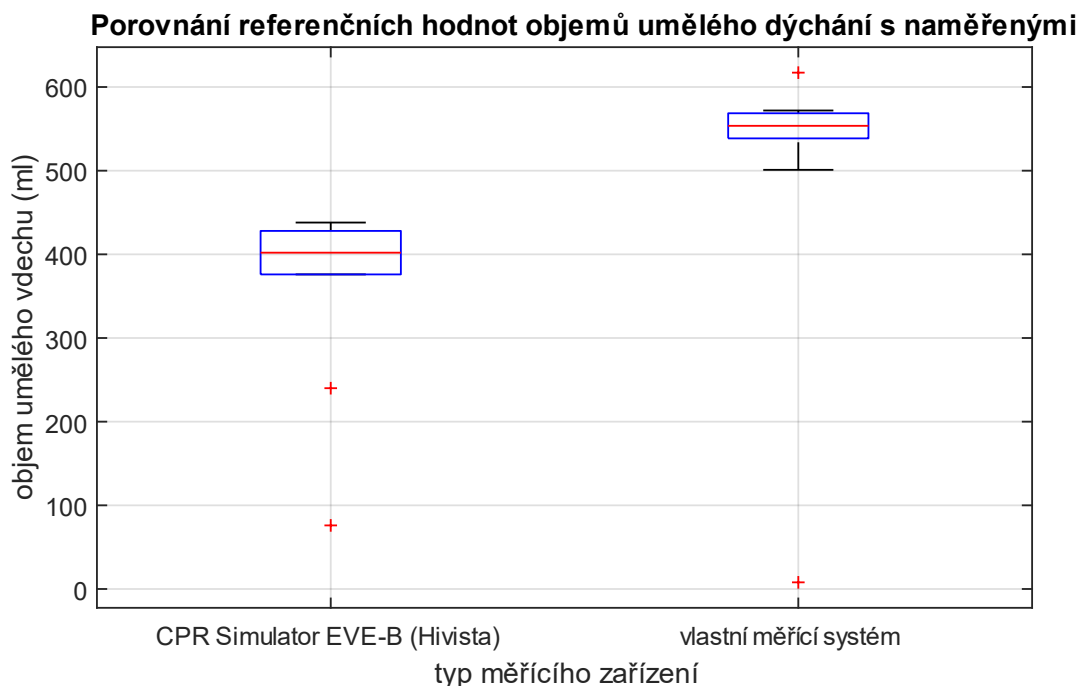
Obrázek 7.14: Srovnání diskrétních hodnot objemu vlastního technického řešení simulace KPR s referenčními hodnotami hloubky z přidružené aplikace zařízení CPR Simulator EVE-B (40)

Stejně jako při určování podobnosti hloubky a frekvence kompresí je i zde pro vykreslení podobnosti mezi vlastními a referenčními hodnotami objemu použit histogram (viz Obr.7.15).



Obrázek 7.15: Srovnání hodnot objemu vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí histogramu (41)

V tomto případě je graf vytvořen na základě 10 hodnot vlastního systému a 10 hodnot referenčního systému. Vlastní měřicí systém má širší interval měřeného objemu v ml a to od 0 do 900 ml. Ale rozdíl mezi vlastními a referenčními hodnotami objemu lze také znázornit pomocí násobného krabicového grafu (viz Obr.7.16).



Obrázek 7.16: Srovnání hodnot objemu vlastního technického řešení simulace KPR s referencí pomocí krabicového grafu (42)

Z krabicového grafu je patrné, že široký interval hodnot vlastního systému je způsoben odlehlými pozorováními, které by bylo vhodné pro další statistické zpracování odstranit, ale hodnot je málo. Bližší číselné údaje viz Tab.6.

Tabulka 6: Vybrané základní číselné charakteristiky – objem

	Objem umělých vdechů (ml)	
	CPR Simulator EVE-B (Hivista)	vlastní měřicí systém
maximum	438	617
medián	402	554
průměr	360	502
minimum	76	7,94
směrodatná odchylka	116	176

Při pohledu na číselné výsledky mediánu je patrné, že se měřené výsledky nepatrně liší. Hodnoty vlastního měřicího systému se spíše přibližují skutečnému vdechovanému objemu. To podporuje skutečnost, že byl pro umělou plicní ventilaci použit dýchací vak s přesně definovaným objemem. Určitý vliv bude mít na měřené hodnoty i vzduchový odpor, který vzniká v místě propojení redukce a čidla objemového průtoku.

7.4 Závěr a výsledky provedených měření

Ze srovnání vlastních a referenčních hodnot ze záznamu s hodnocením 79 bodů ze dne 17.3.2023 plyne toto:

- Co do hloubky stlačení je akcelerometr přesnější, což potvrzuje experimentální ověření reálné hloubky stlačení. Rovněž ze srovnání plyne, že EVE-B zaokrouhluje a používá jinou metodu než ACC. V porovnaných souborech dat je nízká podobnost – korelační koeficient 0,154.
- V případě frekvence je podobnost velmi nízká – korelační koeficient 0,149, v tomto případě bylo vlastní zařízení méně přesné, má větší chybovost. Výsledky mohou být ovlivněny výpočtem frekvence. Určování frekvence vlastního zařízení je závislé na selekci kompresí.
- Nejlépe při porovnávání hodnot vyšel objem s korelačním koeficientem 0,868 (pro soubor deseti hodnot). Vlastní měřicí systém se spíše přibližuje skutečnému objemu dýchacího vaku.
- Malá podobnost mezi soubory může být způsobena nesprávnou úpravou dat, kdy jsou data vůči sobě posunuta. Vlastní měřicí systém vykazuje daleko více odlehlých pozorování.

Co mohlo ovlivnit výsledek měření? EVE-B má také vlastní chybovost a je třeba jej čas od času zkalibrovat. Nicméně není správné vyvozovat závěry na základě jednoho měření, pro přesnější závěr je vhodnější provést a porovnat více měření.

Zařízení CPR Simulator EVE-B pravděpodobně používá k určení hloubky kompresí přepočítání ze síly vynaložené k jeho stlačení, protože skutečná hloubka neodpovídá jím naměřené hodnotě. Z tohoto pohledu vlastní měřicí systém ukazuje přesnější hodnotu skutečné hloubky stlačení. Objem naměřený etalonem není příliš odlišný od hodnot naměřených čidlem objemového průtoku. Avšak etalon používá k simulaci umělého dýchání hadici velmi malého průměru (7 mm), která pro systém vytváří vzduchový odpor. Navíc jsou vdechy do etalonu prováděny ústy, čímž se do systému dostává vlhkost a vodní páry se srážejí (při užívání více lidmi nutná dezinfekce systému). Z tohoto pohledu je použití průtokoměru a dýchacího vaku vhodnější, zapojení nevytváří vzduchový odpor a ani v se systému nehromadí nežádoucí vodní páry.

8 Implementace vlastního technického řešení simulace KPR do fantomu medvěda

Výsledkem práce má být humanoidní (méd'oidní) fantom nácviku KPR a za tímto účelem byly dříve navržená dílčí řešení implementována do plyšového medvěda.

Všechny komponenty jsou umístěny uvnitř fantomu (viz Obr.8.1), a to jednak navržené řešení simulace KPR a komerční etalon CPR Simulator EVE-B. Konkrétně (viz kapitola 3) je ve fantomu umístěn akcelerometr (čidlo zrychlení do 5 g; Vernier), čidlo objemového průtoku 281637 Flow Sensor (Hamilton Medical), diferenciální snímač tlaku MPXV7002DP (NXP Semiconductors), DPS se zapojením pro napěťové přizpůsobení snímače tlaku, část dýchací hadice, zařízení pro sběr dat Labquest 2 (Vernier) a již zmíněny etalon CPR Simulator EVE-B (Hivista).



Obrázek 8.1: Medvědoidní fantom (43)

Výjimkou jsou dýchací vak, část dýchací hadice a notebook, který je připojený na Labquest 2. Dýchací vak je přes dýchací hadici napojen na zbytek měřicího systému. Dýchací hadice vede skrz otvor v oblasti úst plyšového medvěda. Notebook a Labquest 2 jsou spojeni USB kabelem, který vede skrz otvor v uchu medvěda. Notebook vizualizuje data z Labquestu 2 a zároveň funguje jako ovládací prvek.

Komponenty uvnitř fantomu lze rozlišit na dvě základní skupiny. První skupinu tvoří komponenty sloužící pro uchycení akcelerometru a referenčního zařízení CPR Simulator EVE-B, které jsou umístěny nad sebou v jedné ose. Druhou skupinu tvoří komponenty sloužící pro napěťové přizpůsobení a uložení komponent měření objemového průtoku.

Nejprve bude popsána *první skupina* obsahující ACC a EVE-B. Místo uložení akcelerometru je na fantomu medvěda vyznačeno symbolem srdce. V daném místě jsou prováděny komprese. EVE-B je k fantomu upevněn zevnitř pomocí postroje, který tvoří návlek ze široké gumy k fantomu připevněné na suchý zip. Tento způsob uchycení umožňuje referenční zařízení kdykoliv z fantomu vyjmout (výměna baterií, snadný přístup k ON/OFF spínači).

Samotný akcelerometr je umístěný v plastovém pouzdře vlastního návrhu, které bylo vytisknuto na 3D tiskárně. Plastové pouzdro se skládá z těla, víka na ACC a pomocného víka, které zabraňuje propadu pouzdra do kompresní pěny EVE-B. Pouzdro s akcelerometrem je ke kompresní pěně EVE-B připevněno pomocí válcového gumového návleku vlastní výroby (viz Obr.8.2), který zajišťuje zákryt ACC a EVE-B v ose Z (kolmé na zemský povrch). Pro větší komfort při nácviku KPR je svrchní část plastového pouzdra pokryta tkaninou.



Obrázek 8.2: Medvědoidní fantom – pohled dovnitř (44)

Plastové pouzdro je navrženo s ohledem na rozměry akcelerometru a rozměr kompresní pěny EVE-B (průměr 104 mm). Tělo pouzdra tvoří dutý válec s bez jedné podstavy. Uvnitř je uzavíratelná schránka na akcelerometr (rozměry 42 x 54 x 29 mm), která má v sobě průřez pro napájecí kabel ACC. Druhý průřez v zákrytu s prvním má válcové tělo pouzdra. Původně bylo tělo s akcelerometrem na kompresní pěně nasazeno, což ale omezovalo plné rozpínání kompresí pěny v horizontálním směru. Proto byla prázdná podstava těla pouzdra překryta víkem. Celé pouzdro je tak umístěno na kompresní pěně EVE-B a nijak neomezuje její rozpínání při nácviku KPR. Nákrsky jednotlivých částí pouzdra viz Přílohy A-C.

Druhá skupina je tvořena zbylými komponenty: části související s měřením objemového průtoku umělého dýchání a Labquest 2. Většina zbylých částí, tj. dýchací hadice, čidlo objemového průtoku, redukce z čidla objemového průtoku na vzduchovou hadičku EVE-B (Příloha D), kabel s redukcí pro připojení diferenciálního snímače tlaku na Labquest 2, jsou ve fantomu medvěda volně uloženy tak, aby nebyla narušena jejich správná funkce (např. aby se hadice neohnula atp.). Medvěd je vyplněn mykaným ovčím rounem, které omezuje samovolný pohyb jednotlivých komponent simulátoru.

Výjimkou je uložení obvodu pro napěťové přizpůsobení výstupu z diferenciálního snímače tlaku. Toto zapojení (viz Obr.6.14) je realizováno na univerzální desce plošných spojů, která je spolu s dvěma 9 V bateriemi uložena v plastovém pouzdře. Pouzdro je opět vlastní konstrukce a vytisknuto na 3D tiskárně, viz Přílohy E a F. Bližší popis napěťového přizpůsobení viz výše.

Pro nácvik KPR na fantomu medvěda je nutné nejprve spustit EVE-B, mobilní aplikace CPR Trainer a na notebooku program Logger Lite pro ovládání a vizualizaci dat z Labquestu 2. KPR lze samozřejmě cvičit i bez referenčního zařízení, avšak nespornou výhodou je jeho zabudovaný metronom a hlasová zpětná vazba.

9 Závěr

V rámci realizace kvalitní práce byla provedena literární rešerše na téma obecných zásad poskytování první pomoci a kardiopulmonální resuscitace, která shrnuje současné náležitosti poskytování první pomoci a zdůrazňuje, proč je třeba zaměřit se při nácviku KPR na laiky (osoby neznalé KPR).

Dále byl vypracován přehled současných trendů v oblasti nácviku a simulace kardiopulmonální resuscitace, tedy nepřímé srdeční masáže a umělé plicní ventilace. Na základě přehledu bylo vybráno referenční zařízení CPR Simulator EVE-B. Přehled je rozlišen na komerčně dostupná zařízení a oblast vědy a výzkumu. Komerční část se věnuje přehledu komerčně dostupných zařízení pro nácvik KPR, jaké existují provedení, jaké parametry lze měřit, jakou poskytují zpětnou vazbu, atp. Část věda a výzkum se spíše zabývá problémy spojenými s nácvikem KPR a jejich řešením.

Na základě rešerše bylo navrženo vlastní technické řešení simulace KPR, které sestává z měření zrychlení jednotlivých kompresí a z měření objemového průtoku umělého dýchání. Je popsán vlastní model pro simulaci KPR, který se skládá z vlastního technického řešení simulace KPR a referenčního zařízení. Jsou popsány jednotlivé komponenty a jejich vzájemné propojení. Referenční zařízení pro simulaci KPR i s přidruženou mobilní aplikací je zde podrobně popsáno. Je uveden očekávaný průběh měření navrženým modelem.

Další část práce byla věnována podrobnému popisu měření parametrů KPR. Na pilotním měření je uveden průběh a interpretace naměřených hodnot, jak hodnot zrychlení a objemového průtoku, tak referenčních hodnot z aplikace. Dále je v této části rozebráno měření se všemi zvolenými součástmi modelu, dále důvod a popis tvorby obvodu pro napětové přizpůsobení diferenciálního snímače tlaku pro zobrazení na zařízení Labquest 2.

Dále je popsáno detailní vyhodnocení vlastních hodnot hloubky a frekvence stlačení a objemu umělého dýchání s referenčními daty. Vlastní hodnoty byly upraveny a převedeny, aby se počtem a průběhem co nejvíce podobaly referenci. Na základě srovnání hloubky stlačení se vlastní řešení jeví jako daleko přesnější. Soubory dat byly porovnány prostřednictvím korelačního koeficientu, který prokázal největší shodu mezi soubory dat pro měření objemu vydechovaného vzduchu.

Po ověření a testování dílčích částí měření byl sestaven humanoidní/medvědoidní simulátor, ve kterém jsou umístěny všechny navržené komponenty KPR simulátoru a etalon v podobě komerčního zařízení CPR Simulator EVE-B. Celá vizualizace průběhu a kvality resuscitace byla realizována na notebooku pomocí programu Logger Lite, který slouží pro vizualizaci měřených dat ze zařízení Labquest 2 a pomocí mobilní aplikace k etalonu Smart CPR Trainer.

Navržené řešení je plně funkční a otestované a připraveno na nácvik KPR simulace pro studenty a zájemce.

10 Bibliografie

- [1] BERNATOVÁ, Eva. *Základy první pomoci. 2.*, upravené vydání. Praha: Český červený kříž, 2017. ISBN 978-80-87729-22-9.
- [2] PETRŽELA, Michal. *První pomoc pro každého*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-2246-7.
- [3] BYDŽOVSKÝ, Jan. *První pomoc. 2.* přeprac. vyd. Praha: Grada, 2004. Zdraví & životní styl. ISBN 80-247-0680-6.
- [4] RUIZ DE GAUNA, Sofía, Digna GONZÁLEZ-OTERO, Jesus RUIZ, J. GUTIÉRREZ a James RUSSELL. A Feasibility Study for Measuring Accurate Chest Compression Depth and Rate on Soft Surfaces Using Two Accelerometers and Spectral Analysis. *BioMed Research International* [online]. 2016, **2016**, 1-7 [cit. 2022-12-14]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi:10.1155/2016/6596040
- [5] SONG, Yeongtak, Jaehoon OH a Youngjoon CHEE. A New Chest Compression Depth Feedback Algorithm for High-Quality CPR Based on Smartphone. *Telemedicine and e-Health* [online]. 2015, **21**(1), 36-41 [cit. 2022-12-14]. ISSN 1530-5627. Dostupné z: doi:10.1089/tmj.2014.0051
- [6] GONZÁLEZ-OTERO, Digna, Jesus RUIZ, Sofía RUIZ DE GAUNA, Unai IRUSTA, Unai AYALA a Erik ALONSO. A New Method for Feedback on the Quality of Chest Compressions during Cardiopulmonary Resuscitation. *BioMed Research International* [online]. 2014, **2014**, 1-7 [cit. 2022-12-14]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi:10.1155/2014/865967
- [7] LU, Tsung-Chien, Yi CHEN, Te-Wei HO et al. A novel depth estimation algorithm of chest compression for feedback of high-quality cardiopulmonary resuscitation based on a smartwatch. *Journal of Biomedical Informatics* [online]. 2018, **87**, 60-65 [cit. 2022-12-14]. ISSN 15320464. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbi.2018.09.014
- [8] LEE, Seungjae, Yeongtak SONG, Jongshill LEE, Jaehoon OH, Tae LIM, Chiwon AHN a In KIM. Development of Smart-Ring-Based Chest Compression Depth Feedback Device for High Quality Chest Compressions: A Proof-of-Concept Study. *Biosensors* [online]. 2021, **11**(2) [cit. 2022-12-14]. ISSN 2079-6374. Dostupné z: doi:10.3390/bios11020035
- [9] LINS, Christian, Daniel ECKHOFF, Andreas KLAUSEN, Sandra HELLMERS, Andreas HEIN a Sebastian FUDICKAR. Cardiopulmonary resuscitation quality parameters from motion capture data using Differential Evolution fitting of sinusoids. *Applied Soft Computing* [online]. 2019, **79**, 300-309 [cit. 2022-12-14]. ISSN 15684946. Dostupné z: doi:10.1016/j.asoc.2019.03.023
- [10] ENGAN, Kjersti, Thomas HINNA, Tom RYEN, Tonje BIRKENES a Helge MYKLEBUST. Chest compression rate measurement from smartphone video. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2016, **15**(1) [cit. 2022-12-14]. ISSN 1475-925X. Dostupné z: doi:10.1186/s12938-016-0218-6
- [11] WARD, Sarah, Bronwyn SCOTT, David RUBIN a Adam PANTANOWITZ. Development of a novel cardiopulmonary resuscitation measurement tool using real-time feedback from wearable wireless instrumentation. *Resuscitation* [online]. 2019, **137**, 183-189 [cit. 2022-12-14]. ISSN 03009572. Dostupné z: doi:10.1016/j.resuscitation.2019.02.019
- [12] HRUŠKA, František. *Náklonoměr s akcelerometrem* [online]. Praha, 2014 [cit. 2022-12-14]. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/24408/F3-BP-2014-Hruska-Frantisek-prace.pdf>. Bakalářská práce. ČVUT. Vedoucí práce Prof. Ing. Miroslav Huusák, CSc.

- [13] RIPKA, Pavel. *Senzory a převodníky*. 2. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2011. ISBN 978-80-01-04696-8.
- [14] 3-Axis Accelerometer. In: *Vernier: SCIENCE EDUCATION* [online]. [cit. 2022-12-14]. Dostupné z: <https://www.vernier.cz/produkty/podrobne-informace/kod/3D-BTA>
- [15] *Pneumotachografie: Fyziologie - teorie k praktickým cvičením* [online]. In: . [cit. 2022-12-14]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/js21/fyziologie/web/pages/35_pneumotachografie.html?lang=en;so=pa;verze=2017
- [16] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.

Seznam příloh

Technické výkresy k 3D tisku (v IS EDISON):

- Příloha A: ACC pouzdro – tělo
- Příloha B: ACC pouzdro – víčko
- Příloha C: ACC pouzdro – víko
- Příloha D: redukce na čidlo objem. průtoku
- Příloha E: pouzdro – tělo
- Příloha F: pouzdro – víčko

Katalogové listy (v IS EDISON):

- Příloha G: MPXV7002DP datasheet
- Příloha H: AD524 datasheet