



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Vliv artefaktů na funkčnost monitoru dechu  
pro novorozence**

**Influence of artifacts on the functioning of  
the breath monitor for the newborns**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Zuzana Stránská

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

---

**Kladno 2018**

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student:                   **Zuzana Stránská**  
Obor:                       Biomedicínský technik  
Téma:                       **Vliv artefaktů na funkčnost monitoru dechu pro novorozence**  
Téma anglicky:       Influence of artifacts on the functioning of the breath monitor for the newborns

Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

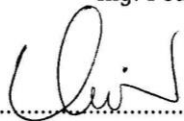
Analýzujte vliv artefaktů na funkčnost monitoru dechu pro novorozence. Navrhněte a realizujte sadu praktických experimentů s novorozeneckým monitorem dechu, založeném na využití piezoelektrického senzoru tlaku a vyhodnoťte jednotlivé vlivy na funkcionalitu přístroje. Svá zjištění formulujte jako doporučení pro potenciální uživatele těchto zařízení.

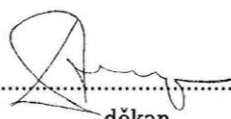
Seznam odborné literatury:

- [1] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [2] Tricia L. Gomella, Neonatology: management, procedures, on-call problems, diseases and drugs, ed. Sixth Edition, McGraw Hill Professional, 2009, ISBN 78-0-07-154431-3
- [3] A. Aliverti, A. Pedotti, Mechanics of Breathing New Insights from New Technologies, ed. Second, Springer, 2014, ISBN 978-88-470-5646-6

Zadání platné do:   20.09.2019

Vedoucí:               Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Vliv artefaktů na funkčnost monitoru dechu pro novorozence vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně 18. 5. 2018

.....

Zuzana Stránská

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala panu Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za odborné vedení této práce, jeho ochotu a trpělivost během naší spolupráce. Jeho pomoc, rady a připomínky byly přínosem a napomohly k napsání této práce.

## **ABSTRAKT**

### **Vliv artefaktů na funkčnost monitoru dechu pro novorozence**

Cílem bakalářské práce je analyzovat a vyhodnotit vlivy artefaktů na funkčnost monitoru dechu pro novorozence pomocí provedení několika experimentů. Monitor dechu je zařízení, které sleduje dýchání novorozence a upozorňuje zdravotnický personál nebo rodiče na zástavu dechu nebo sníženou dechovou frekvenci. Zařízení snímá změny tlaku způsobené dýcháním novorozence pomocí piezoelektrického senzoru, který převádí mechanické napětí na elektrické. Tento senzor je velmi citlivý, proto je potřebné zaměřit se na eventuální rušivé vlivy snímané z okolí monitoru dechu.

### **Klíčová slova**

Monitor dechu, piezoelektrický snímač, rušivé vlivy

## **ABSTRACT**

### **The influence of artifacts on the functionality of the baby breathing monitor**

The aim of this bachelor thesis is to analyze and evaluate the effects of artifacts on the functionality of the baby breathing monitor by performing several experiments. A baby breathing monitor is a device that monitors a newborn's breathing and warns healthcare staff or parents about stopped breathing or reduced breathing frequency. The device scans the pressure changes caused by breathing of the newborn by means of a piezoelectric sensor that translates mechanical stress into electrical. This sensor is very sensitive, so it is necessary to focus on any disturbing influences scanned from the surroundings of the breathing monitor.

### **Keywords**

Breath monitor, piezoelectric sensor, disturbing influences

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk.....</b>	<b>9</b>
<b>Seznam použitých obrázků .....</b>	<b>10</b>
<b>1 Úvod .....</b>	<b>12</b>
1.1 Teoretický úvod do problematiky monitorace dechu novorozence .....	13
1.1.1 Dýchání.....	13
1.2 Monitory dechu pro novorozence .....	13
1.2.1 Dostupné monitory dechu.....	13
1.2.2 Monitory dechu založené na principu změny tlaku.....	15
1.2.3 Piezoelektrický snímač tlaku .....	17
1.2.4 Snímání rušivých vlivů.....	18
1.3 Cíle práce.....	22
<b>2 Metody experimentů.....</b>	<b>23</b>
2.1 Snímací deska.....	23
2.1.1 Ověření snímání a citlivosti sensorové desky .....	24
2.2 Simulace dýchání .....	24
2.3 Měření navržených experimentů .....	24
2.3.1 Artefakty vzniklé vlivem činnosti inkubátoru .....	26
2.3.2 Artefakty vzniklé vlivem telefonního mobilu .....	28
2.3.3 Artefakty vzniklé vlivem napájecí sítě .....	28
<b>3 Výsledky.....</b>	<b>29</b>
3.1 Ověření snímání a citlivosti sensorové desky .....	29
3.2 Simulace dýchání .....	30
3.3 Odporový dělič .....	30
3.4 Výsledky měření vzniklých artefaktů .....	30
3.4.1 Artefakty vzniklé vlivem činnosti inkubátoru .....	31
3.4.2 Artefakty vzniklé mobilním telefonem. ....	34
3.4.3 Artefakty vzniklé vlivem napájecí sítě .....	35
3.5 Shrnutí měřených vlivů .....	35
<b>4 Diskuse.....</b>	<b>37</b>
4.1 Vyhodnocení experimentů .....	37

4.2 Celkové vyhodnocení, upozornění a doporučení .....	38
<b>5 Závěr .....</b>	<b>40</b>
<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>41</b>
<b>Příloha A: Kód pro získání citlivostní mapy .....</b>	<b>43</b>
<b>Příloha B: Obsah přiloženého DVD .....</b>	<b>44</b>



# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$C$	F	Kapacita
$B$	T	Magnetická indukce
$F_x$	N	Síla působící krystal
$k_p$	$C \cdot N^{-1}$	piezoelektrická konstanta
$k_u$	$C \cdot N^{-1} \cdot F^{-1}$	napěťová citlivost piezoelektrického elementu
$p_x$	Pa	Tlak
$Q_x$	C	Elektrický náboj vzniklý na stěnách
$R$	$\Omega$	Odpor
$S$	$m^2$	Obsah plochy
$t$	s	čas
$U_i$	V	Indukované napětí
$U_{vst.}$	V	Vstupní napětí
$U_{výst.}$	V	Výstupní napětí
$U_x$	V	Napětí na elektrodách piezoelektrického krystalu
$\Phi$	Wb	Indukční tok

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
SIDS	Syndrom náhlého úmrtí novorozence (Sudden Infant Death Syndrome)
USB	Universal Serial Bus
NI DAQ	National Instruments Date acquisition (Sběr dat)

## Seznam použitých obrázků

<b>Obr. 1.1:</b> Výrobek MonBaby aplikovaný na oděv dítěte (převzato z [10]).....	13
<b>Obr. 1.1:</b> Porovnání běžné metody a výrobku Bambi Belt (vpravo) [13].....	14
<b>Obr. 1.2:</b> Výrobek Nanny (převzato z [14]).....	15
<b>Obr. 1.3</b> Monitor dechu Babysense II (převzato z [15]) .....	16
<b>Obr. 1.4</b> Piezoelektrický krystal a jeho výbrus s popisem os (převzato za [19]).....	17
<b>Obr. 2.1:</b> Vrchní vnější část sensor. desky .....	22
<b>Obr. 2.2:</b> Spodní vnitřní část sensor. desky .....	22
<b>Obr. 2.3:</b> Vrchní vnitřní část sensor. desky.....	22
<b>Obr. 2.4:</b> Piezoelektrický senzor .....	23
<b>Obr. 2.5:</b> Schéma zapojení při měření .....	23
<b>Obr. 2.6:</b> Ilustrativní obrázek karty NI DAQ USB 6009 (převzato z [25]).....	24
<b>Obr. 2.7:</b> Dělič napětí [24].....	25
<b>Obr. 2.8:</b> Inkubátor – čelní pohled (převzato [26]).....	26
<b>Obr. 3.1:</b> Citlivostní mapa sensorové desky.....	28
<b>Obr. 3.2:</b> Signál sensorové desky při zatížení.....	28
<b>Obr. 3.3:</b> Zjednodušený model novorozence. Fotografie: autor.....	29
<b>Obr. 3.4:</b> Simulace dechů novorozence ve vypnutém inkubátoru.....	29
<b>Obr. 3.5:</b> Průběh napětí ve vypnutém inkubátoru bez dechu.....	30
<b>Obr. 3.6:</b> Průběh vypnutého inkubátoru z programu Signal Express.....	30
<b>Obr. 3.7:</b> Průběh napětí ve chvíli zapnutí inkubátoru.....	30
<b>Obr. 3.8:</b> Průběh napětí při zapnutém inkubátoru .....	31
<b>Obr. 3.9:</b> Průběh napětí zapnutého inkubátoru ze systému SignalExpress.....	31
<b>Obr. 3.10:</b> Průběh napětí při vypnutí inkubátoru .....	31
<b>Obr. 3.11:</b> Průběh napětí při simulaci dýchání a zapnutém inkubátoru .....	32
<b>Obr. 3.12:</b> Průběh napětí s otevřeným panelem inkubátoru.....	32
<b>Obr. 3.13:</b> Inkubátor použitý pro měření .....	33
<b>Obr. 3.14:</b> Průběh napětí sensorové desky z osciloskopu v blízkosti mobilního telefonu.....	33

<b>Obr. 3.15:</b> Průběh napětí sensorové desky v blízkosti mobilního telefonu (SignalExpress).....	34
<b>Obr. 3.16:</b> Signál napětí sensorové desky v blízkosti elektrické sítě.....	34

# 1 Úvod

Při monitorování dechu novorozenců dochází ke sledování základní životní funkce novorozence, proto včasné přivolání pomoci při selhání dýchání rozhoduje o životě pacienta. K tomuto sledování se na novorozeneckých odděleních dnes již běžně používají elektronické přístroje -tzv. monitory dechu, které jsou doporučovány pro použití jak v nemocničním, tak i v domácím prostředí.

Monitorováním dechu lze včas odhalit poruchy dechu, ohlásit zástavu dechu (apnoe) a předcházet tak syndromu náhlého úmrtí novorozence (SIDS). Při tomto syndromu dochází k neočekávané zástavě dechu, která při včasné neodhalení může skončit náhlou smrtí dítěte bez žádných předchozích příznaků. Ročně v České republice dochází k několika desítkám případů neobjasněné smrti novorozence [1].

Monitory dechu mohou mít různé podoby a mohou využívat různá technologická řešení, avšak nejčastější způsoby sledování dechové aktivity jsou založeny na vyhodnocování změny impedance tkáně při nádechu a výdechu nebo se využívá principu sledování četností pohybu hrudníku, resp. pohybů celého těla, pomocí citlivého, piezoelektrického senzoru tlaku.

Posledně jmenované monitory dechu se typicky skládají z ovládací jednotky a senzorové desky, která se umísťuje pod novorozence, např. do dětské postýlky. Vzhledem k vysoké citlivosti použitého senzoru jsou však registrovány veškeré mechanické vibrace z okolí lůžka, ale tyto vibrace nejsou přístrojem rozlišovány z hlediska původu.

Výrobci monitorů dechu na tyto skutečnosti poukazují v návodech k použití, kdy např. ventilátorem, průvanem, ledničkou, některými hračkami nebo silnými kroky lze negativně ovlivnit funkčnost monitorů. Pokud senzorová jednotka snímá rušivé vibrace, může nastat situace, kdy systém monitoru dechu neohlásí alarm při zástavě dechu dítěte, což může vést k fatálním následkům.

Vzhledem k tomu, že monitory dechu jsou ve velké míře používány nejen v domácím prostředí ale i v nemocničním prostředí, nelze vyloučit selhání jednotlivce a nedodržení pokynů v návodech k použití dotčených přístrojů. Proto je cílem této práce prověřit vliv exogenních artefaktů na činnost monitorů dechu a přispět tak k širší diskusi o vhodném používání těchto prostředků.

## 1.1 Teoretický úvod do problematiky monitorace dechu novorozence

### 1.1.1 Dýchání

Dýchání je jednou ze základních fyziologických funkcí organismů. Jde o proces výměny plynů mezi organismem a okolním prostředím. Dochází k příjmu kyslíku a následnému transportu do tkání, kde dochází k jeho spotřebování a odvádění oxidu uhličitého z tkání, následně pak z organismu. Kyslík se vdechnutím dostane až do plicních alveol, ze kterých se difuzí dostává do krevních kapilár, které jsou hustě pokryty okolo alveol. Následně je kyslík v krevním řečišti navázán na erytrocyty a proniká ke všem tkáním. Biologickou oxidací ve tkáních je kyslík spotřebován a vzniká oxid uhličitý, ten je transportován opačným směrem přes krev do plicních alveol a nakonec vydechnut z organismu [2].

Vzhledem k zaměření této práce je důležitá mechanika dýchání, která je uskutečněná pomocí dvou fází: nádechu (inspirace) a výdechu (expirace). Výdech je pasivní děj, kdy se bránice posunuje směrem vzhůru a vnitřní mezižeberní svaly jsou stahovány směrem dolů, dochází tedy k zmenšování hrudníku. Nádech je aktivní děj, při kterém se bránice pohybuje směrem dolů, a vnější mezižeberní svaly zvedají žebra směrem vzhůru, dochází tedy k zvětšování hrudníku. Pro nádech a výdech je důležitý negativní tlak v pleurální dutině mezi plícemi a hrudníkem. Při nádechu směřuje tlakový spád do plic, protože se zvětší hrudník i plíce. Tím se sníží tlak v plicním prostoru a nastane nasávání vzduchu do plic. Na rozdíl od výdechu, kdy tlakový spád směřuje z plic a vzduch je vydechnutý z plic [2]. U dospělého člověka je klidová dechová frekvence 12-15 dechů za minutu [3]. U novorozence je dýchání klidné, ale lehce nepravidelné, tato frekvence se nachází v rozmezí mezi 40 a 60 dechů za minutu [4].

## 1.2 Monitory dechu pro novorozence

U novorozenců i kojenců je sledování dechu velmi důležité, především během spánku. Při tomto sledování lze odhalit poruchy dechu, ale jde hlavně o včasné odhalení apnoe ve spánku nebo tzv. syndromu náhlého úmrtí novorozence (SIDS), kdy dojde k zástavě dechu a náhlému úmrtí bez žádných předchozích příznaků. V současné době existuje celá řada zařízení – monitorů dechu, hlavní principy jsou popsány a diskutovány níže.

### 1.2.1 Dostupné monitory dechu

Na trhu je dostupné několik monitorů dechu na různých principech. Mezi nezdravotnické prostředky patří například monitor **Cocoon Cam** (Cocoon Cam, USA), který pomocí kamery posílá video záznam jak o pohybech v postýlce, tak i záznam o dechové frekvenci přímo do smartphonu rodiče. Toto snímání je založeno na tzv.

počítačovém vidění, což je odvětví výpočetní techniky a vývoje softwaru, které vytváří zařízení schopné získávat informaci ze zachyceného obrazu [5].

Dalším nezdravotnickým prostředkem je monitor dechu **Angelcare** (Angelcare, Kanada), které jsou kombinovány s dětskou chůvičkou nebo videochůvičkou. Pohyby, a to především dechové, jsou snímány pomocí senzoru ve snímací podložce umístěné pod matrací. Pokud není detekován pohyb po dobu 20 sekund, zazní alarm [6].

Monitory dechu **SafeToSleep** fungují na základě technologie optických vláken, Breath Optics. Technologie Breath Optics je extrémně citlivá, zahrnuje pružné vlákno spojené s řídicím systémem snímačů, které je schopné detekovat i tak slabé pohyby jako je dýchání novorozence. Optická vlákna jsou vlivem dechových pohybů deformována, což ovlivňuje optickou dráhu světla. Monitory SafeToSleep byly testovány pro medicínské použití [7][8].

Mezi výrobky fungující na technologii optických vláken dále patří produkty od značky **iBabyGuard**, které byly testovány v nemocnici. Na trhu jsou dva produkty, jeden s řídicí jednotkou a druhý využívá zařízení Android nebo Apple [9]. U obou výrobků fungujících na technologii optického vlákna se miminko pokládá přímo na snímací podložku.

Výrobek **MonBaby** (MonDevices, USA) má podobu tlačítka, které lze snadno připnout přímo na oděv miminka, a pomocí senzoru na principu akcelerometru jsou snímány dýchací pohyby, průběh monitorování mohou sledovat rodiče na smartphonu a případná zástava dechu je ohlášena alarmem. MonBaby (obr. 1.1) slouží k domácímu používání, nejedná se o zdravotnický prostředek [10]. Podobným produktem je klips **Respisense**, který lze snadno připnout k pleničce miminka. Pokud po 20 sekund nezjistí změnu tlaku, spustí alarm [11].

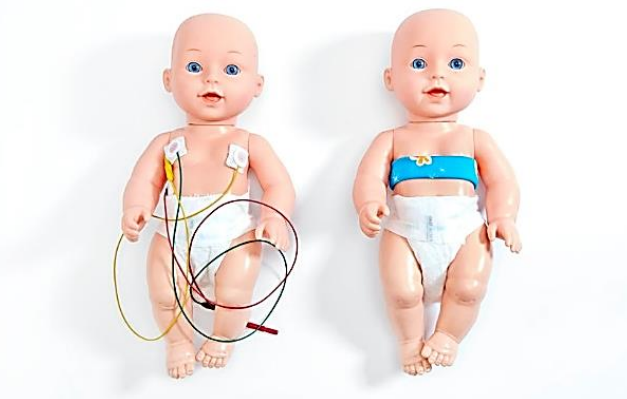


**Obr. 1.1:** Výrobek MonBaby aplikovaný na oděv dítěte (převzato z [10])

Dechová frekvence lze měřit také metodou impedanční pletysmografie nebo také impedanční pneumografie, která umožňuje měřit všechny objemy a kapacity plic i odpor dýchacích cest. Tato metoda je založena na principu impedančních změn v průběhu dýchání. K měření se používá nejčastěji jeden pár elektrod sloužících jako budící i měřící. Někdy se pro toto měření používají EKG elektrody. Elektrody se umísťují na hrudník

podél střední axilární čáry z obou stran. Při nádechu se zvětšuje objem plic, klesá vodivost a zvyšuje se elektrická impedance hrudníku. Za normálních respiračních podmínek je vztah mezi změnou impedance a změnami objemu plic lineární. Přes snímací elektrody pro EKG se nechá protékat malý proud o kmitočtu okolo 60 kHz. Změny napětí na 14 elektrodách způsobené tímto proudem jsou v rytmu dýchání. Z nich je pak dechová frekvence vyhodnocována [12].

Novinkou na trhu fungující na impedanční metodě je bezdrátový monitor vitálních funkcí **Bambi Belt** (Bambi Medical, Nizozemsko). Kromě dýchání tedy monitoruje i aktivitu srdce a teplotu dítěte. Pro běžné metody se používají lepící elektrody s kabely. Lepící elektrody se často sundávají, to je pro dítě bolestivé, stresující a nešetrné k jejich citlivé kůži. Výrobek Bambi Belt (obr. 1.2) umožňuje snadnější manipulaci hlavně s předčasně narozenými dětmi, které jsou v inkubátoru [13].



**Obr. 1.2:** Porovnání běžné metody a výrobku Bambi Belt (vpravo) [13]

### 1.2.2 Monitory dechu založené na principu změny tlaku

Na českém trhu jsou nabízeny tři monitory dechu, které jsou certifikované jako zdravotnický prostředek. Jedná se o výrobky **Nanny**, **Babysense** a **Baby Control Digital**, které se od sebe mírně liší technickými parametry jako například rozměry snímacích jednotek nebo dobou, po které se spustí alarm. V těchto monitorech dechu je umístěn piezoelektrický senzor fungující na principu piezoelektrického jevu. Tento jev je založený na schopnosti deformace krystalu, na kterém se při působení mechanického napětí vytvoří elektrické napětí.

Výrobek **Nanny** (Jablotron, Česká republika) se skládá z řídicí jednotky vyhodnocující signál a snímací podložky uložené pod matrací. Pokud se miminko nenadechne po dobu 20 sekund nebo se sníží dechová frekvence pod 8 nádechů za minutu, na řídicí jednotce se rozsvítí červené světlo a ozve se zvukový alarm. V případě, že je vše v pořádku a miminko klidně spí, na řídicí jednotce při nádechu problikne zelená signálka [14]. Výrobek Nanny je znázorněný na obrázku 1.3.



**Obr. 1.3:** Výrobek Nanny (převzato z [14])

Monitor dechu **Baby Control Digital** (VMD 95 Kereskedelmi és Szolgálató Kf, Maďarsko) se liší od monitorů Nanny a Babysense zobrazováním číselné hodnoty vyjadřující sílu detekce dýchacích pohybů na displeji řídicí jednotky. Citlivost snímaných pohybů lze nastavit. Po připojení více sensorových podložek ve více postýlkách lze sledovat dýchání u dvojčat. Zvukový alarm se spustí, pokud po dobu 12 sekund nedojde k zaznamenání snímaného pohybu [16].

Výrobky **Babysense** (Hisense, Izrael) jsou velmi podobné předchozím, ale nabízejí více možností. Základní výrobek je Babysense 1, složený z jedné snímací podložky a řídicí jednotky. Babysense 2 se liší pouze v počtu snímacích podložek, dvě podložky lépe detekují pohyb u větších dětí, které se pohybují po celé postýlce. Babysense 5 má možnost nastavitelné citlivosti a liší se kulatými sensorovými deskami [15].

## **Babysense II**

Pomocí Babysense II bylo měřeno v bakalářské práci. Výrobek od Izraelské společnosti Hisense je certifikovaný monitor dechu pro novorozence a kojence používaný ve zdravotnických zařízeních i v domácím prostředí. Jedná se o monitorovací zařízení, které pomáhá rodičům nebo zdravotnickému personálu odhalit nebezpečí v podobě dýchacích potíží a zástavy dechu.

Přístroj snímá pohyby dítěte, pokud dojde k zástavě dechu na více než 20 sekund nebo dechová frekvence klesne pod 10 nádechů za minutu, spustí se světelný a zvukový signál.

Přístroj se skládá ze sensorové desky a kontrolní jednotky. Sensorová deska o rozměru 400x270mm z ABS plastu je složená ze dvou do sebe zapadajících desek, které jsou od sebe odtlačovány šesti tlačnými pera. Tato pera zajišťují stlačitelnost sensorové desky. Uprostřed sensorové desky je umístěn piezoelektrický snímač fungující na principu piezoelektrického jevu. Stlačením desek dojde k mechanickému namáhání, změnu tlaku zaznamená piezoelektrický senzor, pomocí kterého vzniká elektrické napětí a sensorová deska tedy generuje napěťový signál. Sensorová deska se umísťuje pod



matraci přímo na dno postýlky. Deska je spojovacím kabelem připojená s kontrolní jednotkou.

Na kontrolní jednotce jsou tři kontrolky. Zelená bliká, pokud sensorová deska zaznamenává pohyb dítěte. Další kontrolka se rozsvítí při stavu nízkého napětí baterie a je nutné baterie vyměnit. V případě, že se zastaví dech na 20 sekund nebo klesne dechová frekvence pod 10 dechů za minutu, rozsvítí se třetí kontrolka – červeně a ozve se zvukový alarm.

Při instalaci monitoru dechu je nutné ověřit správnou funkčnost, pro kterou výrobce v návodu k použití uvádí test k odhalení rušivých vlivů okolí. Postup tohoto testu je následující. Nejprve je nutno provést kontrolu blikání zelené kontrolky ve chvíli, kdy je dítě v postýlce. Následně provést vyjmutí dítě z postýlky a vypnutí monitoru. Po vypnutí je třeba vyčkat alespoň 1 minutu, aby nastalo k uklidnění matrace v důsledku odstranění hmotnosti dítěte. Poté je třeba opět zapnout bez pohybu (dítě tedy není v postýlce). V případě, že zelená kontrolka bliká, indikuje monitor rušivé vlivy prostředí, které jsou snímány jako záznamy falešných pohybů. Pokud je monitor v pořádku a nejsou snímány rušivé vlivy prostředí, důvodu neexistence pohybů dýchání dítěte by se po 20-ti sekundách měl spustit zvukový alarm [17].



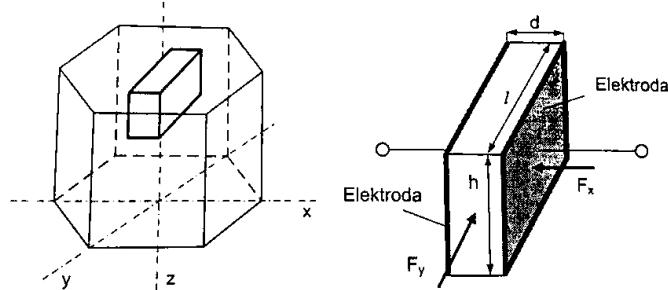
**Obr. 1.4:** Monitor dechu Babysense II (převzato z [15])

### 1.2.3 Piezoelektrický snímač tlaku

V monitoru dechu Babysense II, který byl použit pro měření v bakalářské práci, je umístěn piezoelektrický senzor tlaku. Tento snímač dokáže v závislosti na mechanické deformaci generovat elektrické napětí. Vzniklé napětí je řádově  $10^{-7}$  V/Pa.

Piezoelektrický snímač tlaku funguje na principu piezoelektrického jevu. Tento jev je založený na schopnosti deformace krystalu při působení mechanického napětí vytvořit elektrické napětí. Působením tlakovou silou na krystal se mění vnitřní struktura krystalu. Při deformaci se v krystalické mřížce vychylují ionty ze svých původních pozic. Těžiště opačných (kladných a záporných) iontů se od sebe vzdalují a na plochách krystalu vznikne elektrický náboj. Pokud mechanické napětí přestane působit, vše se vrátí do původního stavu, tento jev je tedy opakovatelný [18].

Krystaly vhodné k tomuto jevu jsou některá dielektrika, která nemají střed symetrie, proto jsou schopna vytvářet elektrický dipól. Mezi nejznámější patří monokrystalický křemen a křišťál. Piezoelektrický element lze získat vybroušením z krystalu, který má tři osy, v jejichž směru pak může docházet k namáhání. Na elektrodách připevněných k výbrusu vzniká elektrický náboj [19].



**Obr. 1.5:** Piezoelektrický krystal a jeho výbrus s popisem os (převzato za [19])

Napětí na elektrodách, lze v případě podélného piezoelektrického jevu, zjistit pomocí vztahu:

$$U_x = \frac{Q_x}{C} = \frac{k_p}{C} \cdot F_x = k_u \cdot F_x, \quad (1.1)$$

kde  $k_u$  [ $C \cdot N^{-1} \cdot F^{-1}$ ] je napěťová citlivost piezoelektrického elementu,  $k_p$  [ $C \cdot N^{-1}$ ] je piezoelektrická konstanta a  $F_x$  [N] je síla působení ve směru osy  $x$ . Kapacita  $C$  [F] mezi polepy výbrusu a  $Q_x$  [C] je elektrický náboj vzniklý na stěnách kolmých k elektrické ose. Tento elektrický náboj lze vypočítat vztahem:

$$Q_x = P_e \cdot S_x = k_p \cdot F_x, \quad (1.2)$$

kde  $F_x$  [N] je síla působení ve směru osy  $x$  na stěnu s plochou  $S_x$  [ $m^2$ ].  $P_e$  je vektor polarizace rovnoběžný s osou  $x$ , který je úměrný působícímu mechanickému tlaku a lze vypočítat vztahem:

$$P_e = k_p \cdot p_x = k_p \cdot \frac{F_x}{S_x}, \quad (1.3)$$

kde  $p_x$  [Pa] je tlak, který vzniká působením síly  $F_x$  [N] na plochu  $S_x$  [ $m^2$ ] [19].

## 1.2.4 Snímání rušivých vlivů

Piezoelektrický snímač tlaku se nachází v monitoru dechu pro novorozence, na snímač i celé zařízení působí okolní vlivy, které mohou negativně ovlivnit funkci monitoru. Nejzávažnějším selháním při monitorování dechu je neohlášení zástavy dechu akustickým alarmem. K tomuto případu zřejmě došlo např. v září roku 2017 v benešovské nemocnici, kdy zdravotnický personál nezjistil včas zástavu dechu novorozence, a vše skončilo úmrtím novorozence. Sestra z novorozeneckého oddělení potvrdila nefunkčnost

přístroje, kdy nebyl zdravotnický personál přivolán signalizací oznamující zástavu dechu [20].

Jednou z možných příčin nefunkčnosti přístroje může být snímání rušivých vlivů z okolí lůžka. Falešné vlivy by měly být odhaleny testem uvedeným v návodu k použití přístroje. Test se provádí zapnutím monitoru ve chvíli, kdy dítě není přítomné v postýlce. Pokud nastane rozsvícení zelené kontrolky a následně se po dobu 20 sekund nespustí zvuková výstraha, znamená to, že jsou snímány falešné pohyby. Tyto rušivé vlivy může způsobovat ventilace, mobilní telefon, průvan, klimatizace, elektrospotřebiče nebo silné otřesy v blízkosti postýlky. Aby se zamezilo špatnému fungování přístroje, musí se eliminovat zdroje těchto rušivých vlivů například odstíněním mobilních telefonů z blízkosti lůžka, zavřením oken, přenastavením ventilátoru nebo změnou umístění postýlky. Výrobce v návodu k použití doporučuje provádět test k odhalení rušivých vlivů každý den [17].

Okolní negativní rušivé vlivy mohou mít různý charakter mechanický nebo elektromagnetický. Nežádoucím vlivem na piezoelektrický snímač jsou i velké teplotní změny. U piezoelektrických látek je charakteristickou vlastností Curieova teplota, kdy při překročení této teploty dojde ke ztrátě piezoelektrické vlastnosti. Dojde k narušení vnitřního uspořádání nábojů, následně ztrátě spontánní polarizace látky, a proto látka ztratí piezoelektrické vlastnosti. Tato teplota je však výrazně vyšší než teplota, ve které je běžně monitor dechu pro novorozence umístěn, proto nemá na funkci monitoru dechu vliv [19].

### **Mechanické vlivy:**

Mezi mechanické vlivy patří mechanické vibrace, tedy kmitání určité mechanické soustavy. Lze si představit pohyb pružného tělesa nebo prostředí, kdy jeho jednotlivé body kmitání kolem své rovnovážné polohy. V případě, že se šíření kmitání do okolní látkovým prostředí jedná se o mechanické vlnění. Mechanické vlnění vzniká díky existenci vazebných sil mezi částicemi prostředí. Toto mechanické vlivy dokáže zaznamenat piezoelektrický snímač v podobě mechanického napětí [21].

Výrobce monitoru dechu pro novorozence na tyto vlivy upozorňuje v návodu k použití, ze kterého vyplývá, že činnost monitoru může být ovlivněna mechanickými vlivy, jako jsou například otřesy postýlky, podlahy, prouděním vzduchu v okolí monitoru způsobený ventilátorem, klimatizací nebo průvanem [17].

### **Elektromagnetické vlivy:**

Za elektromagnetické rušení je považován jev, kde energie přenášena pomocí elektromagnetické vazby narušuje funkci elektrického zařízení. V určitém elektromagnetickém prostředí je každé elektrotechnické zařízení současně zdrojem i přijímačem elektromagnetického rušení. Přesto lze vyjmout skupinu systémů, kde převažuje generování rušivých signálů. Mezi velmi důležitý parametr elektro-

magnetických rušivých signálů patří šířka kmitočtového pásma. Do úzkopásmového rušení patří například funkční (požadované) televizní nebo rozhlasový signál. V případě širokopásmového rušení se jedná o podstatnou část signálů vznikajících v průmyslu, kam patří nejrůznější technická zařízení, elektrické motory, výroba a přenos elektrické energie, elektronická zařízení atd. a všechny signály vznikající v přírodě [22].

Dále lze dělit rušení na vysokofrekvenční a nízkofrekvenční, do kterého patří energetické nízkofrekvenční rušení. Toto rušení se nachází v kmitočtovém pásmu od nuly do 2 kHz, působí na napájecí energetickou soustavu, které především vyvolává zkreslení napájecího napětí a odebíraného proudu v energetických sítích. Působí hlavně na napájecí obvody a projevuje se u zařízení (např. osvětlení, stroje, přístroje atd.) závislých na tvaru křivky napájecí sítě elektrické sítě. Zdrojem jsou zpravidla nelineární zátěže (V-A charakteristika zátěže je složitější než u lineární zátěže, průběh proudu je zkreslený) ve stejné síti. Vysokofrekvenční rušení nazvané radiové rušení, kde hranice jsou 10 kHz až 400 GHz.

Z hlediska šíření rušivého signálu lze rozdělit zdroje rušení na zdroje šířené vyzařováním (prostorem) a vedením (napájecím).

Mezi zdroje spojitého rušení trvalého nepřetržitě patří hlavně rozhlasové a televizní vysílače. Jejich signály mohou být parazitně injektovány do kabelových vedení nebo se šířit vyvažováním [22].

Rušení způsobené harmonickými složkami kmitočtu napájecí sítě 50 Hz, které jsou často produkovány již samotnými generátory při výrobě elektrické energie nebo mohou být přenášeny síťovými kabely. Tyto indukované signály mohou ovlivnit vnitřní komponenty systému a způsobit rušení. Nežádoucí signály mohou být tedy vyzařovány nebo přijímány síťovým kabelem, vzájemnými propojovacími kabely nebo kovovými kryty, i když nejsou tyto části určeny pro vedení signálů. Elektromagnetické rušení se šíří pomocí elektromagnetických vln vzduchem i přes kovové vodiče, které je účinnější. Zařízení, která jsou propojena svým okolím přes různá rozhraní (vzdušný prostor, spojovací kabely, napájecí vedení, stínění, zemnění, či datové a signálové vodiče), mohou být kromě žádaných signálů přeneseny i nežádoucí signály, které pak svým působením způsobují jeho rušení [23]. Naindukování vodiče lze popsat jevem elektromagnetické indukce, která nastává v nestacionárním magnetickém poli, kdy magnetické pole vytváří indukované elektrické pole, které lze popsat indukovaným napětím. Nestacionární magnetické pole může vyvolat např. nepohyblivý vodič, ve kterém se mění procházející proud nebo pohybující se permanentní magnet či elektromagnet. Jev elektromagnetická indukce je popsán fyzikální veličinou elektromagnetického toku, která lze vypočítat v případě umístění vodiče do homogenního pole magnetického pole vztahem:

$$\Phi = B \cdot S \cdot \cos\alpha, \quad (1.4)$$

kde  $B$  [T] je magnetická indukce,  $S$  [m<sup>2</sup>] je obsah plochy a  $\alpha$  [°] úhel, který svírá magnetickou indukci s normálovým vektorem plochy. V případě nestacionárního magnetického pole nastávají změny indukčního toku. Velikost indukovaného napětí popisuje Faradayův zákon elektromagnetické indukce, který zní: změní-li se magnetický indukovaný tok v uzavřeném vodiči za dobu  $\Delta t$  o  $\Delta\Phi$ , indukuje se ve vodiči elektromagnetické napětí, a pomocí vztahu:

$$U_i = -\frac{\Delta\Phi}{\Delta t}, \quad (1.5)$$

kde  $\Delta\Phi$  [Wb] je změna indukčního toku a  $\Delta t$  [s] změna času [21].

Elektromagnetické rušení bere výrobce v úvahu a v návodu k použití monitoru dechu Nanny doporučuje, aby bezdrátová zařízení komunikační techniky, jakými jsou bezdrátové domácí sítě, mobilní telefony, bezšňůrové telefony a jejich základnové stanice, přenosné stanice, které mohou nepříznivě působit na miminko a ovlivnit správnou funkčnost a použitelnost monitoru nebyli používány blíže než 1 m a radioamatérská zařízení blíže než 10 m od jakékoliv části monitoru [14]. U výrobku Babysense je upozorněno výrobcem, že pokud je přístroj použit v silném elektromagnetickém poli může dojít k selhání i přes to, že vyhovuje požadavkům na elektromagnetickou kompatibilitu podle nařízení vlády č. 169/1997 Sb [17].

### 1.3 Cíle práce

Z výše uvedeného zadání a analýzy současného stavu problematiky vyplývá konkrétní cíl této práce, tedy analyzovat a pomocí sady praktických experimentů vyhodnotit vliv artefaktů na funkčnost monitoru dechu pro novorozence.

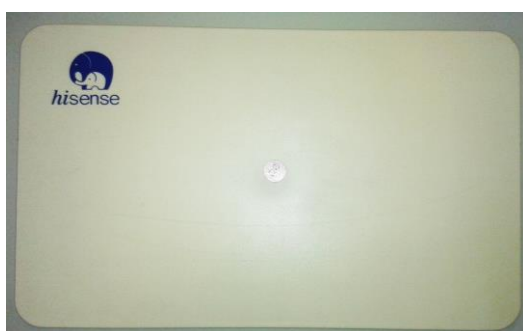
Nejprve je tedy třeba seznámit se s problematikou a samotným přístrojem. Dále se zaměřit na konkrétní vlivy, které mohou být pro přístroj rušivé. Poté je třeba provést navrhnuté experimenty, kterými budou vlivy ověřeny. Experimentálně bude ověřeno, zda inkubátor pro novorozence, mobilní telefon a napájecí síť způsobuje rušivé rušení pro monitor dechu. Jednotlivé experimenty budou vyhodnoceny. Pro simulaci nádechu dítěte je potřeba navrhnout a sestrojít model novorozence.

Tato práce má potenciální uživatele ale i stávající uživatele monitoru dechu pro novorozence upozornit na problematiky rušivých vlivů, které mohou být monitorem dechu snímány. Pokud jsou spolu s dechem snímány i rušivé vlivy, může dojít k selhání zařízení, které se projeví neohlášením zástavy dechu a to může mít fatální následky.

## 2 Metody experimentů

### 2.1 Snímací deska

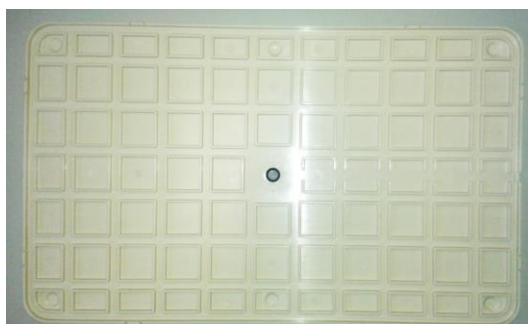
Pro měření byla použita snímací deska od firmy Hisense z výrobku Babysense II, nafocená deska je zobrazená na následujících obrázcích č. 2.1 až 2.3. Deska je vyrobená z ABS plastu a má rozměr 400x270 mm. Skládá se ze dvou do sebe zapadajících desek, které jsou od sebe odtačovány šesti tlačnými pery zajišťujícími stlačitelnost sensorové desky. Uprostřed sensorové desky je umístěn piezoelektrický snímač, znázorněný na obrázku 2.4.



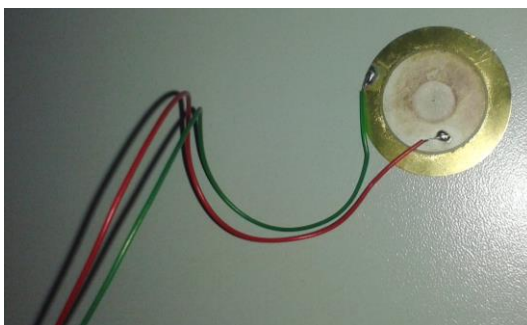
**Obr. 2.1:** Vrchní vnější část sensor. desky



**Obr. 2.2:** Spodní vnitřní část sensor. desky



**Obr. 2.3:** Vrchní vnitřní část sensor. desky



**Obr. 2.4:** Piezoelektrický senzor

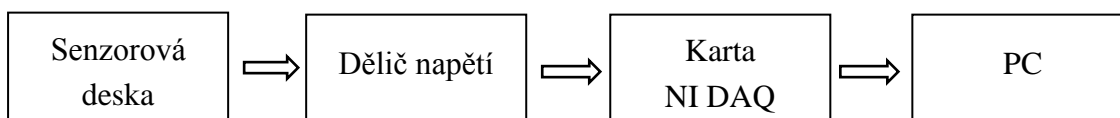
### 2.1.1 Ověření snímání a citlivosti sensorové desky

Pomocí osciloskopu připojenému k piezoelektrickému senzoru, který se nachází uprostřed snímací sensorové desky, byla proměřena mapa citlivosti. Sensorová deska byla uprostřed zatížena 2kg závažím, které simuluje zatížení dítětem. Měření probíhalo vždy zatížením z výšky 2 cm 1kg závažím v 9 rovnoměrně rozložených bodech. Piezoelektrický senzor přeměňuje mechanické napětí na elektrické, které následně bylo zobrazeno na osciloskopu. Z osciloskopu byla zaznamenávána hodnota napětí, ze kterých byla následně v programu Matlab vytvořená mapa citlivosti sensorové desky. Dále byl proveden test citlivosti v podobě fouknutí pevným papíru.

## 2.2 Simulace dýchání

Pro simulaci dechu novorozence byl sestaven zjednodušený model novorozence. Hmotnost novorozence byla simulována pomocí dvou PET lahví naplněných vodou, odpovídala 2 kg. Nádechy novorozence byly zajištěny pravidelným stisknutím nafouknutého balónku umístěného mezi lahvemi. Pravidelné stisknutí odpovídalo dechové frekvenci novorozence. Stlačení nafouknutého balónku způsobilo oddálení lahví od sebe, tedy simulaci dýchacích pohybu při nádechu.

## 2.3 Měření navržených experimentů



**Obr. 2.5:** Schéma zapojení při měření

Schéma zapojení obrázku 2.5 znárodňuje proces detekce měřeného signálu z monitoru dechu. Sensorová deska monitoru dechu je umístěna v prostředí, kde předpokládáme rušivé vlivy. V sensorové desce je umístěn piezoelektrický senzor schopný detekovat signál napětí, které je nutné přizpůsobit rozmezí USB karty NI DAQ USB 6009, ta dokáže mapovat vstupní napětí v rozmezí 0 až 10 V. Přizpůsobení tomuto rozmezí bylo provedeno pomocí děliče napětí 10:1. Pro zobrazení signálu napětí a



rušivých vlivů byl použit osciloskop, připojený k děliči napětí, nebo systém SignalExpress, který dokáže analyzovat spektrum elektromagnetického rušení.

SignalExpress je interaktivní software pro zaznamenávání dat, umožňuje rychle zpracování, analýzu a prezentaci z mnoha přístrojů. Ze systému SignalExpress lze přetáhnout data do aplikace Microsoft Excel, ve kterém mohou být data uložena a dále zpracována [24].

Karta NI DAQ USB 6009 (National Instruments, USA) NI DAQ je měřicí karta, která umožňuje sběr dat při procesu měření elektrických nebo fyzikálních veličin, jako je napětí, proud, teplota či tlak. Sběr dat na bázi PC používá kombinaci modulárního hardwaru a flexibilního softwaru pro transformaci standardního přenosného na uživatelsky definovaný měřicí či řídicí systém [25]. Ilustrativní obrázek karty je znázorněn na obrázku 2.6.



**Obr. 2.6:** Ilustrativní obrázek karty NI DAQ USB 6009 (převzato z [25])

### Odporový dělič napětí

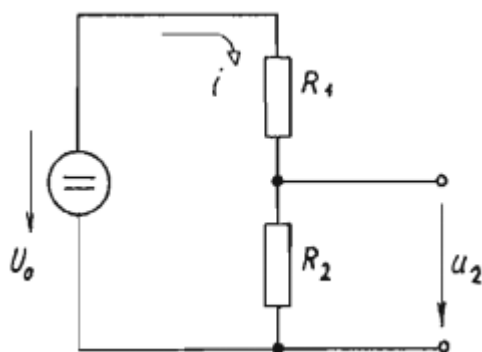
Hodnoty získané signálem detekovaným ze senzoru nabývají vyšších hodnot, než může karta NI DAQ detekovat, proto musí být použit dělič napětí. Ten slouží k získání úměrně menšího výstupního napětí než je napětí vstupní. Byl použitý odporový dělič napětí složený ze dvou v sérii zapojených odporů.

Vztah pro dělič:

$$U_{výst.} = U_{vst.} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}, \quad (2.1)$$

kde  $U_{výst.}$  je výstupní napětí,  $U_{vst.}$  je vstupní napětí,  $R_1$  a  $R_2$  jsou odpory navrhovaného děliče [24].

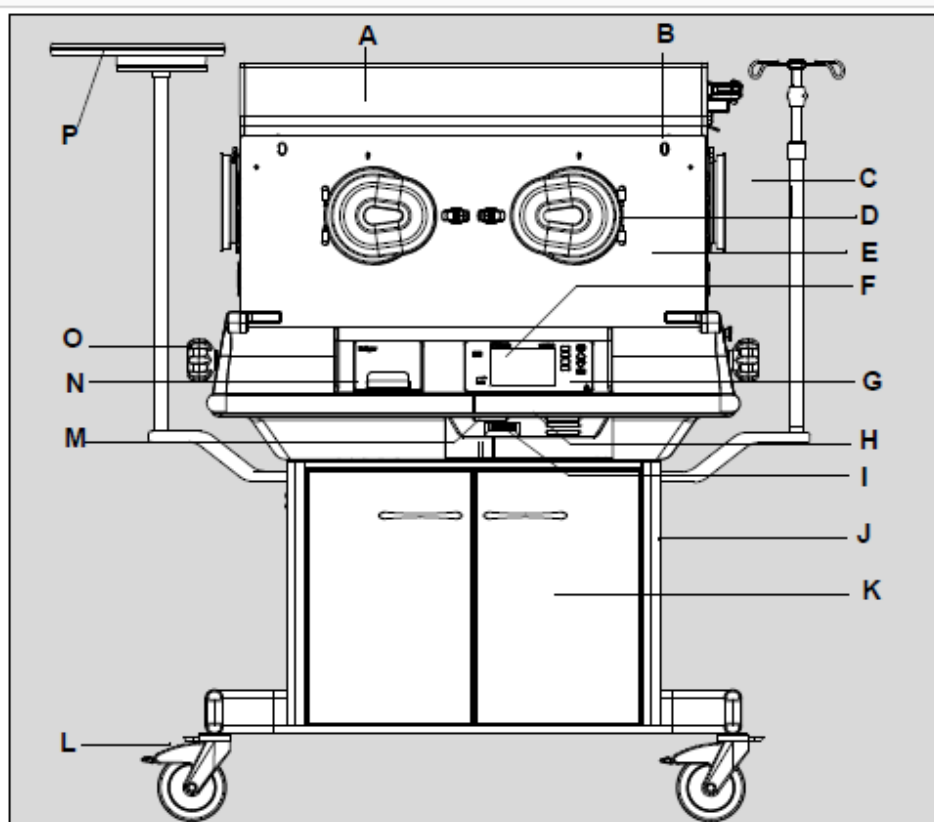
Zapojení napěťového děliče je znázorněno na následujícím obrázku 2.7.



Obr. 2.7: Dělič napětí [24]

### 2.3.1 Artefakty vzniklé vlivem činnosti inkubátoru

K měření artefaktů způsobených inkubátorem byl použit novorozenecký inkubátor Isolette C2000 (Draeger Medical Systems, Inc., USA), který poskytuje kontrolované prostředí pro předčasně narozené i donošené děti. Je určen pro regulaci tělesné teploty, koncentrace kyslíku a vlhkosti vzduchu. Inkubátor z čelního pohledu, je znázorněn na obr. 2.8.



- |                              |   |
|------------------------------|---|
| A Příklad                    | J Stojan se skříňkou                                  |
| B Zajišťovací zarážka        | K Dvířka skříňky (volitelná)                          |
| C Infuzní stojan (volitelný) | L Samostavné kolečko (s brzdou)                       |
| D Otvor pro ruku             | M Zásuvka síťového napájecího kabelu inkubátoru       |
| E Přístupový panel           | N Zvlhčovací nádrž (volitelná)                        |
| F Obrazovka                  | O Ovladač k nastavování Trendelenburgovy polohy lůžka |
| G Přední panel regulátoru    | P Polička pro odkládání (volitelné)                   |
| H Sériový port               |   |
| I Vypínač inkubátoru         |   |

**Obr. 2.8:** Inkubátor – čelní pohled (převzato [26])

V návodu k použití je uvedeno, že inkubátor způsobuje elektromagnetické rušení a také varování, že se v těsné blízkosti nemají používat zařízení, do kterých spadá i monitor dechu [26].

Spuštěním inkubátoru, ve kterém byl pod matrací umístěn monitor dechu pro novorozence, může docházet ke vzniku elektromagnetickým rušivých vlivů. Jedním z nich je šum, který ovlivňuje tvar užitečného snímaného signálu a obvykle je periodického charakteru. Dále zde může docházet k snímání rušivých signálů impulzního charakteru, které často vznikají spuštěním elektrických obvodů.

Měření artefaktů vzniklých inkubátorem bylo provedeno pomocí osciloskopu připojenému k snímací sensorové desce přes dělič napětí. Nejprve byl měřen napěťový signál sensorové desky při běžném dýchání simulovaným pomocí zjednodušeného modelu novorozence ve vypnutém inkubátoru. Následně byl měřen signál při zapnutí, chodu a vypnutí inkubátoru. Následně bylo provedeno měření průběhu napětí pomocí

USB karty NI DAQ a programu SW SignalExpress. Na měřený signál byl použit filtr dolní propust.

### **Otevřený přístupový panel**

Pomocí inkubátoru byl také měřen vliv otevření přístupového panelu, kdy dochází k zrychlení chodu ventilátoru. Přístupový panel umožňuje manipulaci s novorozencem, pokud nastane otevření panelu, dochází k ovlivnění ostatních funkcí, zejména vliv na regulaci teploty. K zahřívání novorozence inkubátor používá systém řízené cirkulace vzduchu. Regulované množství okolního vzduchu je do inkubátoru načerpané přes vstupní vzduchový filtr pomocí motorem poháněného hnacího kola v základně. Hnací kolo recirkuluje vzduch. Celkový přítok čerstvého a recirkulovaného vzduchu proudí okolo ohřívače. Přes otvory na přední a zadní straně hlavní desky pronikne vzduch do prostoru pro novorozence. Průtok se rozděluje na dva proudy, jeden prochází mezi vnitřní a vnější stěnou předního přístupového panelu a druhý mezi vnitřní a vnější stěnou zadního přístupového panelu. Po dokončení cirkulace v prostoru pro pacienta se vzduch vrátí otvorem na pravém konci hlavní desky zpět do hnacího kola. Pokud je přední nebo zadní přístupový panel otevřený, proudí vzduch dále nahoru okolo otvoru, kde vytváří clonu teplého vzduchu. Tato clona minimalizuje pokles teploty vzduchu v inkubátoru [26].

Měření bylo provedeno otevřením přístupového panelu inkubátoru, ve kterém byl umístěn monitor dechu. Pomocí USB karty NI DAQ a programu SW SignalExpress byl měřen napěťový signál sensorové desky a jeho změny po otevření přístupového panelu.

### **2.3.2 Artefakty vzniklé vlivem telefonního mobilu**

Bylo provedeno měření rušivých vlivů způsobených telefonním mobilem, kdy byl na matraci nad monitorem dechu položen mobilní telefon. Ve chvíli, kdy telefon zvonil, byl ze sensorové desce snímán průběh napětí. Toto měření bylo nejprve provedeno pomocí osciloskopu a následně i pomocí USB karty NI DAQ a systému SW SignalExpress. Při měření byl použit filtr typu dolní propust.

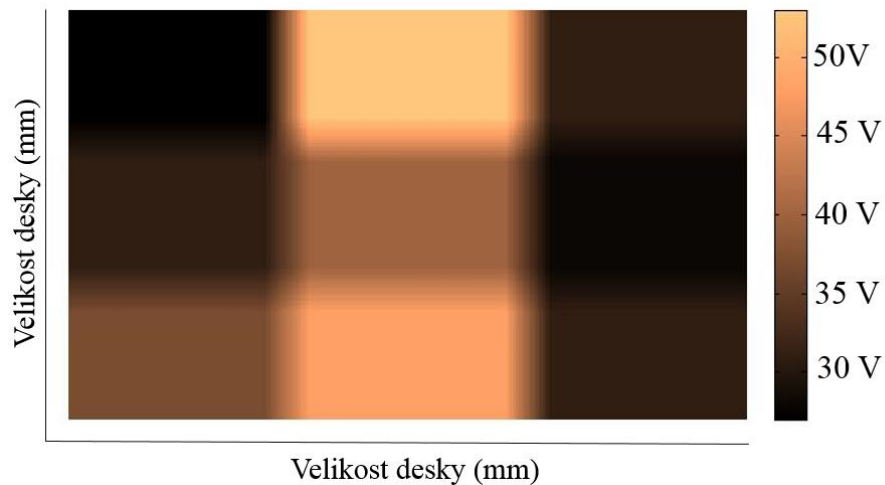
### **2.3.3 Artefakty vzniklé vlivem napájecí sítě**

Bylo provedeno měření rušivých vlivů vzniklých působením napájecí sítě v blízkosti monitoru dechu pro novorozence. Napájecí síť byla zprostředkována síťovým kabelem osobního přenosného počítače. Tento kabel byl umístěn v blízkosti monitoru dechu. Toto měření bylo provedeno pomocí USB karty NI DAQ a systému SW SignalExpress. Při měření byl použit filtr typu dolní propust. Vlivy elektromagnetického rušení způsobené napájecí sítí jsou popsány v teoretické části bakalářské práce.

## 3 Výsledky

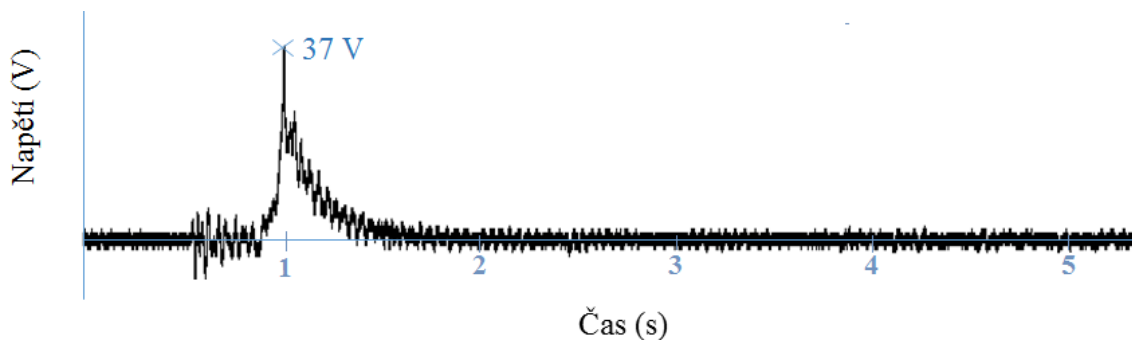
### 3.1 Ověření snímání a citlivosti sensorové desky

Pomocí programu Matlab byla vytvořena citlivostní mapa sensorové desky znázorněná na následujícím obrázku 3.1. Mapa představuje velikost sensorové desky a hodnoty snímaného napětí při zatěžování devíti bodů. Vytvořený kód v Matlabu pro získání této citlivostní mapy je k nahlédnutí v příloze A.



**Obr. 3.1:** Citlivostní mapa sensorové desky

Průběh napětí zobrazovaný na osciloskopu při položení závaží na desku během měření citlivostní mapy je znázorněn na následujícím obrázku 3.2.



**Obr. 3.2:** Signál sensorové desky při zatížení

Zvířením vzduchu nad deskou zatíženou 2 kg byla pomocí pohybu papírem naměřena hodnota 800 mV.

## 3.2 Simulace dýchání

Dýchání novorozence bylo simulováno pomocí sestrojeného zjednodušeného modelu. Tento model je vyfotografován na následujícím obrázku 3.3.



Obr. 3.3: Zjednodušený model novorozence. Fotografie: autor

## 3.3 Odporový dělič

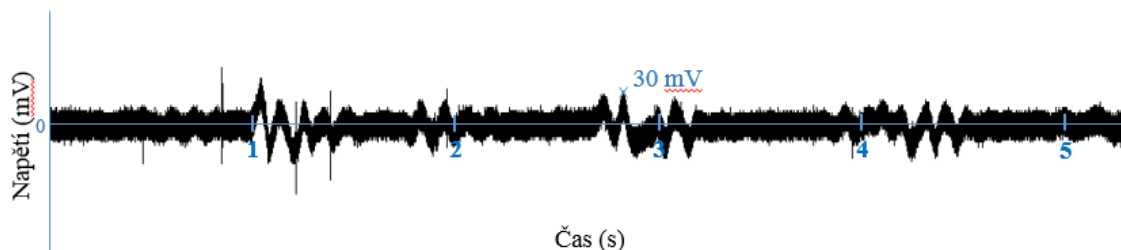
Pro návržení vhodného děliče napětí bylo nutno zvolit vhodné odpory. K výpočtu těchto odporů byl použit vztah (2.1), kde  $U_{\text{výst.}}$  je výstupní napětí,  $U_{\text{vst.}}$  je vstupní napětí,  $R_1$  a  $R_2$  jsou odpory navrhovaného děliče. Maximální hodnota výstupního napětí je 10 V, kdy se jedná o přizpůsobení pro USB kartu NI DAQ. Maximální vstupní hodnota byla měřena pomocí osciloskopu a vykonáním velkého tlaku na sensorovou desku, tato hodnota dosahovala 100 V. Výpočtem pomocí vztahu (2.1) bylo zjištěno, že vhodné odpory budou pro  $R_1 = 330 \Omega$  a pro  $R_2 = 330 \text{ k}\Omega$ .

## 3.4 Výsledky měření vzniklých artefaktů

V následující podkapitolách jsou znázorněny sledované průběhy napětí ze sensorové desky v různém prostředí. Hodnoty napětí jsou na všech obrázcích naměřeny zmenšené 10krát, protože byl kvůli rozsahu USB karty NI DAQ zapojené před dělič napětí. Nejprve byly naměřené situace získané pomocí osciloskopu, kdy jsou tyto hodnoty orientační povahy.

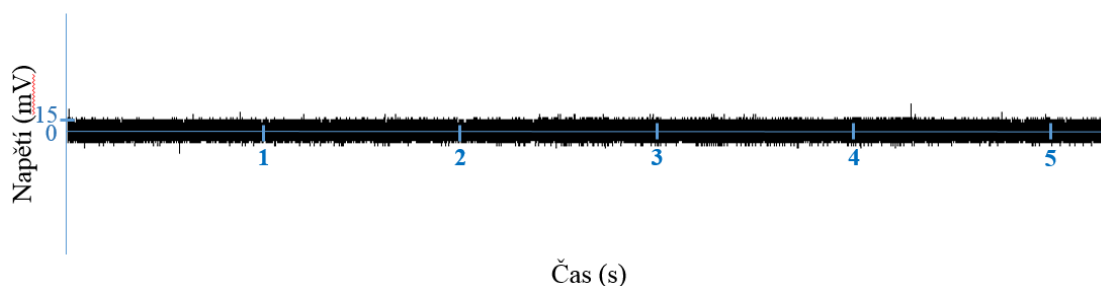
### 3.4.1 Artefakty vzniklé vlivem činnosti inkubátoru

Na obrázku 3.4 je zobrazený signál, který byl snímán při simulaci dechu novorozence ve vypnutém inkubátoru. Simulace dechu se opakuje přibližně za 1,5 sekundy a hodnoty napětí nádechu dosahují 30 mV.

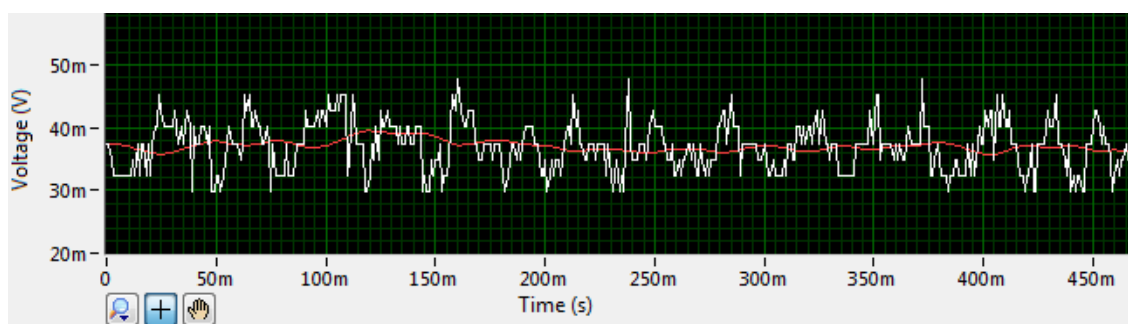


**Obr. 3.4:** Simulace dechů novorozence ve vypnutém inkubátoru

Obrázek 3.5 zobrazuje signál vypnutého inkubátoru bez dechu novorozence, kde nejsou sledovány žádné změny signálu. Tato situace je znázorněna i na obrázku 3.6, kde je znázorněn graf napětí v závislosti na čase získaný pomocí programu Signal Express. Tento signál je filtrovaný pomocí filtru typu dolní propust.

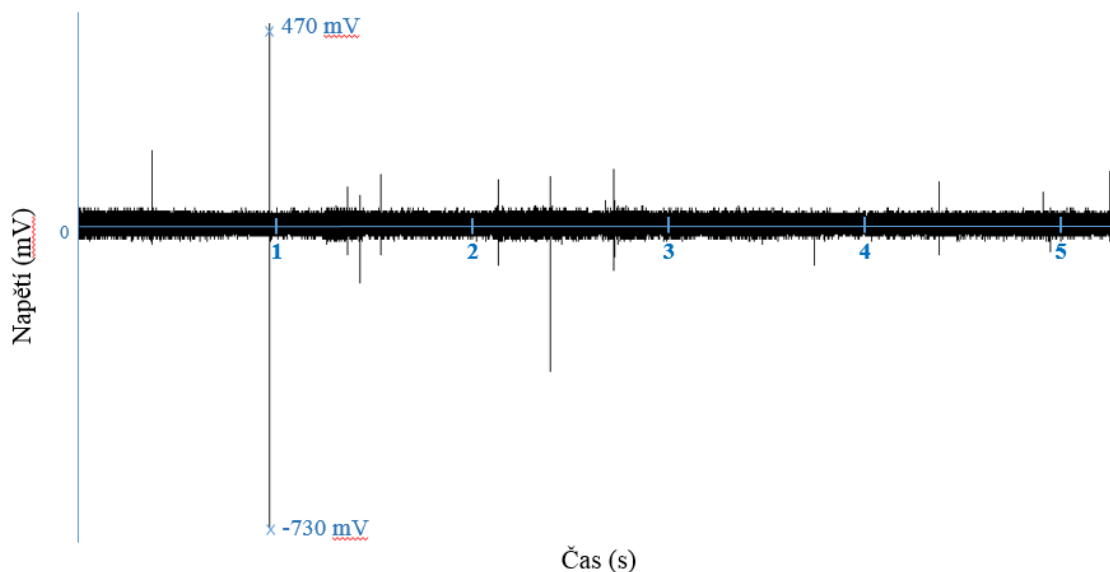


**Obr. 3.5:** Průběh napětí ve vypnutém inkubátoru bez dechu



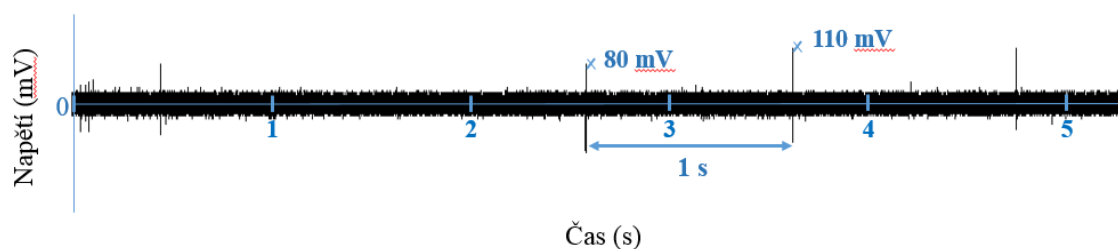
**Obr. 3.6:** Průběh vypnutého inkubátoru z programu SignalExpress

Obrázek 3.7 znázorňuje signál snímáný ze sensorové desky bez dechu novorozence ve chvíli zapnutí inkubátoru. Na začátku signálu ve chvíli zapnutí je viditelný výrazný impuls napětí.

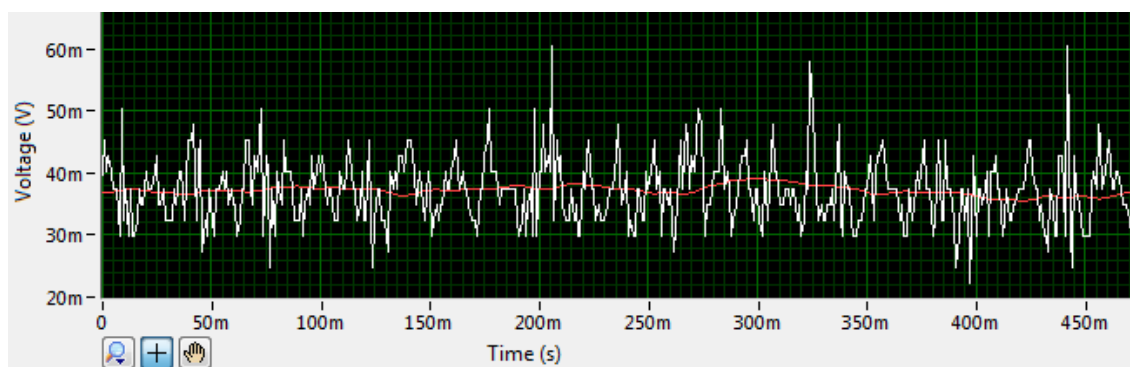


**Obr. 3.7:** Průběh napětí ve chvíli zapnutí inkubátoru

Obrázek 3.8 zobrazuje snímaný průběh signálu ze sensorové desky v zapnutém inkubátoru bez nádechu novorozence. Zde jsou pozorovány opakované impulzy v přibližně intervalech 1 sekundy. Hodnoty napětí impulzů jsou v rozmezí od 80 mV do 110 mV. Průběh filtrovaného signálu sledovaného v programu SignalExpress je znázorněn na obrázku 3.9, jsou zde viditelné opakované impulzy.



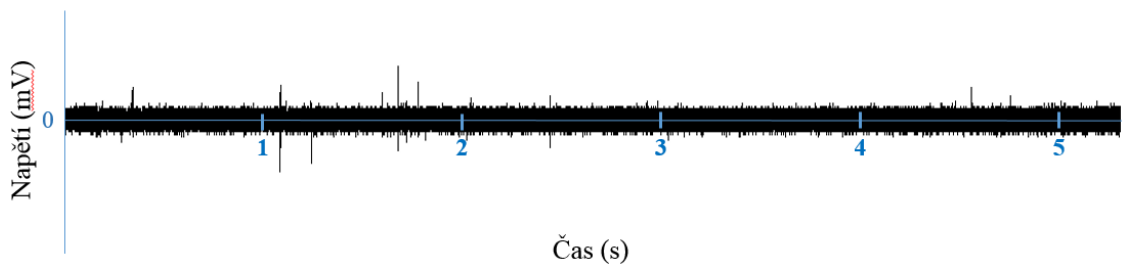
**Obr. 3.8:** Průběh napětí při zapnutém inkubátoru



**Obr. 3.9:** Průběh napětí zapnutého inkubátoru ze systému SignalExpress

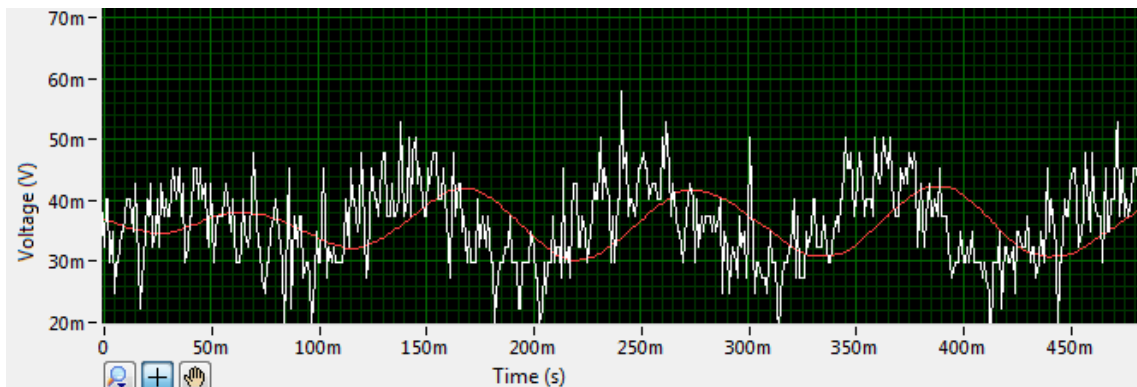
Následující obrázek 3.10 znázorňuje signál snímací desky bez dechu novorozence při vypnutí inkubátoru. Kde jsou v první části signálu viditelné impulzy, a po vypnutí inkubátoru v druhé části je signál bez těchto impulzů.





**Obr. 3.10:** Průběh napětí při vypnutí inkubátoru

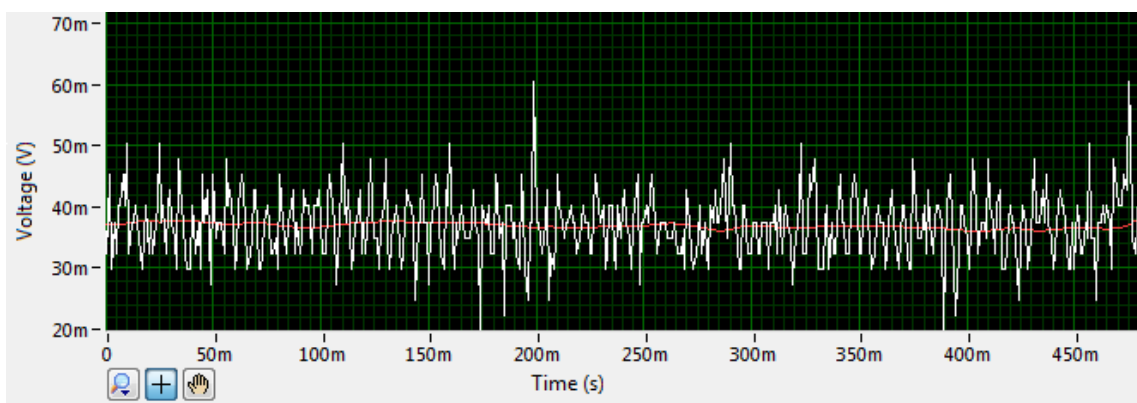
Průběh napětí snímáný monitorem dechu při zapnutém inkubátoru a simulaci dechu novorozence je znázorněn na obrázku 3.11, kde jsou viditelné velké změny napětí. Tyto hodnoty jsou filtrovány filtrem dolní propust.



**Obr. 3.11:** Průběh napětí při simulaci dýchání a zapnutém inkubátoru

### Otevření přístupového panelu

Na obrázku 3.12 je zobrazený signál ze snímací desky, který byl snímáný v zapnutém inkubátoru po dobu, kdy byl přístupový panel otevřen.



**Obr. 3.12:** Průběh napětí s otevřeným panelem inkubátoru

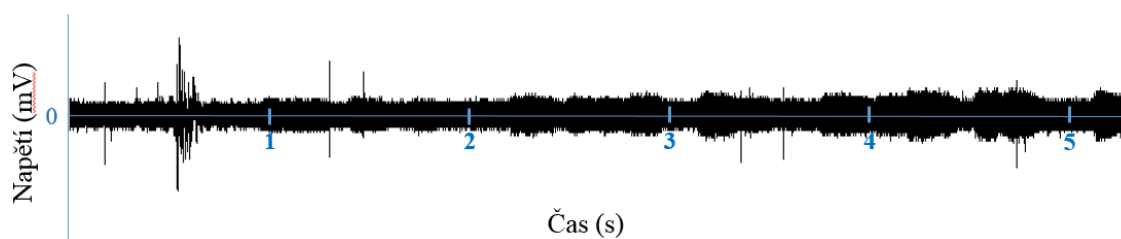
Následující fotografie (obr. 3.13) znázorňuje konkrétní inkubátor, ve kterém bylo měření prováděno.



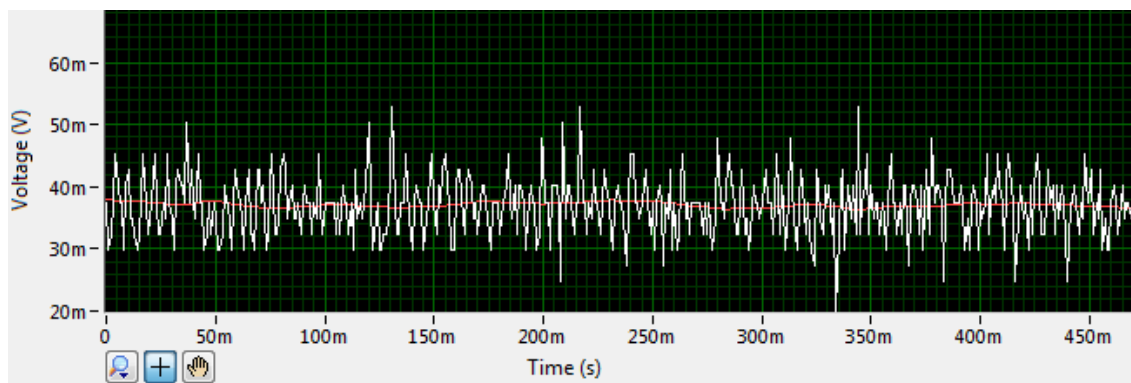
**Obr. 3.13:** Inkubátor použitý pro měření

### 3.4.2 Artefakty vzniklé mobilním telefonem.

Bylo provedeno měření rušení vzniklého přítomností mobilního telefonu v blízkosti senzorové desky monitoru dechu. Sledovaný průběh napětí z osciloskopu je znázorněný na obrázku 3.14 a z programu SignalExpress na obrázku 3.15, kde je viditelné kolísání napětí v čase.



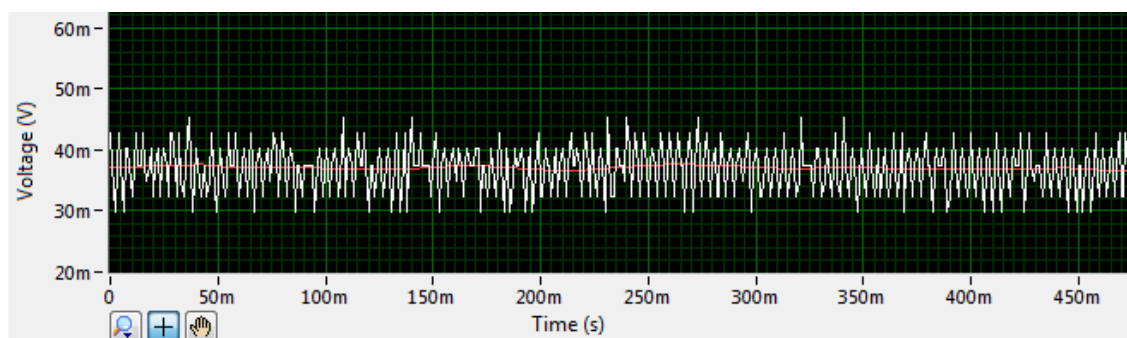
**Obr. 3.14:** Průběh napětí senzorové desky z osciloskopu v blízkosti mobilního telefonu



**Obr. 3.15:** Průběh napětí sensorové desky v blízkosti mobilního telefonu (SignalExpress)

### 3.4.3 Artefakty vzniklé vlivem napájecí sítě

Bylo provedeno měření rušení vzniklého působením napájecí sítě zprostředkované napájecím kabelem osobního přenosného počítače v blízkosti monitoru dechu pro novorozence. Průběh napětí byl měřen pomocí USB karty NI DAQ a sledovaný systémem SignalExpress. Při měření byl použit filtr typu dolní propust. Výsledek tohoto měření je obrázek 3.16, který znázorňuje napěťový signál ze sensorové desky ve chvíli přítomnosti síťového kabelu.



**Obr. 3.16:** Signál napětí sensorové desky v blízkosti elektrické sítě

## 3.5 Shrnutí měřených vlivů

Pro shrnutí sledovaných situací byla vytvořena tabulka 3.1 pro porovnání hodnot napětí pro měřené situace. V této tabulce je ke každé sledované situaci určena maximální hodnota napětí naměřeného signálu a impulz napětí u situací, ve kterých se vyskytoval. Zaznamenané hodnoty jsou hodnoty získané pomocí systému SignalExpress, výjimkou jsou hodnoty při pokládání 1 kg závaží na sensorovou desku z výšky 2 cm a víření způsobené proudem vzduchu nad deskou. Všechny hodnoty v tabulce jsou přepočítané na skutečné hodnoty, nejedná se tedy o hodnoty napětí zmenšené použitím děliče.

**Tabulka 3.1:** Porovnání hodnot napětí pro měřené situace

Sledovaná situace	Max. hodnota napětí $U$ (mV)	Impuls
Klid	450	-
Simulované dýchání dítěte	580	-
Závaží z výšky 2 cm	55 000	-
Signál v zapnutém inkubátoru	500	600
Otevřený inkubátor (= aktivace proudové clony)	500	600
Rušení mobilním telefonem	520	-
Proud větru	800	-
Napájecí síť	480	-

## 4 Diskuse

Hlavním zjištěním práce je potvrzení vlivu exogenních artefaktů na sensorovou desku monitoru dechu pro novorozence. Byla provedena sada několika experimentů, které odpovídají situacím, kdy je monitor dechu v prostředí, kde se mohou vyskytovat rušivé vlivy. Provedením těchto experimentů bylo zjištěno, že v těchto situacích může být průběh snímaného napětí podobný a nabývat stejných hodnot jako při dýchání sledovaného novorozence.

### 4.1 Vyhodnocení experimentů

Bylo provedeno ověření citlivosti sensorové desky produktu Babysense, které bylo realizováno pomocí rovnoměrného zatěžování provedeného za stejných podmínek. Při zatěžování bylo naměřeno napětí vzniklé na piezoelektrickém senzoru. Ze získaných hodnot byla v programu Matlab zobrazena citlivostní mapa, na které lze pozorovat, že v oblasti hrudníku dítěte je sensorová deska citlivější. Naopak, nejnižší citlivost lze pozorovat na okrajích sensorové desky, z čehož plyne doporučení – umístit sensorovou desku přímo pod novorozence, a pokud je již novorozenec větší, používat dvě sensorové desky, aby došlo k situaci, že se novorozence přesune v postýlce na místo, kde se sensorová deska nenachází.

Velmi vysoká citlivost sensorové desky byla potvrzena pokusem, kdy bylo nad podložkou mávnuto pevným papírem a senzor tuto hodnotu zaznamenal. Tímto pokusem bylo potvrzeno snímání proudění vzduchu nad sensorovou deskou, toto proudění monitor dechu vyhodnotí jako dýchání novorozence, což v případě zástavy dechu pozorovaného dítěte, může způsobit selhání zařízení v podobě neohlášení alarmem. V praxi může být proudění vzduchu v okolí monitoru způsobené například blízkostí ventilátoru nebo klimatizace, na tyto případy výrobce upozorňuje v návodu k použití. Tyto vlivy jde odhalit provedením pravidelného testu funkčnosti, který je popsán v teoretické části této práce.

Pomocí zjednodušeného modelu novorozence, díky kterému byly simulovány dýchací pohyby, bylo provedeno měření snímané hodnoty napětí ze sensorové desky při dýchání. Maximální hodnota při dýchání dosahovala hodnoty 580 mV. Klidová hodnota, pouze při zatížení sensorové desky modelem novorozence dosahovala maximální hodnoty 120 mV.

Dále bylo provedeno měření artefaktů vytvořených vlivem umístění monitoru dechu do spuštěného inkubátoru. Bylo zjištěno, že při zapnutí inkubátoru se vždy objeví impulz s vysokou hodnotou napětí, konkrétní zachycená hodnota na obr. 3.7 představuje hodnotu amplitudy napětí 4,7 V. Následně při chodu inkubátoru docházelo ke snímání

opakovaných napěťových impulzů, zřejmě způsobených činností elektromotoru, tyto impulzy nabývaly hodnot 600 mV. Tyto artefakty mají přibližně stejnou hodnotu napětí jako snímání simulovaného dechu novorozence. Tato situace může způsobit selhání monitoru dechu v podobě neohlášení zástavy dechu.

Při otevřeném panelu inkubátoru byly sledovány změny měřeného signálu v podobě zahuštění signálu. Tyto změny byly způsobeny jiným režimem ventilátoru, který při otevření panelu musí udržet teplotu uvnitř inkubátoru. Dále se zde opět objevují stejné impulzy jako v případě zapnutého inkubátoru, způsobené činností elektromotoru.

Dalším experimentem byl měřen vliv mobilního telefonu na funkci monitoru dechu. Při měření napěťového signálu snímaného ze sensorové desky, na které byl umístěn vyzvánějící mobilní telefon, bylo sledované kolísání napěťového signálu. Toto kolísání monitor dechu vyhodnocuje jako změnu napětí, tedy jako dech novorozence. Výrobce v návodu k použití na tento jev upozorňuje, mým pokusem byl tedy tento údaj v návodu potvrzen.

V posledním experimentu byl sledovaný vliv napájecí sítě, kdy byla zjištěna změna signálu napětí, tyto změny jsou charakterizovány zhuštěním signálu. Nejsou zde sledované změny hodnoty napětí v podobě ojedinělých impulzů, jako tomu bylo při zpuštění motoru inkubátoru. Hodnoty napětí ovlivněné napájecí sítí by tedy neměly být ovládací jednotkou vyhodnoceny jako nádechy novorozence.

## **4.2 Celkové vyhodnocení, upozornění a doporučení**

Monitor dechu tedy v inkubátoru může snadno selhat a neohlásit zástavu dechu novorozence, protože snímá změny napětí způsobené chodem motoru, kdy tyto změny může vyhodnotit jako dechové pohyby. Výrobce sice upozorňuje, že v silném elektromagnetickém poli může monitor dechu selhat i přes vyhovování požadavkům na elektromagnetickou kompatibilitu podle nařízení vlády č. 169/1997 Sb. Ale přímo neupozorňuje na zákaz vkládání monitoru dechu pro novorozence do inkubátoru. Následkem neuvedení tohoto varování v návodu může dojít k použití monitoru dechu pro novorozence v inkubátoru, kdy takovéto použití může skončit tragicky.

Pro správnou funkci monitoru dechu je nutné dodržovat všechny podmínky uvedené v návodu k použití pro monitor dechu. Důležitým bodem je také správné zacházení s monitorem dechu, kdy výrobce v návodu k použití upozorňuje na opatrné zacházení, především zakazuje hrubé zacházení s monitorem dechu. V sensorové desce je umístěno šest pružinek, které musí být správně umístěné na svém místě. V případě, že by se některá pružinka uvolnila, monitor dechu nemusí fungovat správně, proto je toto varování výrobce důležité dodržovat. Dalším bodem je správná instalace monitoru dechu, zde výrobce uvádí správný postup umístění sensorové podložky na rošt postýlky, který musí být pevný. Následně musí být matrace pevně položená na vrchní část sensorových podložek.

V současné době běžně funguje celá řada půjčoven se sortimentem pro děti, kde jsou mimo jiné nabízeny i monitory dechu pro novorozence. Přestože výrobce zásadně nedoporučuje používat výrobky poskytované formou půjčovny nebo kupovat použitý výrobek. Toto doporučení se vztahuje především k monitorům dechu využívaných pro domácí použití. Proto bych doporučila zájemci o výrobek brát toto doporučení v úvahu, a nekupovat použité monitory dechu, ani je nezapůjčovat z půjčoven.

Moje doporučení potenciálnímu uživateli monitoru dechu je tedy pečlivě si přečíst návod k použití a zodpovědně dodržovat všechny pokyny a doporučení výrobce. V okolí monitoru dechu se mohou vyskytovat rušivé vlivy, lze je snad odhalit testem funkčnosti, který je uvedený v návodu k použití a v teoretické část bakalářské práce. Zkráceně - po vložení dítěte do postýlky musí blikat zelená kontrolka. Dále se provede vypnutí monitoru a po minutové pauze opětné zapnutí monitoru bez vložení dítěte do postýlky, po 20 sekundách by se měl spustit alarm. Pokud dojde k blikání zelené kontrolky, znamená to, že jsou snímány falešné pohyby, které je potřeba eliminovat. Tento test doporučuji provádět opravdu, tak jak uvádí výrobce, tedy každý den. Provedení tohoto testu trvá několik minut, ale může na něm záviset život dítěte.

## 5 Závěr

Pomocí sady praktických experimentů byl potvrzen vliv exogenních artefaktů, který může způsobit selhání funkce monitoru dechu pro novorozence. Artefakty snímané v okolí monitoru dechu mohou dosahovat stejných hodnot napětí jako dechové pohyby novorozence. V takovém případě snadno dojde k záměně dechu se snímaným artefaktem a ovládací jednotka tuto situaci vyhodnotí jako dech novorozence. V případě, že by v tuto chvíli došlo k zástavě dechu sledovaného novorozence, ovládací jednotka situaci chybně vyhodnotí jako dýchání a neohlásí zvukovým alarmem zástavu dechu.

Toto stanovení bylo zjištěno provedením několika navřených experimentů, kdy bylo sledované rušení způsobené vlivem inkubátoru pro novorozence, mobilního telefonu a napěťové sítě. Také byla sledována citlivost sensorové desky v jednotlivých částech desky a vliv proudění vzduchu nad deskou. Rušivé vlivy způsobené chodem inkubátoru a mobilním telefonem byly potvrzeny. Snímání proudění vzduchu nad sensorovou deskou, bylo také potvrzeno. S toho vyplývá důležité upozornění pro potenciálního zákazníka, věnovat pozornost proudění vzduchu v okolí postýlky, které může způsobovat například klimatizace nebo ventilátor.

Byl sestaven model novorozence schopný plnit funkci simulace dýchacích pohybů, čehož bylo využito pro experimentální měření.

V závěru diskuze bylo podáno doporučení pro potenciálního uživatele, které uvádí, že pokud jsou dodržovány všechny pokyny doporučené výrobcem v návodu k použití, a dochází k pravidelnému provádění testu pro odhalení rušivých vlivů, funguje monitor dechu spolehlivě a dokáže být velkým pomocníkem v péči o novorozence v domácím prostředí i zdravotnických zařízeních.



## Seznam použité literatury

- [1] TLÁSKAL, Petr, Syndrom náhlého úmrtí novorozence, *Syndrom náhlého úmrtí novorozence* [online]. 2018 [citace 2018-05-05]. Dostupné z: <https://www.nutriklub.cz/clanek/syndrom-nahleho-umrti-kojence-sids>
- [2] ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [3] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
- [4] GREGORA, Martin a Magdalena PAULOVÁ. *Péče o novorozence a kojence: mamičin domácí lékař*. 3., dopl. a aktualiz. vyd. Praha: Grada, 2008. Pro rodiče. ISBN 978-80-247-2564-2.
- [5] COCOONCAM, Monitor dechu. *Představení výrobku*. [online]. 2017 [citace 2017-11-11]. Dostupné z: <https://cocooncam.com/pages/how-it-works>
- [6] ANGELCARE, Monitor dechu. *Návod k použití*. [online]. 2017 [citace 2017-11-11]. Dostupné z : [https://www.angelcarebaby.com/assets/files/h/01cfo8\\_manuelna\\_ac1200\\_12007\\_web.pdf](https://www.angelcarebaby.com/assets/files/h/01cfo8_manuelna_ac1200_12007_web.pdf)
- [7] SAFETO LEEP, Monitor dechu. *Monitor dechu STS100*. [online]. 2017 [citace 2017-11-11]. Dostupné z: <http://www.safetosleep.com/sts100-features.html>
- [8] OSPICON, Technologie Breathoptics, *Princip technologie*. [online]. 2017 [citace 2017-11-11]. Dostupné z: <http://ospicon.com/breathoptics/>
- [9] IBABYGUARD. Monitor dechu. *Monitor dechu*. [online]. 2017 [citace 2017-11-11]. Dostupné z <http://www.ibabyguard.com/products/infant-snooze>
- [10] MONBABY. Pomocník pro sledování dechu, *informace o výrobku*. [online]. 2017 [citace 2017-11-11]. Dostupné z <https://monbaby.com/>
- [11] RESPISENSE. Klips pro sledování dechu, *informace o výrobku*. [online]. 2017 [citace 2017-11-12]. Dostupné z: <http://www.respisen.com/en/index.php>
- [12] ROZMAN, J., a kol. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [13] BAMBI BELT. Monitor vitálních funkcí. *Informace o výrobku*. [online] 2017 [citace 2017 11-15]. Dostupné z: <http://www.bambi-medical.com/#home>
- [14] NANNY, Monitor dechu. *BM-02 Monitor dechu miminka*. [online]. 2017 [citace 2017-11-11]. Dostupné z: [https://www.nanny.cz/underwood/download/files/nanny\\_navod\\_v15\\_cz.pdf](https://www.nanny.cz/underwood/download/files/nanny_navod_v15_cz.pdf)

- [15] BABYSENSE, Monitor dechu. *Technické požadavky*. [online]. 2017 [citace 2017-11-11]. Dostupné z: <http://babysense.cz/cs/nabidka/babysense-ii>
- [16] BABY CONTROL DIGITAL, Monitor dechu. *Návod k použití*. [online]. 2017 [citace 2017-11-11]. Dostupné z: <http://www.babycontroldigital.cz/manual/BabyControlDigital-CZ.pdf>
- [17] BABYSENSE, Monitor dechu. *Návod k použití*. [online]. 2017 [citace 2017-12-03]. Dostupné z: [http://www.nadacekrizovatka.cz/data/uploadHTML/files/N%C3%A1vod%20k%20pou%C5%BEit%C3%AD%20monitoru%20dechu/N%C3%A1vod%20BS%20II%20sch%C3%A1len%C3%AD%20C4%8COI%202011\\_Marevva.pdf](http://www.nadacekrizovatka.cz/data/uploadHTML/files/N%C3%A1vod%20k%20pou%C5%BEit%C3%AD%20monitoru%20dechu/N%C3%A1vod%20BS%20II%20sch%C3%A1len%C3%AD%20C4%8COI%202011_Marevva.pdf)
- [18] PETRŽÍLKA, Václav a Josef Bartoloměj SLAVÍK. *Piezoelektrina a její použití v technické praxi* .. V Praze: Jednota českých matematiků a fysiků, 1940. Cesta k vědě (Jednota českých matematiků a fysiků).
- [19] HUSÁK, Miroslav. *Mikrosenzory a mikroaktuátory*. Praha: Academia, 2008. Gerstner. ISBN 80-200-1478-8.
- [20] KELLNER, Zdeněk, Benešovský deník. *Dítě v porodnici zemřelo, nikdo si toho nevšiml*. [online]. 2017 [citace 2018-01-01]. Dostupné z: <https://benesovsky.denik.cz/zlociny-a-soudy/dite-v-porodnici-zemrelo-nikdo-si-toho-nevsiml-20170907.html>
- [21] LEPIL, Oldřich, Milan BEDNAŘÍK a Radmila HÝBLOVÁ. *Fyzika pro střední školy II*. Dotisk 3., přeprac. vyd. Praha: Prometheus, 2001. ISBN 9788071961857.
- [22] SVAČINA, Jiří. *Elektromagnetická kompatibilita: Přednášky*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně, 2002
- [23] HLAVA, Karel. *Elektromagnetická kompatibilita (EMC) drážních zařízení*. Pardubice: Univerzita Pardubice, 2004. ISBN 80-7194-637-0.
- [24] NATIONAL INSTRUMENTS, SinalExpres. *What IS Signal Express?* [online]. 2018 [citace 2018-05-08]. Dostupné z: <http://www.ni.com/labview/signalexpress/>
- [25] NATIONAL INSTRUMENTS, Sběr dat. *Měřicí karty k PC*. [online]. 2018 [citace 2018-05-08]. Dostupné z: <http://czech.ni.com/merici-karty>
- [26] DRÄGER MEDICAL SYSTEMS, INC, Inkubátor Isolette C2000, *Návod k použití*.

## Příloha A: Kód pro získání citlivostní mapy

```
clc; clear all; close all;

M = [27 53 31; 31 40 28; 37 48 31];           // matice naměřených hodnot

maximum = max(max(M));                       //naleznutí maximální hodnoty

N=ones(50, 80);                              //vytvoření nové matice

Z=[(N*M(1,1)) (N*M(1,2)) (N*M(1,3));        //zvětšení matice
   (N*M(2,1)) (N*M(2,2)) (N*M(2,3));
   (N*M(3,1)) (N*M(3,2)) (N*M(3,3))];

subplot(211)                                 //vykreslení grafu

imshow(Z,[])                                 //zobrazit obrázek

maska=ones(3);

velikost=size(Z);

G=7;                                         // hodnota stupně rozmazání

for j=1+G:velikost(1)-G                      //cyklus pro rozmazání krajových hodnot
for i=1+G:velikost(2)-G
    A(j-G,i-G)=sum(sum(Z(((j-G):(j+G)),((i-G):( i+G))))))/(2*G+1)^2;
end;
end;

subplot(2,1,2)

imshow(A,[])

caxis([min(min(A)) max(max(A))]);           //nastavení barevnosti

colormap copper;                             //škála barev

colorbar;                                     // barevná stupnice
```

## **Příloha B: Obsah přiloženého DVD**

1. Klíčová slova
2. Abstrakt česky
3. Abstrakt anglicky
4. Naskenované zadání bakalářské práce
5. Bakalářská práce – kompletní
6. Kód programu Matlab