



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Modifikace patientského simulátoru:  
pohyb figuríny po defibrilačním výboji**

**Modification of patient simulator:  
movement of manikin after defibrillation**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika  
Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Leoš Tejkl

**Lukáš Povišer**

---

**Kladno 2020**



# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Povišer** Jméno: **Lukáš** Osobní číslo: **465500**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Modifikace pacientského simulátoru: pohyb figuríny po defibrilačním výboji**

Název bakalářské práce anglicky:

**Modification of patient simulator: movement of manikin after defibrillation**

Pokyny pro vypracování:

Analyzujte reálný pohyb pacienta po defibrilačním výboji a zároveň současný stav možností pohybu pacientského simulátoru po podání defibrilačního výboje u simulátorů SimMan ALS, 3G a ResusciAnne (Laerdal, Norsko). Navrhněte a realizujte systém, který bude simulovat pohyb pacienta po podání defibrilačního výboje podle intenzity. Vytvořené řešení experimentálně ověřte.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Silbernagl, S., Despopoulos, A., Atlas fyziologie člověka, ed. 6, Grada Publishing, 2004, 448 s., ISBN 978-80-247-0630-6
- [2] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Leoš Tejkl**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

**Ing. Petr Kudrna, Ph.D.**

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

  
prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc., dr.h.c.  
podpis vedoucí(ho) katedry

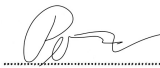
  
prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

  
29.4.2020

Datum převzetí zadání



Podpis studenta(ky)

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Modifikace patientského simulátoru: pohyb figuríny po defibrilačním výboji vypracoval samostatně a použil 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 dne 20. 5. 2020

.....

Lukáš Povišer

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval Ing. Leoši Tejklovi za cenné rady, trpělivost a doporučení při realizaci této bakalářské práce.

## **ABSTRAKT**

### **Modifikace patientského simulátoru: pohyb figuríny po defibrilačním výboji**

Pacientské simulátory jsou zařízení schopná simulovat funkční a fyziologické procesy lidského těla. Umožňují účastníkům simulace provádět klinické výkony a léčebné scénáře. Řada simulátorů je uzpůsobena k nácviku KPR s podáváním defibrilačních výbojů. Po podání defibrilačního výboje pacientovi, dojde ke kontrakci svalových vláken v oblasti zad a vertikálnímu pohybu pacientova hrudníku. Analýzou trhu bylo zjištěno, že žádný z prodávaných patientských simulátorů neumožňuje simulovat pohyb pacienta po defibrilačním výboji. Účastníci simulace tak přicházejí o důležitou zkušenost a pocit z reálnosti simulace.

Byla navržena tři řešení a sestaven systém pro simulaci pohybu pacienta. Pohyb figuríny způsobuje změna objemu vzduchového vaku vloženého pod zády figuríny. Hallův senzor umístěný v prostoru hrudníku detekuje defibrilační výboj. Kontrolní jednotka vydá pokyn k sepnutí obvodu se zdrojem 24 V a elektromagnetickým ventilem. Ventil se otevře a vak se nafoukne, ihned poté se otevře druhý ventil a vak se vyfoukne. Výsledkem je funkční systém, který simuluje pohyb pacienta po podání defibrilačního výboje podle jeho intenzity.

### **Klíčová slova**

Pacientský simulátor, defibrilační výboj, defibrilace, pohyb figuríny

## **ABSTRACT**

### **Modification of patient simulator: movement of manikin after defibrillation**

The patient simulators are designed to simulate the functional and physiological processes that occur in a living patient. Patient simulators allow complete and continuous treatment scenarios to be performed. Simulators offer various functions, some of them are capable of working with a defibrillator. Normally, after a live patient receives a defibrillation shock, muscle fibers contract in the back area and the patient jumps above the mattress. The result of market analyzation has been that none of the offered patient simulators provide the ability to simulate patient movement after a defibrillation shock.

In this project, we have created a mechanism to simulate patient movement after defibrillation shock. For this purpose, the air bag wedge pump was inflated and deflated with air from hospital distributions. Hall sensor detects defibrillation shock. If shock is detected control unit instructs to open the circuit of electromagnetic valves and the source 24 V. Valve opens, and the bag inflates, immediately after the second valve opens and the bag deflates. The result is a functional system that simulates the human patient movement after the defibrillation shock is delivered according to its intensity.

### **Keywords**

Patient simulator, defibrillation shock, defibrillation, manikin movement

# Obsah

Seznam symbolů a zkratek .....	9
<b>1 Úvod.....</b>	<b>10</b>
<b>2 Přehled současného stavu .....</b>	<b>11</b>
2.1 Pacientské simulátory.....	11
2.1.1 Celotělové simulátory .....	12
2.1.2 Pacientský simulátor SimMan Resusci Anne .....	13
2.2 Elektrická srdeční aktivita a defibrilace .....	14
2.2.1 Patologické jevy srdeční aktivity .....	14
2.3 Defibrilace.....	15
2.3.1 Elektrická kardioverze a defibrilace.....	15
2.3.2 Defibrilační impuls.....	17
2.3.3 Konstrukce defibrilátoru .....	19
2.4 Podání defibrilačního výboje na figurínu.....	20
<b>3 Cíle práce .....</b>	<b>22</b>
<b>4 Metody.....</b>	<b>23</b>
4.1 Detekce defibrilačního výboje .....	23
4.1.1 Výběr Hallova senzoru.....	24
4.1.2 Způsob detekce výboje.....	25
4.2 Kontrolní jednotka.....	26
4.3 Spínání obvodu pomocí tranzistoru.....	26
4.4 Řešení s nafukovacím vzduchovým vakem .....	27
4.4.1 Uspořádání součástí mechanismu.....	28
4.4.2 Výběr ventilu.....	28
4.4.3 Řízení činnosti ventilů.....	29
4.4.4 Doba otevření ventilů .....	31
4.5 Řešení s lineárním aktuátorem .....	32
4.5.1 Lineární aktuátor .....	33
4.6 Řešení s pružinou .....	33
<b>5 Výsledky .....</b>	<b>36</b>
5.1 Hardwarové řešení.....	36

5.1.1	Elektrotechnické zapojení .....	37
5.1.2	Krabička s ventily a pájivým polem.....	37
5.2	Softwarové řešení.....	39
5.2.1	Zpracování signálu z Hallova senzoru .....	39
5.2.2	Činnost ventilů .....	40
5.3	Doba otevření dvoucestných ventilů .....	41
5.3.1	Doba otevření ventilů podle intenzity výboje .....	42
5.4	Ověření funkčnosti .....	43
<b>6</b>	<b>Diskuse.....</b>	<b>44</b>
<b>7</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>47</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>48</b>
	<b>Příloha A: Obsah přiloženého CD.....</b>	<b>51</b>



# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$t$	s	Čas
$I$	A	Proud
$U$	V	Napětí
$C$	F	Kapacita
$L$	H	Indukčnost
$E$	J	Energie
$p$	Bar	Tlak
$S$	cm <sup>2</sup>	Plocha
$V$	dm <sup>3</sup>	Objem
H	A·m <sup>-1</sup>	Intenzita magnetického pole

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
RLC	Obvod tvořený odporem, cívkou a kondenzátorem
EKG	Elektrokardiograf
TK	Krevní tlak
SpO <sub>2</sub>	Periferní saturace krve kyslíkem
SA	Sinoatriální
AV	Atrioventrikulární
AED	Automatizovaný externí defibrilátor
KPR	Kardiopulmonální resuscitace

# 1 Úvod

Základní funkcí patientských simulátorů je napodobit funkční a fyziologické procesy, které se dějí u živých pacientů. Patientské simulátory umožňují účastníkům simulace provádět úplné a nepřetržité léčebné scénáře. Od zranění pacienta v kterémkoli místě, péči o pacienta během transportu a následnou léčbou v nemocnici. Díky simulaci fyziologických procesů mohou lékaři testovat nové či vylepšovat stávající klinické výkony. Na trhu se nachází simulátory od různých výrobců, liší se zejména v simulačních parametrech a ceně [1].

Součástí patientských simulátorů je i možnost simulace poruch v elektrické aktivitě srdce. Pokud k takové poruše dojde u lidského těla, tak se s největší pravděpodobností jedná o fibrilace srdečních komor, komorové tachykardie, fibrilace nebo flutter síní. Nedochází k pravidelným kontrakcím svaloviny srdečních komor. Srdce přestává pumpovat krev do krevního řečiště v dostatečném množství a krevní oběh se zpomalí až zastaví. V EKG záznamu vymizí pravidelný sinusový rytmus. Bez zásahu ošetřujícího by tyto stavy nevyhnutelně vedly ke smrti. Nejúčinnějším prostředkem pro odstranění fibrilace je použití elektrického šoku pomocí defibrilátoru. Většina prodáváných patientských simulátorů jsou uzpůsobené i pro výuku a práci s reálným defibrilátorem. Figurína je schopna absorbovat a vyhodnotit defibrilační výboj, na ovládacím zařízení patientského simulátoru se zobrazí informace o podání výboje [2, 3].

Při podávání defibrilačního výboje pacientovi se lékařský personál spoléhá na údaje z monitoringu a na zpětnou reakci těla v podobě vertikálního prohnutí zad nad podložkou. Tento pohyb dává personálu vizuálně na vědomí, že došlo k podání defibrilačního výboje a průchodu elektrického impulsu myokardem a kosterním svalstvem pacienta. V současné době žádný z prodáváných patientských simulátorů nedisponuje simulací pohybu pacienta v důsledku podání defibrilačního výboje. V případě, že personál provádí kardiopulmonální resuscitaci a dojde k podání defibrilačního výboje, figurína zůstává nehybně na své pozici. Účastníci simulace provádějící KPR mají informaci o tom, že byl podán defibrilační výboj ze signalizace defibrilátoru, patientského ovladače či ze záznamu EKG, ale chybí jim důležitá zkušenost s pohybem těla reálného pacienta po průchodu defibrilačního proudu kosterním svalstvem. Pro účastníky je důležitým výstupním parametrem simulace pocit z reálnosti simulačního scénáře. Absencí simulace pohybu tak přicházejí o část přípravy na situace, kterým budou vystaveni v současném či budoucím zaměstnání [4, 5].

## 2 Přehled současného stavu

Práce se zabývá simulací fyziologických procesů člověka v důsledku podání defibrilačního výboje a navazuje na článek Tejkla a kol., který se zabývá vylepšeními patientských simulátorů uplatňujících se ve vzdělávání lékařů [6]. Tato zařízení stále nejsou dokonalá, neumožňují simulovat živého pacienta ve všech situacích, proto je žádoucí simulátory vylepšovat a rozšiřovat jejich simulační možnosti.

Pacientské simulátory se uplatňují zejména ve výuce a tréninku zdravotnického personálu v rámci postgraduální výuky, při výuce studentů medicíny a nelékařských zdravotnických povolání a také při výcviku vojáků z povolání pro zvládnání krizových stavů. Poskytují účastníkům simulace příležitost pro rozvoj rozhodovacích dovedností, zlepšení komunikace a zdokonalení týmové práce. Využití patientských simulátorů se stalo standardem při pregraduální a postgraduální přípravě lékařů na všech renomovaných univerzitách. Simulátory umožňují propojení teoretických znalostí a praktických dovedností na předem připravených případech. V České republice k zavedeným výukovým pracovištím patří Centrum lékařských simulací na Fyziologického ústavu 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy [7]. Systém vytvořený v této práci by se mohl stát součástí simulací prováděných na zmíněném pracovišti.

### 2.1 Pacientské simulátory

Pacientské simulátory jsou řízeny ze stanoviště operátora, odkud lze pomocí řídicí jednotky (PC nebo tablet) ovládat simulovaného pacienta a volit mezi scénáři. Lékařský personál na základě výsledků simulovaných vyšetření nebo v případě pokročilejších simulátorů, na základě dat z reálných lékařských monitorů, připojených k živému pacientovi, rozhoduje o terapeutickém postupu a o způsobu provedení léčby. Počínaje připojením pacienta na ventilátor umělé plicní ventilace či anesteziologický přístroj, přes kardiopulmonální resuscitaci až k podávání příslušných léků a infúzí [1].

Simulátor poskytne automatickou zpětnou vazbu na prováděné úkony s dynamickou nebo přednastavenou provázaností plicního, kardiovaskulárního a farmakologického modelu. Umožňuje prezentovat klinické příznaky pacienta, např. spontánní dýchání s příslušným pohybem hrudníku, pohybem zornic, třesem, mrkáním očních víček a monitorovanými údaji, např. EKG, TK, SpO<sub>2</sub> a reagovat na terapeutické intervence účastníků simulační výuky [1].

Konstrukce simulátoru dospělého člověka na principu systému lidské kostry umožňuje vysoce realistickou kloubní pohyblivost jednotlivých částí simulátoru pro nácvik správné manipulace s pacientem. Končetiny jsou plně ohebné a pohyblivé, oddělitelné v lokti a koleni pro simulaci amputace končetin. Simulátory mají taktéž automatické reakce zorniček na světlo při trauma. Kombinace vestavěného kompresoru

se sníženou hlučností a integrovaných reproduktorů umožňuje poslech příslušných plicních zvuků, ale také zvuky hlasového projevu a srdečních ozev [1].

Mezi největší výrobce patientských simulátorů patří společnosti Simbionix, CAE Inc, Gaumard Scientific Company, Laerdal Medical AS [8]. Simulátory se z pohledu konstrukce a použití dělí do dvou skupin. Celotělové patientské simulátory mají vzhled lidského těla a dokáží podat personálu celkový obrázek o anatomii těla při péči o pacienta. Tréninkové simulátory jsou platformy k provádění klinických vyšetření či ošetření jednotlivých částí těla.

Společnost Simbionix se zaměřuje na vývoj a prodej tréninkových simulačních modulů. Zákazník si vybírá školící nástroje pro jednotlivé klinické výkony. V nabídce se nachází školící nástroje pro artroskopickou operaci, nástroj pro GI endoskopii nebo např. platforma Angio Mentor, která poskytuje praxi s endovaskulárními výkony. Lékařský personál může podstoupit individuální a týmová školení intervenční kardiologie, intervenční radiologie, cévní chirurgie, kardiotorakální chirurgie, elektrofyziologie a traumatu [9].

### **2.1.1 Celotělové simulátory**

Společnosti CAE Inc, Gaumard Scientific Company a Laerdal Medical AS se zaměřují na celotělové patientské simulátory. Tito výrobci dělí celotělové simulátory do čtyř řad, simulátory dospělých pacientů, simulátory dětských pacientů, simulátory novorozenců a porodnické simulátory. Celotělový simulátor je zpravidla umístěný na nemocničním lůžku. V jeho blízkosti se nachází ovládací panel a monitor vitálních funkcí. K provádění klinických výkonů slouží standardní medicínské diagnostické a terapeutické přístroje nebo přístroje speciálně určené k práci s patientskými simulátory [4, 5].

Jednotlivé modely simulátorů v portfoliu společnosti CAE se liší v pohlaví, věku a klinické specializaci. Model CAE Uno je navržený tak, aby splňoval vzdělávací požadavky na klinické ošetrovatelské dovednosti. Model CAE Ares je přenosná, lehká a odolná figurína s kombinací funkcí pro trénink pohotovostní péče. Standardem mezi všemi patientskými simulátory je model CAE Human Patient Simulator, který je navržený na provádění anesteziologických úkonů, disponuje také kardiovaskulárním, respiračním, neurologickým a farmakologickým modelováním. Díky skutečné výměně kyslíku a CO<sub>2</sub> je vhodný pro práci s plicními ventilátory. Mechanika plic poskytuje realistické reakce pacienta na intervence a podané medikace. HPS může být propojen se skutečnými klinickými monitory a ventilátory a automaticky reagovat na podávání skutečných anestetických plynů, kyslíkovou terapii a léky. Společnost CAE se od ostatních výrobců odlišuje tím, že jejich simulátory jsou řízeny pomocí vytvořeného fyziologického modelu [5].

Celotělové simulátory od společnosti Laerdal Medical AS se uplatňují zejména při tréninku kardiopulmonální resuscitace, pohotovostní péče a trauma a v oblasti

ošetřovatelství. Simulátory z řady SimMan lze použít k simulaci široké škály různých scénářů pohotovostní péče a traumatu. Díky vestavěným bateriím jsou také vhodné pro simulace ve vnějším prostředí, např. pro výcvik transportních úloh nebo krizových situací v přírodě. Model SimMan Resusci Anne QCPR je optimalizovaný k nácviku klíčových úkonů nezbytných pro provádění mimořádné kardiopulmonální resuscitace (KPR). Uplatňuje se tak zejména při tréninku přednemocniční a nemocniční pohotovostní péče při zástavě srdce. Figurína disponuje anatomicky realistickým tělem. Instruktor může na patientském ovladači sledovat indikátory výkonu v reálném čase při nácviku stlačení, ventilace a klidového času. Na pomyslném vrcholu řady je model SimMan 3G, který je vytvořený pro vysoce kvalitní simulační trénink v mnoha lékařských procedurách a případech pacientů. Jeho schopností je vykazovat širokou škálu fyziologických a neurologických příznaků i farmakologických odpovědí pro více než 145 léků [4].

### 2.1.2 Pacientský simulátor SimMan Resusci Anne

Celotělový model dospělého pacienta SimMan Resusci Anne, na obrázku 2.1, od společnosti Laerdal Medical AS je podobně jako SimMan ALS zaměřený na potřeby poskytovatelů přednemocniční a nemocniční pohotovostní péče od základních vyšetření až po pokročilé dovednosti na podporu života. Disponuje schopností spontánního dýchání a umožňuje vyšetření krevního tlaku, monitoraci pulsu a hlasové, plicní a srdeční odezvy. Vhodný je k tréninku kardiopulmonální resuscitace. Simulátor je připravený k provádění nepřímé defibrilace. Pádla klinického defibrilátoru se přiloží na hrudní elektrody simulátoru a podá se reálný defibrilační výboj. Simulátor výboj o energii v řádech desítek až stovek joulů absorbuje, aniž hrozilo nebezpečí úrazu nebo poškození zařízení. Při provádění defibrilace je také možné simulátor kombinovat s jednotkou ShockLink, která umožňuje použití klinického defibrilátoru s tréninkovými nalepovacími elektrodami [10].



**Obrázek 2.1:** Defibrilace figuríny Leardal SimMan Resusci Anne. Převzato z [10]

## 2.2 Elektrická srdeční aktivita a defibrilace

Pacientské simulátory jsou také schopné simulovat elektrickou srdeční aktivitu člověka. Aktivitu je možné monitorovat pomocí elektrod vyvedených na hrudníku figuríny a následně rozhodovat o terapeutickém postupu a o způsobu provedení léčby [1].

### 2.2.1 Patologické jevy srdeční aktivity

Ve funkci systému elektrické aktivity srdce může nastat porucha. Pokud k nějaké poruše dojde, tak se s největší pravděpodobností jedná o fibrilace srdečních komor, komorové tachykardie, fibrilace nebo flutter síní. Všechny tyto stavy jsou akutní a život ohrožující. Bez zásahu ošetřujícího by nevyhnutelně vedly ke smrti [2, 3].

Fibrilace je chaos v elektrické a mechanické činnosti buněk srdečního svalu. Nedochozí k pravidelným kontrakcím svaloviny srdečních komor, ale pouze k nekoordinovaným záchvěvům. Srdce přestává pumpovat krev do krevního řečiště v dostatečném množství a krevní oběh se zpomalí až zastaví. V EKG záznamu vymizí pravidelný sinusový rytmus, viz na obrázku 2.3 [2, 3].



Obrázek 2.3: EKG při fibrilaci komor. Převzato z [11]

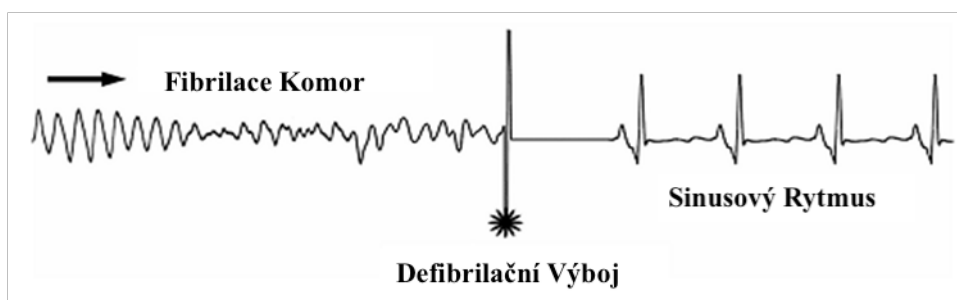
V případě fibrilace síní, neboli typické nesynchronní kontrakci svalových vláken síní, chybějí na EKG záznamu vlny P. V síňovém myokardu vzniká velké množství vzruchů, které putují do AV uzlu. Frekvence síní bývá 300–600/min, zatímco frekvence komor bývá 80 až 180/min. AV uzel totiž blokuje přestup většiny síňových stahů na komory a chrání tak komory před jejich vyčerpáním. Do AV uzlu procházejí pouze vzruchy s odpovídající intenzitou. Takovéto vzruchy vznikají v síních nepravidelně, takže i komory se kontrahují nepravidelně. Diastola trvá tak krátce, že se srdce nestihne zcela naplnit a do krevního řečiště čerpá omezené množství krve. Na obrázku 2.4 EKG záznamu je možné pozorovat nepravidelný R–R interval a srdeční frekvenci pohybující se mezi 80 a 180 tepy za minutu [2, 3].



Obrázek 2.4: EKG při fibrilaci síní. Převzato z [11]

## 2.3 Defibrilace

Nejúčinnějším prostředkem pro odstranění fibrilace je použití elektrického šoku, viz obrázek 2.5. Princip spočívá v průchodu dostatečně velkého elektrického proudového impulsu pacientovým myokardem, který způsobí depolarizaci všech jeho vláken, po němž by se měla obnovit spontánní koordinovaná srdeční činnost. Výboj zároveň nesmí poškodit srdeční tkáň a případně nevyvolat další fibrilaci. Defibrilační impuls je takzvaným synchronizačním impulsem pro buňky myokardu. Přístroje, které tento impuls vytvářejí se nazývají defibrilátory [12,13].



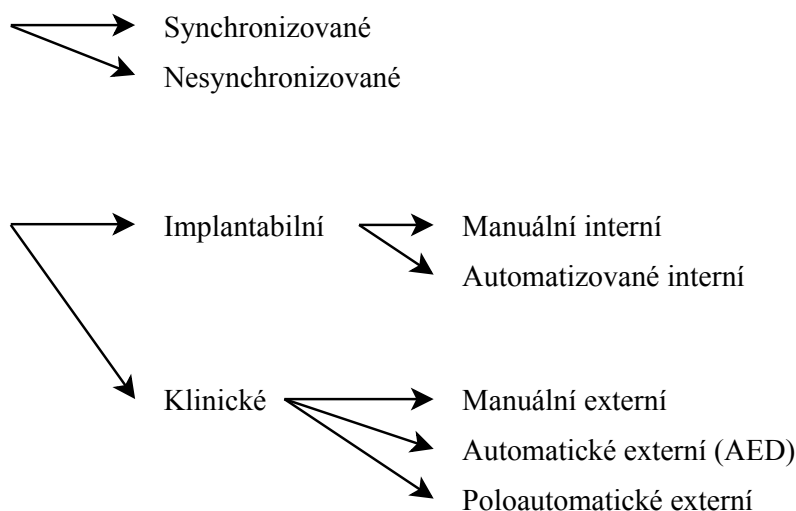
Obrázek 2.5: EKG při defibrilačním výboji. Převzato z [14]

### 2.3.1 Elektrická kardioverze a defibrilace

Obnovení správné srdeční činnosti se dosahuje pomocí dvou terapeutických výkonů s využitím defibrilátorů, elektrická kardioverze a defibrilace. K přerušení srdečních arytmií, nejčastěji fibrilaci či flutteru síní se využívá procesu elektrické kardioverze. Kardioverze je ambulantní výkon, který se provádí v celkové anestezii pacienta. Defibrilátor v tomto případě kombinuje funkci EKG obrazovky a elektrické funkce defibrilátoru. Synchronizační funkce podává elektrický impuls synchronizovaný s R vlnou srdečního cyklu. K podání dojde v oblasti mezi T vlnou a R vlnou QRS komplexu EKG signálu. Načasování elektrického impulsu způsobí, že se vyhne podání impulsu ve vulnerabilní fázi repolarizace komor. Pokud by byl impuls podán během této fáze, mohl by způsobit fibrilaci komor. Defibrilace spočívá v podání elektrického výboje o nastavené velikosti proudu s cílem dosáhnout synchronizované depolarizace myokardu. Nejčastější indikací k defibrilaci bývá fibrilace komor, flutter komor nebo komorová tachykardie [2, 12].

Defibrilátory se dělí podle různých hledisek a typu použití. Při resuscitační péči se využívají zejména klinické externí defibrilátory. V případě manuálních klinických defibrilátorů obsluha nastavuje jednotlivé parametry výboje v závislosti na pacientovi a situaci. Automatické a poloautomatické klinické defibrilátory (AED) zaznamenávají EKG a impedanci těla postižené osoby a poté reagují adekvátně k dané situaci. AED jsou určeny zejména k laické první pomoci [2, 12].

Implantabilní defibrilátory se umísťují do podkoží nebo pod prsní sval v oblasti pod levou klíční kostí. Uvnitř přístroje je baterie, mikroprocesor a příslušné elektrické okruhy. Výboj probíhá mezi elektrodou zavedenou v hrotu pravé komory a kovovým krytem přístroje. Přístroj neustále sleduje elektrickou aktivitu srdce. Při detekci pomalého srdečního rytmu funguje jako kardiostimulátor a udržuje pravidelnou srdeční frekvenci na předem nastavené hodnotě. V případě, že dojde k detekci život ohrožujícího rytmu, zahájí léčbu v podobě rychlé stimulace srdce nebo podá výboj. Maximální energie výboje může být 34 J [15].

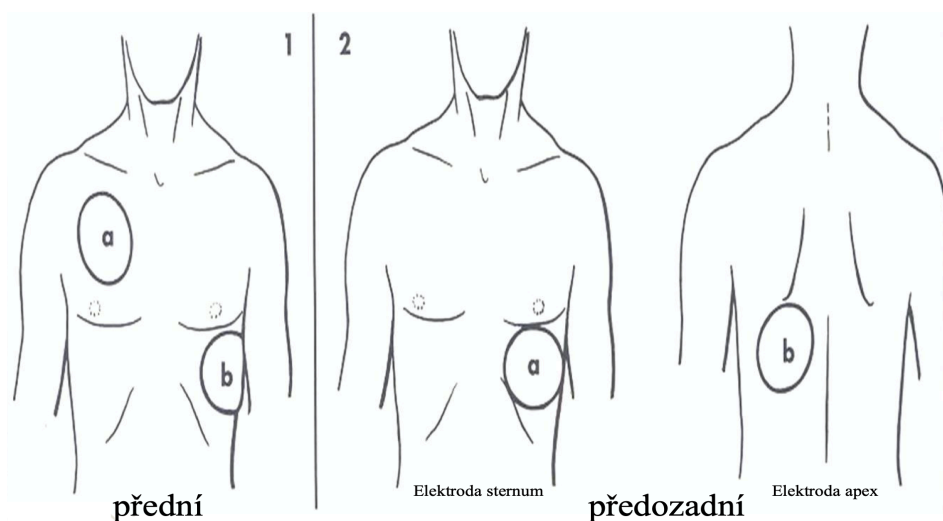


**Obrázek 2.6:** Dělení defibrilátorů. Převzato z [2]

Samotnou externí defibrilaci rozdělujeme podle způsobu přiložení defibrilačních elektrod na tělo pacienta na přímou a nepřímou. Elektrody při přímé defibrilaci jsou přiložené ke tkáni myokardu. Toto zavedení se využívá při kardiochirurgických výkonech, kdy je otevřená hrudní stěna a volný přístup k srdci. V tomto případě defibrilátor nemusí poskytovat velkou energii impulsu a nemusí mít synchronizaci [2, 13].

U nepřímé defibrilace je elektrický výboj veden přes dvě velkoplošné elektrody položené na hrudníku pacienta, tak aby proud zasáhl co největší část srdce, viz obrázek 2.7. Jedna elektroda defibrilátoru je umístěna vpravo od sternu těsně pod klíční kost a druhá vlevo do střední axilární čáry v úrovni prsní bradavky. U předozadního přiložení elektrod je jedna elektroda umístěna na levé prekordium, kdy horní okraj je těsně pod bradavkou. Druhá elektroda je umístěna za srdcem do infraskapulární oblasti [2, 12].





**Obrázek 2.7:** Umístění elektrod na tělo pacienta. Převzato z [2]

Elektrody musí mít při defibrilaci dokonalý vodivý kontakt s kůží, který je zajištěn pomocí vodivého gelu a kontaktní plochou elektrod o ploše 70 až 100 cm<sup>2</sup>. Elektrody bývají zpravidla vyrobené z nerezové oceli nebo z niklové či zlacené mosazi [2, 13].

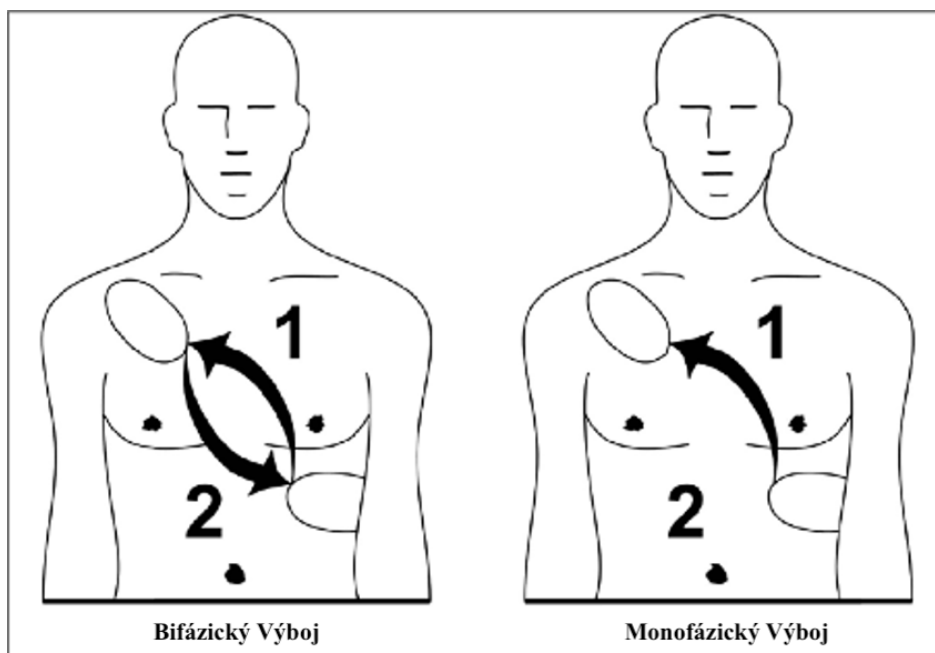
Přímá i nepřímá defibrilace se provádí pomocí klinického externího defibrilátoru. Systémové řešení přístrojů pro oba typy defibrilací je podobné, liší se aplikovanou velikostí energie a tvarem elektrod [13].

### 2.3.2 Defibrilační impuls

Defibrilačním impulsem může být každý impuls, který má povahu vysokonapěťového výboje z kondenzátoru s extrémně krátkým trváním. Při výboji dochází k vybití kondenzátoru, samotný výboj trvá 8 až 12 ms [13].

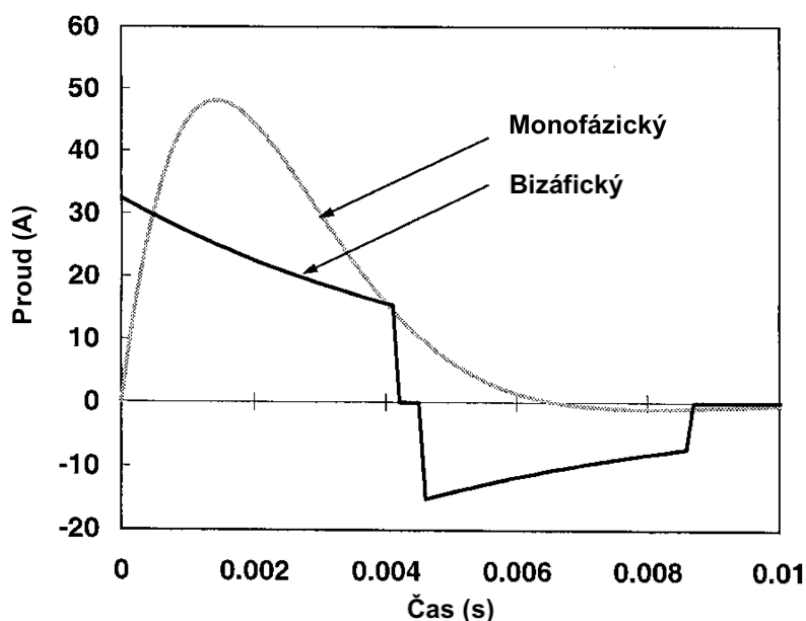
Pro úspěšnou defibrilaci je důležitý průchod proudu dostatečné intenzity srdečním svalem. Podle tělesné konstituce pacienta nastavujeme energii výboje v joulech a počítáme s určitou impedancí hrudníku, která se u každého pacienta liší [12].

Elektrické výboje se dají rozdělit na monofázické a bifázické, viz obrázek 2.7. V případě monofázického výboje proud teče pouze jedním směrem. Při přímé defibrilaci se volí defibrilační impulsy s maximální energií 50 J, vrcholovou hodnotu proudu max. 12 A a šířku 6-8 ms. Při nepřímé defibrilaci se aplikují impulsy, kdy velikost energie lze nastavit až na hodnotu 360 J, proud až 40 A a šířka impulsu zpravidla bývá 5-6 ms. Napětí výboje může být až 5kV [2, 13].



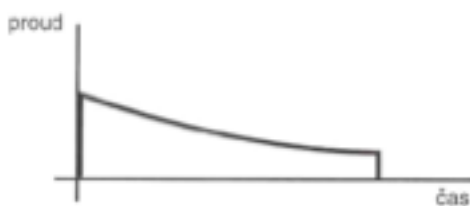
**Obrázek 2.8:** Směr proudu při bifázickém a monofázickém výboji. Převzato z [16]

Bifázický puls prochází v první fázi přes srdce jedním směrem a druhé fázi se vrací opačným směrem. Není potřeba taková velikost energie jako u monofázického výboje, protože projde jedním místem dvakrát. Rozdíl maxima proudu mezi monofázickým a bifázickým výbojem je přibližně 40 %. Energie bifázického výboje se pohybuje v rozmezí od 150 do 200 J. Rozdíl mezi bifázickým a monofázickým pulsem lze vidět na obrázku 2.9. Velikost energie výboje se liší pro různé srdeční arytmie, pro komorovou fibrilaci nebo tachykardie je vhodná energie 200 až 360 J. Při fibrilaci síní je doporučená energie pro první impuls 100 až 150 J, pro další až 360 J. Nejnižší energie impulsu je u flutteru síní a tachykardie, kdy se podává 50 až 75 J. Tyto hodnoty energie elektrického impulsu platí pro dospělého pacienta. V případě dětského pacienta se volí energie 5 až 6 J na kilogram váhy dítěte. Velikost podané energie zaleží i na velikosti impedance povrchu hrudníku pacienta. Můžeme upravit potřebnou velikost proudu a energii. Lze tak předejít poškození buněk v důsledku průchodu příliš velkého proudu [2, 13].

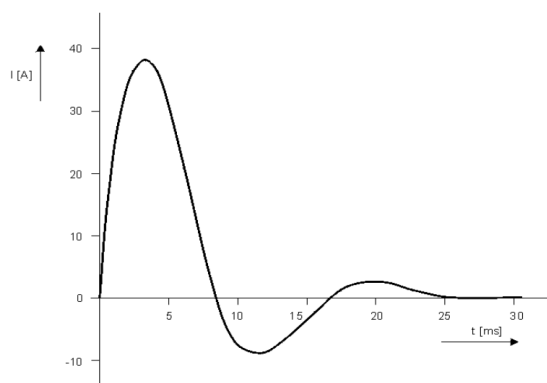


**Obrázek 2.9:** Monofázická a bifázická křivka. Převzato z [17]

Tvar užitého pulsu rozhoduje o tom, zda defibrilace bude dosaženo s největší účinností a nejmenším poškozením tkáně. K defibrilaci se používají dva druhy pulsů založené na způsobu vybíjení kondenzátoru. Puls má lichoběžníkový tvar, když dochází k exponenciálnímu vybíjení, viz obrázek 2.10. Optimálním tvarem pulsu je impuls sinusové půlplny, na obrázku 2.11. Proud prochází RLC obvodem, kde cívka vyhladí přechody proudu a nastává tlumené vybíjení kondenzátoru [2, 12].



**Obrázek 2.10:** Exponenciální vybíjení [2]

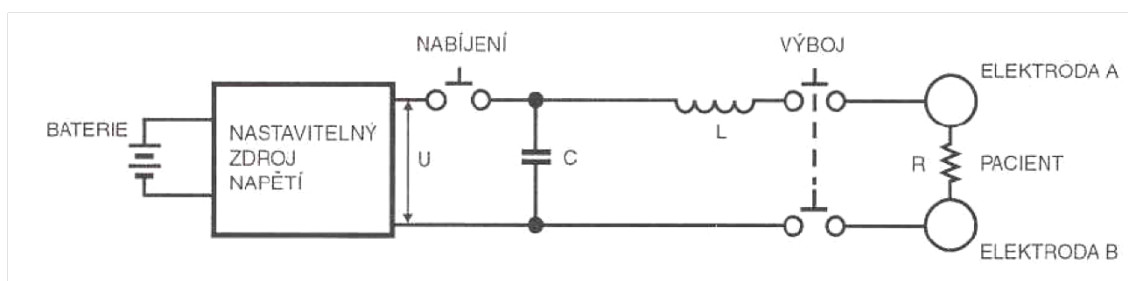


**Obrázek 2.11:** Tlumené vybíjení [13]

### 2.3.3 Konstrukce defibrilátoru

Většina klinických defibrilátorů využívá akumulaci energie na kondenzátoru a tlumený sinusový impuls generovaný obvodem RLC. Typická hodnota kapacity kondenzátoru je 10-50  $\mu\text{F}$ . Vybíjecí obvod kondenzátoru je tvořen sériovým kmitavým okruhem se ztrátami, a proto vzniká silně tlumený kmit. Indukčnost užitá vzduchové tlumivky bývá 0,15-0,30 H. U síťových defibrilátorů je kondenzátor nabíjen ze sítě za pomoci

vysokonapětového usměrňovače a vysokonapětového transformátoru. Bateriové defibrilátory využívají akumulátor a měnič napětí, viz obrázek 2.12. Defibrilátory zpravidla kombinují využití zdroje ze sítě a akumulátory. Čas potřebný k nabití kondenzátoru před podáním defibrilačního výboje je přibližně 10 s [2, 13].



**Obrázek 2.12:** Elektrický obvod defibrilátoru. Převzato z [2]

## 2.4 Podání defibrilačního výboje na figurínu

U patientských simulátorů lze monitorovat EKG. Pokud v EKG obraze nastane fibrilace, obsluhující personál zahajuje KPR a defibrilaci. Těmito úkony se snaží zvrátit život ohrožující stav. Elektrody defibrilátoru se přiloží na hrudní elektrody figuríny. Defibrilátor zkontroluje, zdali jsou elektrody vodivě spojeny a součástí obvodu je odpor lidského těla a podá se defibrilační výboj. Senzory patientského simulátoru zaregistrují podání defibrilačního výboje a řídicí jednotka podle situace rozhodne, zdali byla KPR úspěšná [1, 2].

Aby nedošlo k poškození patientského simulátoru vlivem energie výboje o velikosti v řádech desítek až stovek joulů, je elektrický proud impulsu veden z každé elektrody pomocí vodiče do výkonového rezistoru umístěného v dutině břišní figuríny, kde je energie výboje přeměněna na teplo a odvětrána do vzduchu. Aby nedošlo k přehřívání je doporučeno podávat maximálně dva výboje o energii 360 J za minutu [18].

Alternativou k řešení s výkonovým rezistorem v dutině břišní je zařízení ShockLink od společnosti Laerdal, na obrázku 2.13. ShockLink se připojí mezi defibrilátor a tréninkové nalepovací elektrody. Energie výboje z defibrilátoru je v zařízení přeměněna na teplo a ovětrána. Není tak přivedena na tělo figuríny. Výhodou tohoto řešení je, že personál pracuje se standardním klinickým defibrilátorem a zároveň není potřeba disponovat figurínou uzpůsobenou k podávání defibrilačních výbojů [19].



**Obrázek 2.13:** ShockLink. Převzato z [19]

Elektrický proud při průchodu kosterním svalstvem lidského těla vyvolá podráždění nervové a svalové tkáně. Defibrilačního výboj způsobí kromě depolarizace buněk myokardu, také kontrakci příčně pruhované svaloviny v oblasti zad. Kontrakce svalů způsobí prohnutí zad směrem vzhůru a pohyb hrudníku pacienta ve vertikálním směru [20].

Personál provádějící KPR se při defibrilaci spoléhá na zpětnou reakci těla. Pohyb těla v oblasti hrudníku dává personálu na vědomí, že došlo k úspěšnému podání defibrilačního výboje a průchodu elektrického proudu myokardem.

U patientských simulátorů nic takového nenastává. Člověk provádějící KPR neví, zdali došlo k úspěšnému podání defibrilačního výboje, pokud se nepodívá na signalizaci defibrilátoru nebo na EKG monitoraci patientského simulátoru. Účastníkům prováděné KPR na patientských simulátorech tak chybí důležitá zkušenost s pohybem těla po průchodu defibrilačního proudu kosterním svalstvem a pocit z reálnosti celé situace.

Při celkové analýze trhu s patientskými simulátory bylo zjištěno, že žádný z výrobců nenabízí patientský simulátor nebo tréninkový modul, který by dokázal simulovat pohyb lidského těla po podání defibrilačního výboje.

### **3 Cíle práce**

Cílem této bakalářské práce je analyzovat reálný pohyb pacienta po defibrilačním výboji. A zároveň současný stav možností pohybu patientského simulátoru po podání defibrilačního výboje u simulátorů SimMan ALS, 3G a ResusciAnne (Laerdal, Norsko).

Dále bude navržen a realizován systém pro pohyb patientského simulátoru po podání defibrilačního výboje s automatickou detekcí podání výboje. Velikost pohybu patientského simulátoru bude záviset na intenzitě podaného výboje.

## 4 Metody

Tato kapitola se zabývá popisem technického návrhu pro pohyb figuríny patientského simulátoru po podání defibrilačního výboje. Níže jsou rozebrány tři návrhy systému.

Prvním návrhem je využití nafukování vzduchového vaku vloženého pod záda figuríny. Po detekci defibrilačního výboje vydá kontrolní jednotka pokyn k otevření dvoucestného elektromagnetického ventilu, uvolní se tak průchod vzduchu ze zdroje vzduchu do nafukovacího vaku. Krátce poté se první ventil uzavírá a otevírá se druhý ventil, který uvolní vzduchu cestu z vaku, ten se tak vyfoukne. Vak při svém zvětšování objemu způsobeném jeho nafukováním nadzvedává figurínu nad podložku. Ihned po nafouknutí vaku dochází k jeho vyfukování a návratu figuríny do původní polohy. Změna objemu vzduchu ve vaku způsobuje pohyb figuríny a simuluje tak pohyb těla pacienta v důsledku podání defibrilačního výboje.

U druhého technického návrhu je pod záda figuríny vložen lineární aktuátor. Po detekci defibrilačního výboje kontrolní jednotka vydá pokyn k pohybu lineárního aktuátoru, který svým pohybem nadzvedá figurínu nad podložku a poté pohybem zpět vrací na své původní místo.

Jako třetí technický návrh bylo bráno v potaz využití pružiny vložené pod zády figuríny. Po podání defibrilačního výboje se pružina uvolní a svým pohybem způsobí pohyb figuríny vzhůru. Pružinu po uvolnění vrátí do své původní polohy lineární aktuátor.

Pro správné načasování pohybu figuríny je nutná detekce podaného defibrilačního výboje.

### 4.1 Detekce defibrilačního výboje

Pacientský simulátor Laerdal SimMan Resusci Anne, ale i mnoho jiných celotělových simulátorů mají na hrudním koši umístěné dvě elektrody, které slouží jako místa k podání defibrilačního výboje. Elektrický proud je po podání výboje veden z každé elektrody pomocí vodiče do výkonového rezistoru s elektronikou umístěného v dutině břišní figuríny, kde je energie výboje přeměněna na teplo a odvětrána. Nebo v případě kombinace zapojení jednotky ShockLink, nalepovacích elektrod a defibrilátoru je energie výboje přeměněna v ShockLinku [10, 19].

Pokud vodičem prochází elektrický proud, tak kolem vodiče existuje elektromagnetické pole, které se projevuje silovými účinky. Míru silového působení elektromagnetického pole na jednotkový náboj popisuje veličina zvaná Intenzita magnetického pole  $H$ . Siločáry kolem přímého vodiče mají tvar kružnice, takže intenzita elektromagnetického pole, která působí na jednotkový náboj se vypočítá pomocí vztahu:

$$H = \frac{I}{2 \cdot \pi \cdot a} \quad (4.1)$$

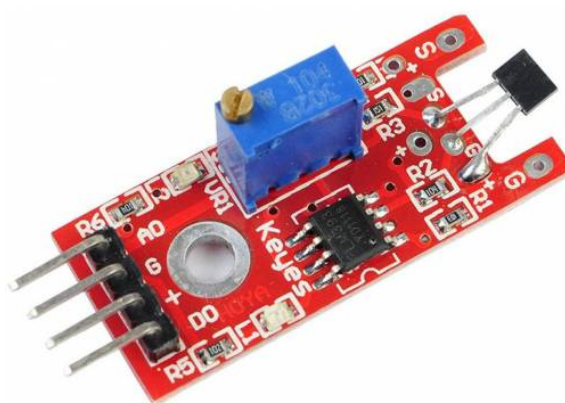
kde  $a$  je vzdálenost náboje od vodiče v metrech, a  $I$  je elektrický proud v Ampérech [21].

K měření intenzity elektromagnetického pole se v elektrotechnice používá součástka nazvaná Hallův senzor.

#### 4.1.1 Výběr Hallova senzoru

Na trhu se prodávají dva typy Hallových senzorů. Jeden typ má analogový lineární výstup, tento typ senzoru je vhodný k měření intenzity magnetického pole nebo k bezkontaktnímu měření elektrického proudu. Druhý typ senzoru má digitální výstup, pracuje na dvoustavovém principu. Pokud se senzor nachází v magnetickém poli má na výstupu napájecí napětí, pokud ne, tak má na výstupu napětí 0 V. Používá se k počítání otáček, počítání kusů nebo jako detektor polohy [22].

K detekci elektromagnetického pole způsobeného elektrickým proudem defibrilačního výboje je možné použít Hallův senzor. Z důvodu širokého měřicího rozsahu, nízké teplotní závislosti a dobré linearitě byl zvolen lineární Hallův senzor typu 49E s analogovým výstupem od společnost SEC Electronics Inc. Senzor má tři piny, zem, výstup a napájení. Lineární Hallův senzor má rozsah provozních teplot - 40 °C až 85 °C. Při teplotě 25 °C má citlivost 1,8 mV/mT. Za účelem zlepšení linearitě a širšímu měřicímu rozsahu je 49E lineární Hallův senzor integrovaný na modulu KY-024, viz na obrázku 4.1. Na modulu se s ním nachází LM 393 duální diferenční komparátor, potenciometr, šest rezistorů a dvě LED diody. Integrovaný obvod zaručuje na výstupu nízký šum, takže není nutné používat externí filtrování. Tenkovrstvé rezistory poskytují zvýšenou teplotní stabilitu a přesnost. Pomocí potenciometru je možné měnit citlivost senzoru. Typická citlivost modulu se senzorem je 1,45 mV/mT. Součástí modulu je i digitální výstup senzoru. Na výšku modul měří 3,6 cm a na šířku 1,5 cm [23, 24].

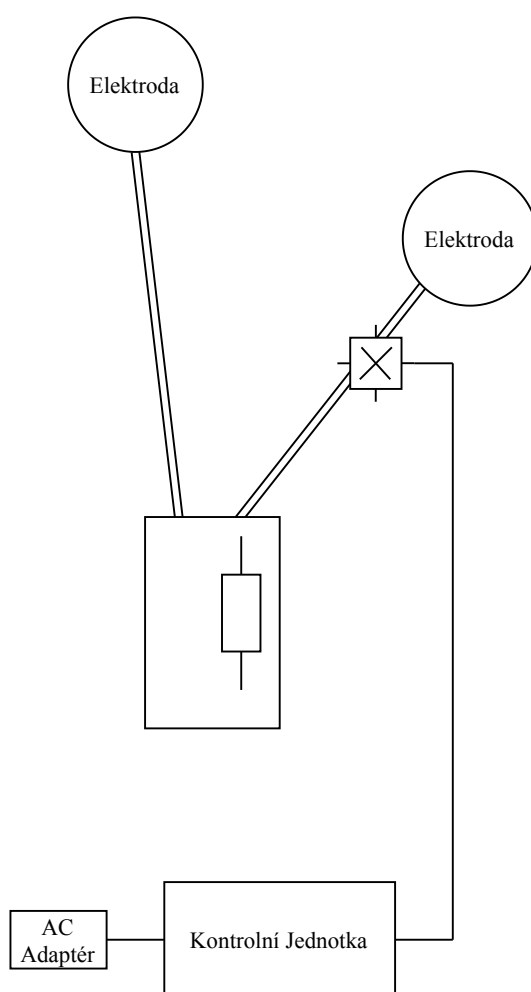


Obrázek 4.1: Hallův senzor modul KY-024. Převzato z [24]



### 4.1.2 Způsob detekce výboje

K vodiči vedoucího z elektrody do výkonového rezistoru je přiložený modul KY-024 Hallova senzoru, který dokáže detekovat přítomnost elektromagnetického pole. V případě, že je mezi figurínu a defibrilátor zapojen ShockLink, tak se Hallův senzor přiloží k vodiči spojující defibrilátor se ShockLinkem. Z Hallova senzoru je vyveden digitální výstup, kterým je vedena informace, zda se senzor nachází v elektromagnetickém poli, či nikoliv. Analogový výstup ze senzoru vede informaci o relativní intenzitě elektromagnetického pole v místě umístění senzoru v podobě úrovně napětí v rozmezí 0 až 5 V [24]. Schéma zapojení na detekci defibrilačního výboje je na obrázku 4.2.



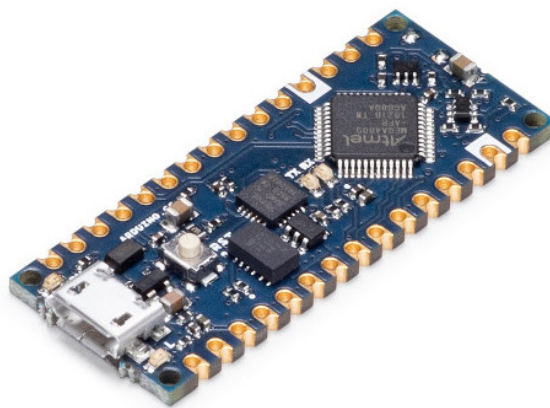
**Obrázek 4.2:** Schéma detekce defibrilačního výboje

Modul Hallova senzoru je napojený na kontrolní jednotku. Kontrolní jednotka vyhodnocuje signál ze senzoru. Hallův senzor ve spolupráci s kontrolní jednotkou dokáže podat informaci o podání defibrilačního výboje.

## 4.2 Kontrolní jednotka

Z důvodu potřeby vyhodnocovat signál z Hallova senzoru a provádění následných příkazů, je potřeba využít výpočetní jednotky, která by tyto úkony zajišťovala. Pro potřeby systému není zapotřebí kontrolní jednotka s velkým výpočetním výkonem. Důraz je kladen zejména na malé rozměry, jednoduchost a nízké napájecí nároky.

Požadovaným parametrům vhodně odpovídá mikrokontrolér Arduino Nano Every. Na výšku měří 45 mm a na šířku 18 mm. Deska je osazena ATmega4809 procesorem. Pracuje při provozním napětí 5 V. Na desce je 8 analogových 10bitových vstupních pinů a 12 digitálních pinů. K počítači lze připojit pomocí micro-USB konektoru [25].

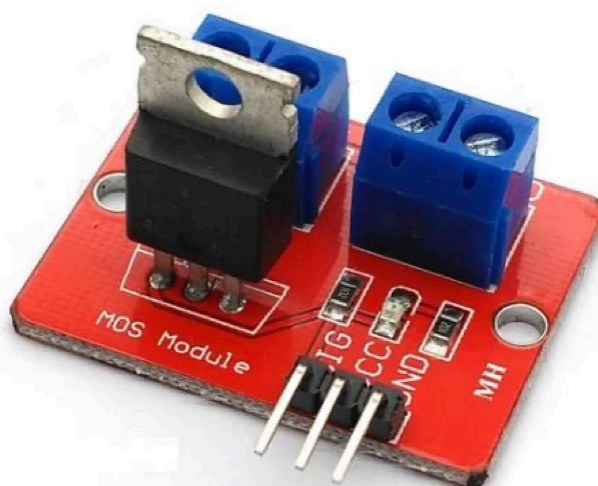


**Obrázek 4.3:** Arduino Nano Every. Převzato z [25]

Mikrokontrolér lze napájet pomocí USB-B kabelu s 5V adaptérem nebo připojením zdroje napětí na piny VIN a GND. Pro spolehlivé napájení je možné přivést na piny napětí v rozmezí od 6 do 21 V. Pokud dojde k detekci elektromagnetického pole v důsledku průchodu defibrilačního výboje, kontrolní jednotka vydá pokyn k sepnutí obvodu se zdrojem 24 V a zátěží [25].

## 4.3 Spínání obvodu pomocí tranzistoru

Schopností tranzistorů je pracovat jako spínač. Ke spínání obvodu se zdrojem a zátěží byl použit MOSFET tranzistor. Konkrétně se jedná o HEXFET tranzistor IRF520N. Jehož  $U_{DS}$  (drain-source) je 100 V,  $U_{GS}$  (gate-source) je  $\pm 20$  V, při  $U_{GS} = 10$  V a teplotě 25 °C je maximální  $I_D$  (proud drainem) 9,7 A. Tranzistor se nachází na spínacím modulu IRF520 MOSFET od výrobce ESES. Modul se skládá ze svorkovnice pro připojení vstupního napětí a svorkovnice pro připojení spínané zátěže. Také se zde nachází vstup, díky kterému se spíná a rozepíná tranzistor. Napájecí napětí je 3,3 až 5 V, maximální dovolený výstupní proud je 5 A a na zátěži může být až 24 V. Výhodou tohoto modulu je jeho kompatibilita s vývojovou platformou Arduino, která je v této práci využívána jako kontrolní jednotka [26].

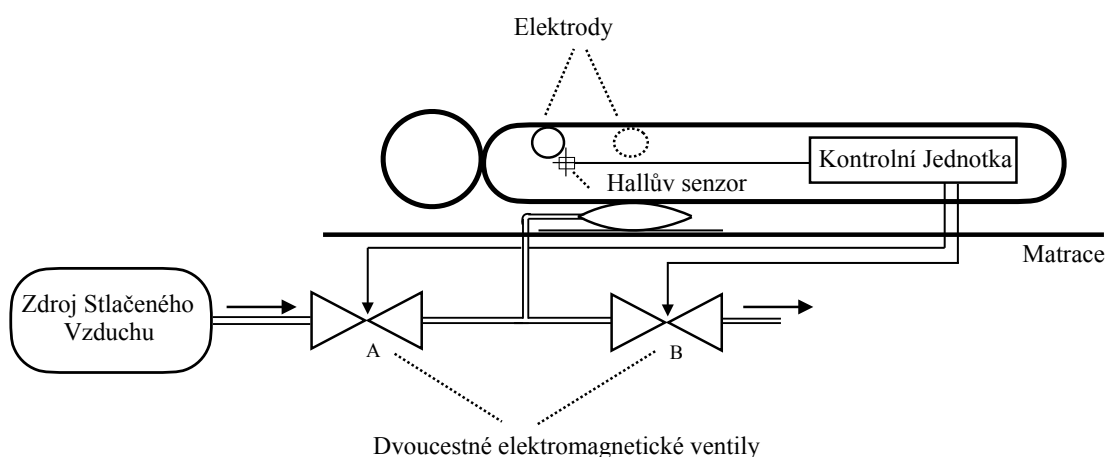


**Obrázek 4.4:** Spínací modul IRF520 MOSFET. Převzato z [26]

Když je tranzistor v sepnutém stavu, na zátěž je přivedeno napětí ze zdroje. Naopak pokud je tranzistor v rozepnutém stavu, tak zdroj a zátěž není vodivě spojena.

#### 4.4 Řešení s nafukovacím vzduchovým vakem

K pohybu figuríny je využito nafukovacího vzduchového vaku, který je vložen pod zády figuríny v oblasti mezi lopatkami, obrázek č. 3.1. Při nafukování vaku dochází k zvětšení objemu a v důsledku k nadzvednutí figuríny nad matrací. Ihned po nafouknutí se vak začíná vyfukovat a figurína se vrací do původní polohy.



**Obrázek 4.5:** Schéma systému pro pohyb figuríny s použitím vzduchového vaku

Mezi plynovým vakem a matrací je vložena pevná podložka, viz obrázek 4.5. Nachází se zde z důvodu, aby při nafukování tlak vzduchu ve vaku působil v co největší míře na záda figuríny a nedocházelo k tlumení působící síly o pružnou matrací. Pevná podložka tak zaručuje, aby docházelo pouze k tlaku na záda figuríny a k pohybu ve směru vzhůru.

#### 4.4.1 Uspořádání součástí mechanismu

Jako vhodný plynový nafukovací vak byl vybrán vak od společnosti PDR King o objemu 0,6 litru, nacházející se na obrázku č. 4.6. Vak je nafukován vzduchem z rozvodů stlačeného vzduchu. Za ventil zdroje stlačeného vzduchu je připojen redukční ventil, který upravuje hodnotu tlaku vzduchu směrem ke vzduchovému vaku. Výrobce uvedené maximální bezpečná hodnota tlaku vzduchu ve vaku je 2,6 baru [27].



Obrázek 4.6: PDR plynový vak. Převzato z [27]

Řízené nafukování a vyfukování vaku je dosaženo pomocí dvou elektromagnetických dvoucestných ventilů.

#### 4.4.2 Výběr ventilu

Vzduchové ventily umožňují řízení průtoku a tlaku v pneumatických a hydraulických systémech. K řízení tlaku se využívají tlakové ventily a redukční ventily. Ventily k hrazení tlaku se dělí na jednosměrné a dvoucestné (uzavírající). U jednosměrných je proudění tekutiny uzavřeno v jednom směru a umožňují její volný průtok v opačném směru. Uzavírací ventily slouží k hrazení průtoku tekutiny v obou směrech. Mohou se nacházet ve dvou funkčních polohách, otevřeno nebo uzavřeno. V otevřeném stavu za ideálních podmínek klade ventil protékající kapalině minimální odpor, v uzavřeném stavu by měl být dokonale těsný v obou směrech [28].

Mezi ventily, které lze elektricky aktivovat patří elektromagnetické ventily. Cívka nebo sedlo ventilu je spojeno s pístem z železitého kovu. Píst se posouvá v jádrové trubce, která je obklopena cívkou elektrického vinutí. Když cívkou prochází elektrický proud,

tak magnetické pole vytahuje nebo zasunuje píst a dochází k otevírání nebo zavírání ventilu. Většina ventilů pracuje s napájecím napětím 12 až 48 V [28].

Do návrhu je vhodné použít dvoucestný elektromagnetický ventil. Konkrétně byl vybrán Elektromagnetický ventil VX220AGA 2 portový NC 24 V DC ¼in od společnosti SMC, na obrázku 4.7. Ventil je nepřímý ovládaný (NC), pokud na něj není přivedeno napětí, tak je uzavřený. Napájecí napětí je 24 V. Průměr vstupního otvoru je 4 mm a maximální tlak vzduchu může být 1 MPa. Objemový průtok ventilu je 1,90 l/s. Vyrobený je z hliníku a pracuje při provozních teplotách od -20 °C do +60 °C [29].

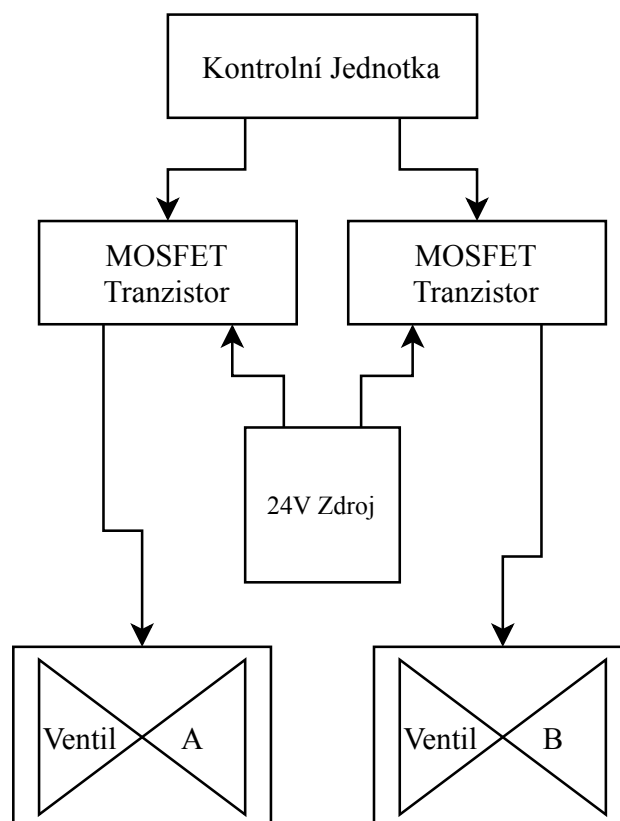


**Obrázek 4.7:** Elektromagnetický ventil VX220AGA. Převzato z [29]

Elektromagnetické ventily jsou uschovány v odkládacím prostoru pod nemocničním lůžkem. Ventily se tak nacházejí co nejbližší vaku, aby prodleva při nafukování a vyfukování byla co nejmenší. Zároveň se nacházejí na místě, kde nečinní potíže personálu v obsluze figuríny.

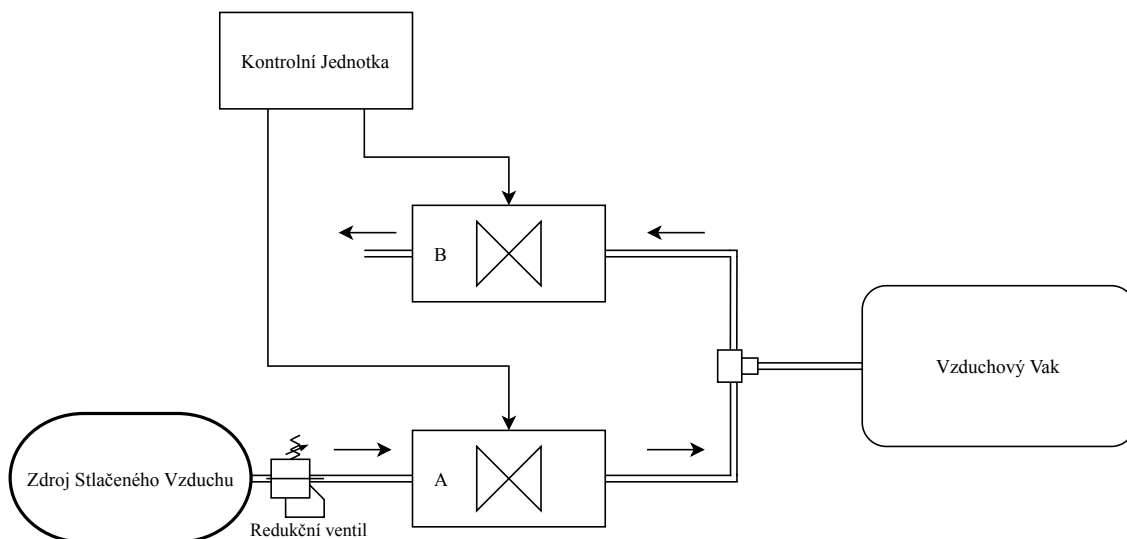
#### 4.4.3 Řízení činnosti ventilů

Aby docházelo ke správnému a synchronizovanému otevírání a zavírání obou ventilů je zapotřebí kontrolní jednotka, která řídí jejich činnost. Mikrokontrolér z kapitoly 4.2 dostane informaci o proběhlém defibrilačním výboji z Hallova senzoru, podrobněji vysvětleno v kapitole 4.1. a vydá pokyn k sepnutí MOSFET tranzistoru. Tranzistor je připojen ke zdroji 24 V / 1 A. Při sepnutí tranzistoru dojde k otevření elektrického obvodu a přívodu napětí na ventil, čímž dojde k jeho otevření. Schéma zapojení elektronických součástí je na obrázku 4.9.



**Obrázek 4.8:** Schéma zapojení elektrotechnických součástek

Při otevření elektromagnetického dvoucestného ventilu na obrázku 4.9 označeného jako ventil A dochází k uvolnění průchodu stlačeného vzduchu ze zdroje do vzduchového vaku a k nafouknutí vaku. Ihned po nafouknutí vzduchového vaku kontrolní jednotka vydá pokyn k rozeptnutí tranzistoru připojeného k ventilu A, elektrický obvod se tak rozpojí, dochází k uzavření ventilu A a zamezení přívodu vzduchu do plynového vaku. Zároveň s rozeptnutím tranzistoru připojeného k ventilu A nastává sepnutí druhého tranzistoru připojeného k ventilu označeného na obrázku 4.9 jako ventil B. Tento tranzistor otevře elektrický obvod od zdroje 24 V do ventilu B. Při otevření ventilu na obrázku 4.9 označeného jako ventil B je vzduchu uvolněna cesta ze vzduchového vaku do okolí. Vzduch, který je ve vaku v přetlaku vůči vzduchu v okolí se za účelem vyrovnání tlaku na dvou rozhraních přesune do okolí. Vyfukování vaku také pomáhá tíha figuríny o hmotnosti 50 kg, která tlačí na nafouknutý vak. Dojde tak k vyrovnání tlaků mezi dvěma rozhraními a vyfouknutí vzduchu z plynového vaku. Souběhem těchto úkonů je realizován pohyb figuríny.



**Obrázek 4.9:** Schéma zapojení elektromagnetických ventilů a vzduchového vaku

Pokud je k nafukování využíván zdroj stlačeného vzduchu o vysokém tlaku, je nutné mezi zdroj a ventil A zapojit redukční ventil, který snižuje tlak vzduchu ze zdroje na maximální hodnotu 4 bary.

#### 4.4.4 Doba otevření ventilů

Vzduchový vak je nafukován stlačeným vzduchem ze zdroje stlačeného vzduchu. Zdroj může být v podobě kompresoru, tlakové láhve nebo nemocničních rozvodů vzduchu. V nemocničních rozvodech je tlak vzduchu 5 baru, poté je nutné upravit tlak redukčním ventilem. V kompresoru i tlakové lahvi se dá tlak upravit zabudovaným ventilem. Objem vzduchu dodaný zdrojem k nafouknutí vaku se vypočítá pomocí stavové rovnice ideálního plynu:

$$p \cdot V = n \cdot R \cdot T \quad (4.2)$$

kde  $p$  je tlak vzduchu,  $V$  je objem,  $n$  je látkové množství,  $R$  je Molární plynová konstanta a  $T$  je termodynamická teplota. Látkové množství plynu ve vaku se musí rovnat látkovému množství dodaného zdroje vzduchu.

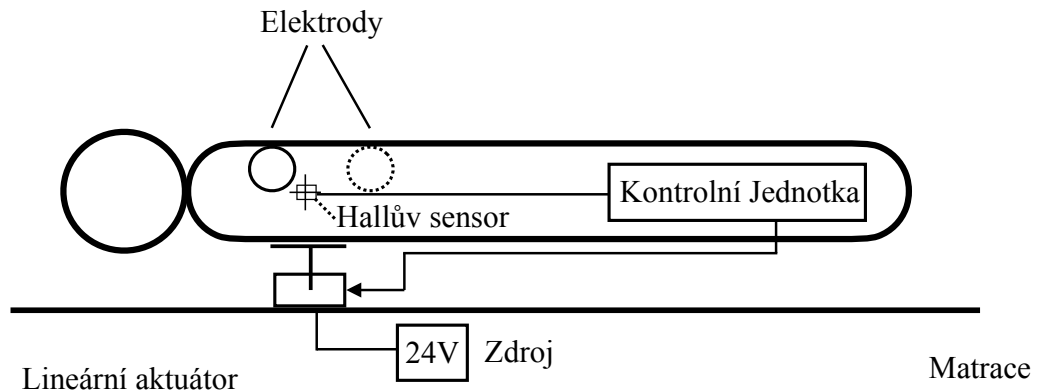
Doba nafukování vaku při objemovém průtoku se vypočítá pomocí vzorce:

$$Q_v = \frac{V}{t} \quad (4.3)$$

kde  $V$  je objem plynu a  $t$  je čas.

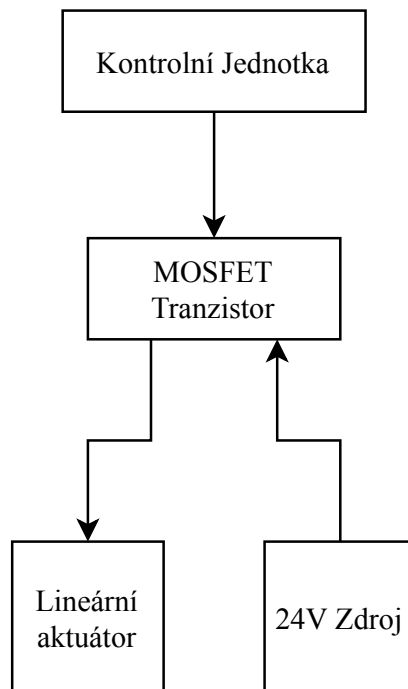
## 4.5 Řešení s lineárním aktuátorem

V tomto řešení se k pohybu figuríny využívá lineární aktuátor, který se vloží, tak jako nafukovací vzduchový vak z předešlého řešení, pod záda figuríny v oblasti mezi lopatkami. Lineární aktuátor svým pohybem zajistí nadzvednutí figuríny v oblasti zad nad podložku.



**Obrázek 4.10:** Schéma systému pro pohyb figuríny s použitím s lineárním aktuátorem

Pokud dojde k detekci elektromagnetického pole způsobeného podáním defibrilačního výboje, popsáno v kapitole 4.1, kontrolní jednotka vydá pokyn k sepnutí tranzistorů, viz. kapitola 4.2 a kapitola 4.3. V důsledku dojde k propojení obvodu elektromotoru se zdrojem 24 V. Po přívodu napětí na svorky elektromotoru se aktuátor posune o 25 mm a dojde tak k pohybu figuríny v oblasti zad vzhůru. Ihned poté se aktuátor posune zpět do původní polohy a s ním se vrací i záda figuríny na matraci.



**Obrázek 4.11:** Schéma zapojení elektrotechnických součástí

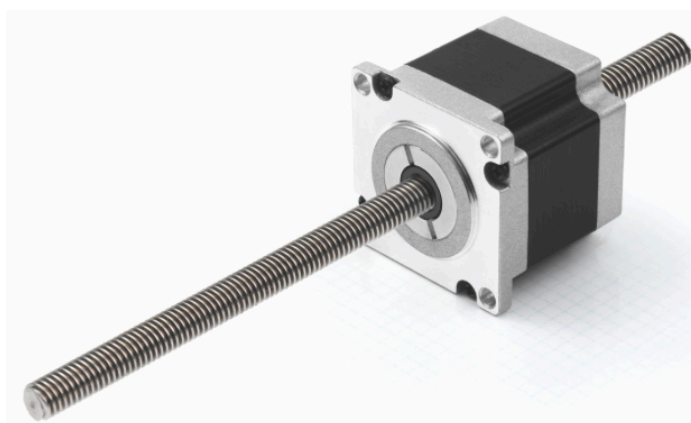


Lineární aktuátor je umístěn v prostoru o rozměrech 60x60x51 mm, který vzniknul po vystřížení matrace. Tento prostor polohou odpovídá prostoru mezi lopatkami figuríny.

#### 4.5.1 Lineární aktuátor

Aktuátory převádějí rotační pohyb elektromotoru na lineární posuvný pohyb. Pohon je tvořen pomocí elektromotoru a šnekovou nebo planetkovou převodovkou, pomocí které se převádí kroutící moment a otáčky. Lineární posuv se zajišťuje pomocí vodícího šroubu. Šroub se vyrábí v různých variantách, jednotlivé šrouby se liší v závislosti na požadované frekvenci pracovního cyklu a přesnosti. Elektromotory pracují nejčastěji s napětím 12 až 36 V, v rozsahu pohybu 20 až 999 mm a se silou až 12000 N [30].

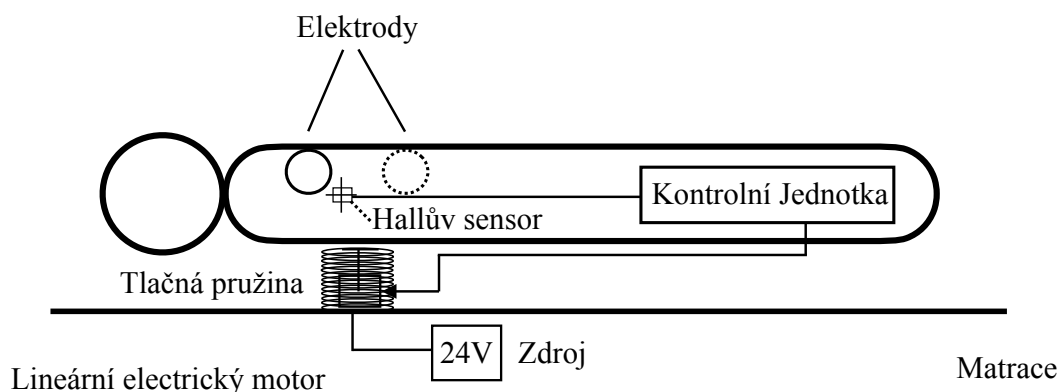
Nejvhodnějším dostupným lineárním aktuátorem je od společnosti Nanotec, jedná se o model L59. Rychlost posunu je 130 mm/s. Disponuje silou 500 N a rozlišením 30  $\mu\text{m}$  na jeden krok. Hmotnost aktuátoru je 0,65 kg a délka vodícího šroubu je 56 mm [31].



Obrázek 4.12: Lineární Aktuátor Nanotec L59. Převzato z [31]

#### 4.6 Řešení s pružinou

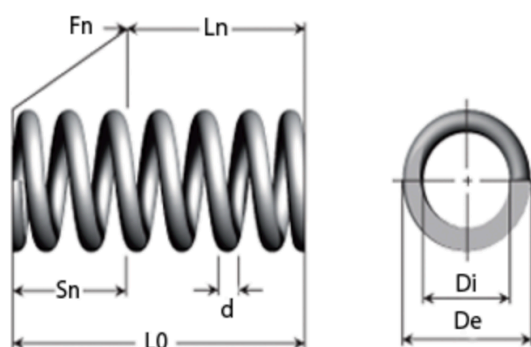
K docílení pohybu figuríny ve vertikálním směru je možné dosáhnout také pomocí pružiny. Po detekci defibrilačního výboje, popsáno v kapitole 4.1, kontrolní jednotka z kapitoly 4.2 vydá pokyn uvolňovacímu mechanismu pružiny. Dojde k uvolnění válcové tlačné pružiny, která svým pohybem nadzvedne figurínu v oblasti hrudníku, viz obrázek 4.13. Ihned po uvolnění pružiny kontrolní jednotka vydá pokyn k sepnutí tranzistoru z kapitoly 4.3. Dojde k sepnutí obvodu lineárního aktuátoru z kapitoly 4.5.1 a zdroje 24 V. Lineární aktuátor svým pohybem stáhne pružinu na původní místo. Závažnost figuríny se tak k navrátí na matraci.



**Obrázek 4.13:** Schéma systému pro pohyb figuríny s použitím s tlačnou pružinou

Síla tlačné pružiny se akumuluje jejím stlačením a opět se uvolní v momentě, když se pružině umožní návrat do původní polohy. Používají se tak v mnoha konstrukcích vyžadujících přitlak. Tlačná pružina je technologicky nenáročná komponenta s dlouhou životností. Pružiny se prodávají o různých velikostech průměru, tuhosti pružiny a průměru drátu.

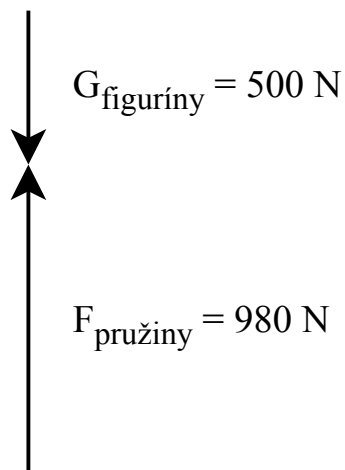
Pro systém pohybu figuríny po defibrilačním výboji je vhodná pružina č. 13880 od společnosti Sodemann. Pružina má průměr drátu 5 mm a vnější průměr 45 mm. Tuhost pružiny je 28,34 N/mm [32].



<b>d - Průměr drátu (mm)</b>	5,00
<b>De - Vnější průměr (mm)</b>	45,00
<b>Di - Vnitřní průměr (mm)</b>	35,00
<b>L0 - Délka bez zatížení (mm)</b>	64,00
<b>Ln - Max. délka při zatížení (mm)</b>	29,60
<b>Sn - Maximální zdvih (mm)</b>	34,40
<b>Fn - Maximální zatížení při Ln (N)</b>	980,67
<b>R - Tuhost pružiny (N/mm)</b>	28,34

**Obrázek 4.14:** Tlačná pružina 13880. Převzato z [32]

Pružina je před podáním výboje stlačená, po podání výboje dojde k jejímu uvolnění a návratu do původní délky. Pružina musí překonat tíhu figuríny, která při její hmotnosti 50 kg je 500 N. Maximální zatížení vybrané pružiny je 980 N. Síla pružiny je tak vyšší než tíha figuríny. Na obrázku 4.15 je zobrazeno působení sil po uvolnění pružiny [32].



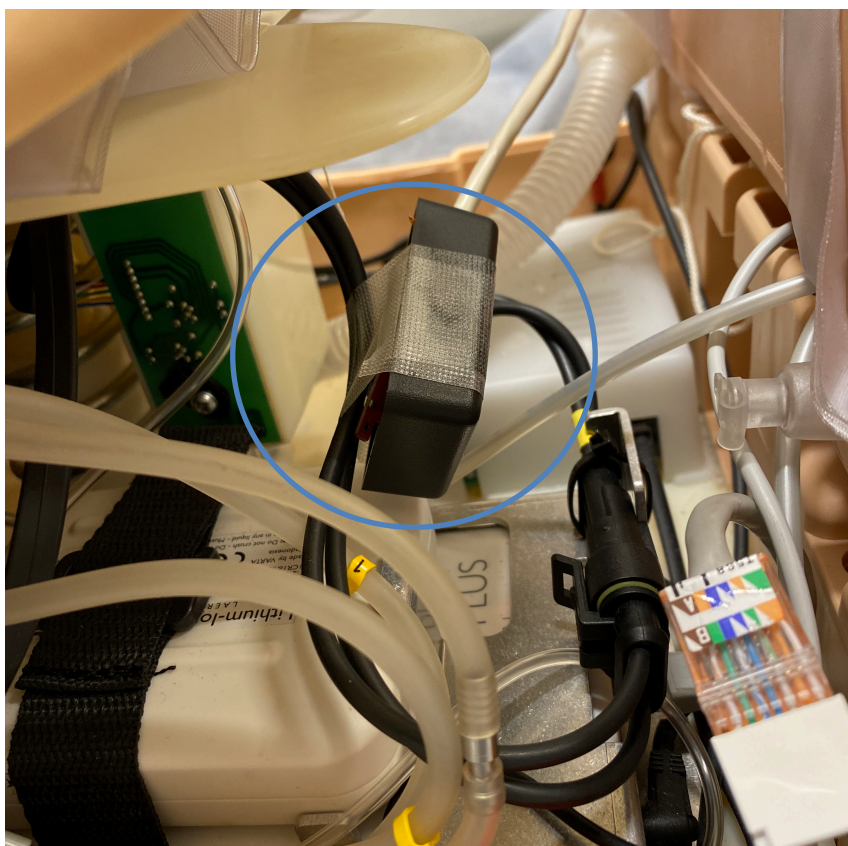
**Obrázek 4.15:** Působení sil po uvolnění pružiny

## 5 Výsledky

Po metodologickém rozboru možných variant systému pohybu figuríny patientského simulátoru po defibrilačním výboji bylo jako nejvhodnější variantou vybráno řešení s nafukovacím vzduchovým vakem. Hlavním důvodem byla univerzálnost použití mezi různými figurínami a lůžky. Není závislé na úpravě patientského simulátoru ani matrace nebo podložky, na kterém je figurína umístěna. Dále je popsáno sestavení komponent hardwarové části.

### 5.1 Hardwarové řešení

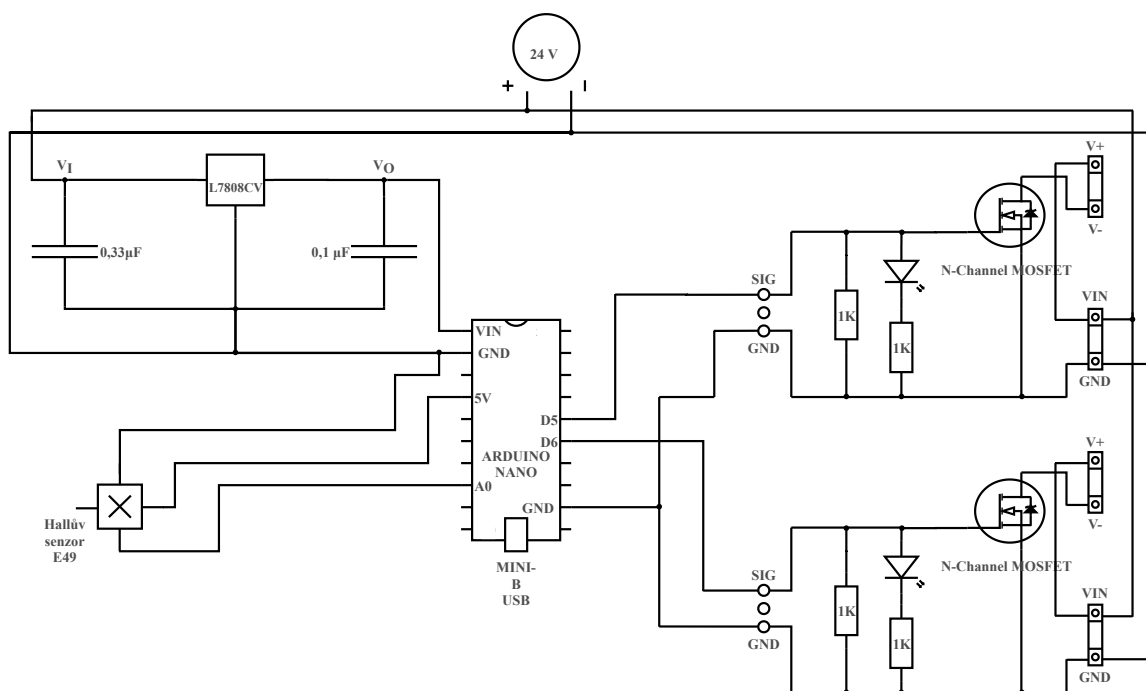
Kontrolní jednotka a modul KY-024 Hallova senzoru jsou vodivě spojeny 1,5 m dlouhým čtyřžilovým vodičem. Modul Hallova senzoru je vložen do krabičky o rozměrech 50x25x15 mm a lepicí páskou je připevněn k vodiči z elektrod do výkonového rezistoru v oblasti hrudníku figuríny. Krabička se senzorem je na obrázku 5.1 označena modrým kroužkem.



**Obrázek 5.1:** Připájený modul ke snímání defibrilačního výboje

### 5.1.1 Elektrotechnické zapojení

Na desku pájivého pole je připevněn napájecí souosí konektor PC-GK2.1 do kterého je zapojen 24V napájecí síťový zdroj VSZ-24-01. Schéma pájivého pole je na obrázku 5.2. Stabilizátor napětí L7808CV upravuje napětí ze zdroje na hodnotu 8 V. Z důvodu zlepšení stabilizace jsou zapotřebí dva kondenzátory. Jeden o kapacitě 0,33  $\mu\text{F}$  se nachází na vstupu a druhý o kapacitě 0,1  $\mu\text{F}$  na výstupu. Napětí z výstupu stabilizátoru je přivedeno na pin VIN Arduina Nano, pomocí kterého může být mikrokontrolér napájen. Z PWM výstupů Arduina D5 a D6 je veden signál na vstupy dvou modulů KY-024 s IRF520 MOSFET tranzistorem. Na svorky VIN a GND modulů je přivedeno napětí z 24V napájecího síťového zdroje. Ze svorek V+ a V- jsou napájeny elektromagnetické ventily. Hallův senzor je přes čtyřžilový vodič napájen 5V výstupem Arduina. Analogový výstup senzoru je přiveden na A0 vstup. Arduino i senzor jsou připojeny ke společné zemi.

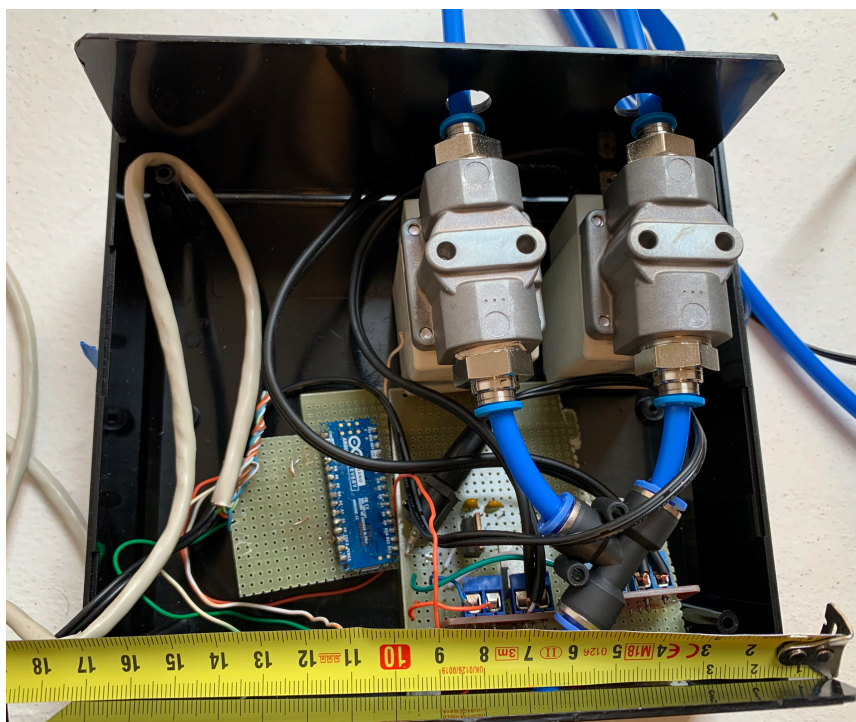


**Obrázek 5.2:** Schéma zapojení elektrotechnických součástek systému (Arduino Nano, stabilizátor L7808CV, Hallův senzor E49, kondenzátory, rezistory 1K, LED diody, tranzistory IRF520N, svorky)

### 5.1.2 Krabice s ventily a pájivým polem

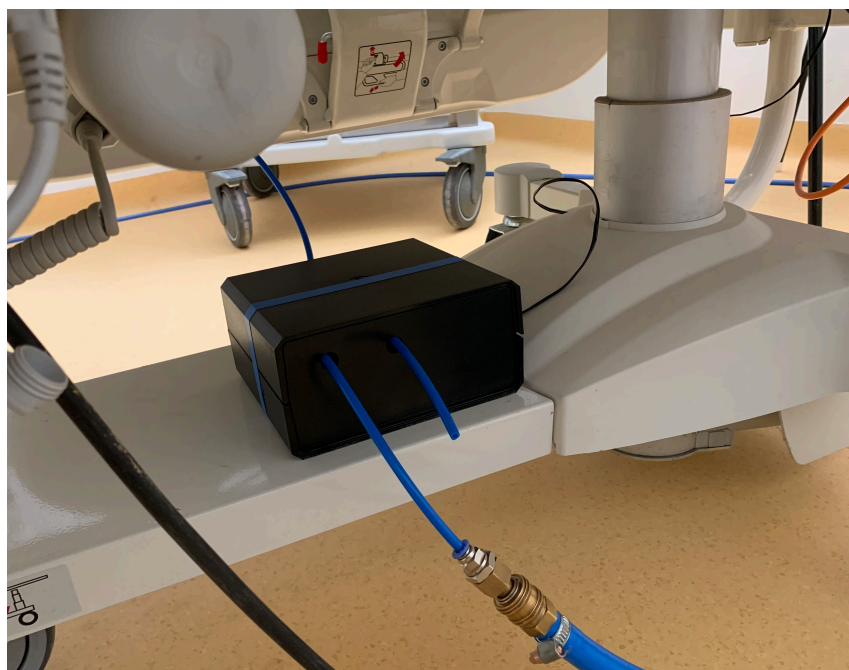
Dva elektromagnetické ventily popsané v kapitole 4.4.2 jsou umístěné v plastové krabici o rozměrech 178x160x85 mm, viz obrázek 5.3. Společně s nimi se zde nachází pájivé pole z kapitoly 5.1.1. Do krabice je veden jedním otvorem kabel z 24V napájecího síťového zdroje za účelem napájení ventilů a volitelně microUSB kabel k napájení kontrolní jednotky z kapitoly 4.2. Ze vzduchových výstupů ventilů jsou

vedeny vzduchové hadice, které jsou následně spojeny do jedné. Od spojky hadic je druhým otvorem vedena vzduchová hadice do vzduchového vaku. Otvor na druhé straně umožňuje vstup hadice ze zdroje stlačeného vzduchu do vstupu ventilu A. Dalším otvorem v krabičce je vyvedena hadice z ventilu B, kterou je vyfukován vzduch z vaku. Z krabičky je také samostatně vyveden bílý vodič s Hallovým senzorem.



**Obrázek 5.3:** Krabička s elektromagnetickými ventily a pájivým polem

Krabička s ventily a pájivým polem je uložena pod nemocničním lůžkem s patientským simulátorem, viz obrázek 5.4.



**Obrázek 5.4:** Uložení krabičky pod postelí

## 5.2 Softwarové řešení

K programování kontrolní jednotky je využíváno vývojové prostředí Arduino, kombinuje emulaci portu RS-232, správu knihoven a desek, vestavěný kompilátor a prostředí pro programování. Programovacím jazykem je Wiring postavený na C a C++. Samotný software pro programování se jmenuje Arduino IDE.

### 5.2.1 Zpracování signálu z Hallova senzoru

Na A0 výstupu z Hallova senzoru je analogový signál v úrovních od 0 do 5 V, tento signál je přiveden na A0 vstup Arduino Nano. Mikrokontrolér disponuje 10bitovým A/D převodníkem. Maximální vzorkovací frekvence funkce *analogRead()* je 10 kHz, funkce čte úroveň napětí analogového signálu na vstupu a převádí na číslo v rozsahu 0 až 1023 [33]. K vyhodnocení signálu ze senzoru slouží kód na obrázcích 5.5 a 5.6. Nejdříve je nutné definovat proměnné a nastavit vstupy a výstupy mikrokontroléru, viz obrázek 5.5.

```
int led = 13 ; // LED on arduino
int digitalPin = 6; // linear Hall magnetic sensor digital interface
int analogPin = A1; // linear Hall magnetic sensor analog interface
int digitalVal ; // digital readings
int analogVal; // analog readings
int treshold=10; // menší= citlivější

long average;

void setup ()
{
  // analogReference(INTERNAL1V1);

  pinMode (led, OUTPUT);
  pinMode (digitalPin, INPUT);
  //pinMode(analogPin, INPUT);
  Serial.begin(9600);

  average = analogRead(analogPin);

  digitalWrite(led, LOW);
}
```

**Obrázek 5.5:** Ukázka kódu: zavedení proměnných

Na obrázku 5.6 je nekonečná smyčka *loop*. Ve smyčce je proměnná *analogVal* do které je uložena hodnota z funkce *analogRead()*. Ve funkci proměnné *long delta* je uložena hodnota, která vznikla rozdílem *analogVal* s proměnnou *average*. Pokud se proměnná *delta* liší od plovoucího průměru (*average*) o více, než je definován *treshold*, vypíše se rozdíl. Po vypsání rozdílu se resetuje plovoucí průměr, protože akce trvala po

nějakou dobu a intenzita magnetického pole se mohla změnit. Pokud se *delta* neliší od průměru o *threshhold*, dojde pouze k aktualizaci plovoucího průměru. Takto se pokračuje, dokud nedojde ke změně intenzity magnetického pole. Hodnota proměnné *threshhold* je přednastavena na 15. Čím je tato hodnota menší, tím citlivěji se program chová.

```
void loop ()
{
  // preciti uroven z analogoveho vstupu
  analogVal = analogRead(analogPin);

  // porovnej uroven vuci plovoucimu prumeru, vysledek uloz do promenne delta
  long delta = analogVal - average;

  // je delta absolutne vetsi jak prahova hodnota?
  if (delta < -threshhold || delta > threshhold) {
    // pokud ano, vypis rozdil
    Serial.println(delta);
    // a proved akci
    action();
    // po provedeni akce resetuj plovouci prumer
    // akce mohla chvili trvat a prumerna uroven magnetickeho pole se mohla zmenit
    average = analogRead(analogPin);
  } else {
    // pokud neni, jen aktualizuj plovouci prumer
    average = (average*63+analogVal)>>6;
  }

  if (digitalRead(5) == HIGH)
    digitalWrite(5, LOW);
  else
    digitalWrite(5, HIGH);
}
```

Obrázek 5.6: Ukázka kódu: podmínka ve smyčce

### 5.2.2 Činnost ventilů

Do podmínky *if* z kódu z obrázku 5.6 jsou vloženy příkazy, které se provedou, pokud dojde k podání defibrilačního výboje, viz obrázek 5.7. Příkaz *digitalWrite(pin,HIGH)* říká, že má být na výstup PWM pinu přivedeno napětí 5 V. Výstupy na uvedených pinech 5 a 6 dávají příkaz ke spínání tranzistoru v obvodu se zdrojem 24 V a ventily uvedené v kapitole 4.3. Příkaz *delay()* způsobí zastavení výpočtů mikrokontroléru a podržení předchozího příkazu po dobu v milisekundách. Proměnná *x* je tak doba, po kterou má být na výstupu pinu napětí 5 V a otevřen ventil A. Ihned poté se ventil A uzavře a otevře se ventil B, který se po uplynutí doby proměnné *y* příkazem *digitalWrite(pin,LOW)* uzavře. Dojde tak k nafouknutí a vyfouknutí vzduchového vaku.



```

// je delta absolutne vetsi jak prahova hodnota?
if (delta < -treshold || delta > treshold) {
  // pokud ano, vypis rozdil
  Serial.println(delta);
  // a proved akci

  digitalWrite(5, HIGH); // A] Otevre se ventil
  delay(x); // doba otevreni ventilu A v (ms)

  digitalWrite(5, LOW); // A se uzavre
  delay(0); // Ventil B se ihned (zaroven) otevre

  digitalWrite(6, HIGH); // otevreni ventilu B
  delay(y); // doba otevreni ventilu B v (ms)

  digitalWrite(6, LOW); // Ventil B se uzavre
  delay(0);
  // po provedeni akce resetuj plovouci prumer
  // akce mohla chvili trvat a prumerna uroven magnetickeho pole se mohla zmenit
  average = analogRead(analogPin);

```

Obrázek 5.7: Ukázka kódu: otevírání ventilů

### 5.3 Doba otevření dvoucestných ventilů

Zdrojem vzduchu je kompresor Laerdal Compressor unit s hodnotou tlaku plynu 4 bary a objemovým průtokem 0,75 l/s. Výrobce určený maximální tlak vzduchu v nafukovacím vzduchovém vaku o objemu 0,6 litru je 2,6 baru [27].

Po úpravě rovnice (4.2) dostaneme tento vztah:

$$\frac{p \cdot V}{R \cdot T} = \frac{p \cdot V}{R \cdot T}$$

kde na levé straně je stavová rovnice pro plyn ve vaku a na pravé straně pro plyn dodaného kompresorem při stálé teplotě 25 °C. Látkové množství vzduchu dodaného kompresorem musí být stejné jako látkové množství, které se nafoukne do vaku. Po dosazení hodnot do vztahu (4.2) dostaneme:

$$V = 0,39 \text{ l}$$

Pro nafouknutí vaku o objemu 0,6 l při tlaku vzduchu ve vaku 2,6 baru je zapotřebí 0,39 l vzduchu dodaného kompresorem pod tlakem 4 bary.

Po úpravě a dosazení do vztahu (4.3) je čas otevření ventilu A.

$$t = 0,52 \text{ s}$$

K plnému nafouknutí vzduchového vaku kompresorem s tlakem 4 bary je doba otevření ventilu A 500 ms. Doba otevření ventilu B je 1500 ms, tato hodnota je dostatečná k vyfouknutí vaku.

### 5.3.1 Doba otevření ventilů podle intenzity výboje

Pro simulování intenzity podaného výboje je zásadní doba nafukování vzduchového vaku a s tím spojený objem vzduchu, který se do vaku dostane. Čím je doba otevření ventilu A kratší, tím méně vzduchu se dostane do vaku a dojde k nižšímu nadzvednutí figuríny. Doba otevření ventilu B, kterým se vak vyfukuje, nemá na simulaci intenzity vliv.

Velikost intenzity defibrilačního výboje je přímo úměrná velikosti proměnné *delta* z kapitoly 5.2.1. Experimentálně se zjistilo, že lze vizuálně rozeznat pouze dvě úrovně nadzvednutí figuríny, tak aby se věrně simuloval pohyb pacienta podle velikosti energie podaného výboje. Pomocí vzorců (4.2) a (4.3) byla vypočítána doba otevření ventilu A pro energii výboje do 80 J a pro energii nad 80 J. Pro energii výboje do 80 J, kdy je *delta* menší než 30, je doba otevření ventilů 400 ms. Za tuto dobu se vak nestihne nafouknout celý. Dojde k nadzvednutí zad figuríny o 75 % výšky plně nafouknutého vaku. Pokud je podán výboj o velikosti vyšší než 80 J, vak se nafoukne zcela, jak je uvedeno v kapitole 5.3. A figurína se nadzvedne o výšku plně nafouknutého vaku. Za tímto účelem se do podmínky *if* uvedené v kapitole 5.2.2 byly vloženy příkazy z obrázku 5.8.

```
if (delta<=30)
{
digitalWrite(5, HIGH); // A] Otevře se ventil
delay(400); // doba otevření ventilu A v (ms)

digitalWrite(5, LOW); // A se uzavře
delay(0); // Ventil B se ihned (zaroven) otevře

digitalWrite(6, HIGH); // otevření ventilu B
delay(1500); // doba otevření ventilu B v (ms)

digitalWrite(6, LOW); // Ventil B se uzavře
delay(0);
}

if (delta>30)
{
digitalWrite(5, HIGH); // A] Otevře se ventil
delay(500); // doba otevření ventilu A v (ms)

digitalWrite(5, LOW); // A se uzavře
delay(0); // Ventil B se ihned (zaroven) otevře

digitalWrite(6, HIGH); // otevření ventilu B
delay(1500); // doba otevření ventilu B v (ms)

digitalWrite(6, LOW); // Ventil B se uzavře
delay(0);
}
```

**Obrázek 5.8:** Otevírání ventilů podle intenzity výboje

## 5.4 Ověření funkčnosti

Ověření funkčnosti systému závisí zejména na vizuální zkušenosti účastníků simulace a jejich pocitu z reálnosti simulovaného scénáře. Za tímto účelem byl osloven expert na problematiku patientských simulátorů MUDr. Mikuláš Mlček, Ph.D. vedoucí lékař SIM centra 1. LF UK. Dle jeho expertního pohledu je systém ve své první verzi plně vyhovující a přináší značné zvýšení reálnosti situace po podání defibrilačního výboje. Cílem simulací je co nejvěrnější napodobení reálných situací. Technické doplňky jako je systém pro pohyb patientského simulátoru po defibrilačním výboji pomáhají k odbourání rozdílu mezi figurínou a pacientem a tím zlepšují uvěřitelnost simulačního scénáře. Zvyšuje se tak edukační význam simulace a celkový přínos pro osoby provádějící simulaci.

## 6 Diskuse

Pomocí všech tří zmíněných řešení je možné dosáhnout pohybu figuríny po defibrilačním výboji, pouze jiným způsobem. Figurína se po podání defibrilačního výboje v oblasti zad nadzvedne nad podložku a poté se vrátí do původní polohy, simuluje tak reálný pohyb pacienta po výboji.

K detekci defibrilačního výboje byl vybrán Hallův senzor z důvodu nutnosti minimálního zásahu do konstrukce patientského simulátoru a univerzálnosti pro použití s klasickými i nalepovacími elektrodami defibrilátoru. Není potřeba žádná úprava stávajících součástí patientského simulátoru. Senzor se připevní k vodičům z elektrod v oblasti hrudního koše, kde je dostatek prostoru. Senzor spolehlivě detekuje elektromagnetické pole při výboji s energií 30 J a vyšší, což je pro většinu případů plně dostačující. Místo Hallova senzoru by se dalo využít proudového senzoru vloženého mezi vodiče z elektrod a výkonový rezistor. V tomto případě by byl nutný zásah do konstrukce figuríny a možné narušení bezpečnosti pro obsluhu. Výhodou proudového senzoru by mohla být vyšší přesnost i u výbojů s nižší energií. Kontrolní jednotku Arduino Nano je možné napájet pomocí integrovaného microUSB konektoru a 5V adaptéru s USB kabelem. Mikrokontrolér je také možné napájet pomocí pinů VIN a GND, kam se přivede napětí  $V_{OUT}$  ze stabilizátoru. Pokud by byla kontrolní jednotka napájena přes piny VIN a GND napětím ze stabilizátoru, musí být na  $A_{REF}$  vstup mikrokontroléru přivedeno referenční napětí se kterým je porovnávána hodnota napětí na výstupu z Hallova senzoru. Na pájivé pole by se integroval prvek napěťová reference 5 V. Nutnost použití napěťové reference lze vyřešit také softwarovou cestou. Arduino Nano je schopno vlastní interní napěťové reference [33]. Do kódu programu do závorek *void setup* se vloží příkaz pro nastavení interní napěťové reference. Proměnná *threshhold* nesmí být nastavena příliš nízko, v rozmezí 0 až 10 může docházet k chybnému vyhodnocení signálu. Program vyhodnotí šum okolí jako změnu magnetického pole. Proto je optimální hodnota mezi 10 a 20, kdy šum nedosahuje takto vysokých hodnot a zároveň je možné spolehlivě detekovat elektromagnetické pole. Limitací detekce defibrilačního výboje Hallovým senzorem je nutnost podávat výboj pomocí externího klinického defibrilátoru, u cvičných defibrilátorů není podán skutečný výboj a není tak možné senzorem detekovat elektromagnetické pole kolem vodiče. Systém bude využíván na 1. LF UK, kde je součástí výuky práce s externími klinickými defibrilátory a patientskými simulátory.

U řešení s lineárním aktuátorem je podmínkou vytvoření prostoru pro aktuátor pod figurínou. Bylo by nutné provést úpravu matrace nemocničního lůžka. Pokud by se aktuátor umístil pod záda figuríny bez úpravy matrace, musela by omezit volnost manipulace s figurínou. Při nácviku KPR by hrozilo poškození aktuátoru v důsledku sil působících při provádění KPR nebo by se aktuátor mohl posunout do jiné polohy, než je vhodné k pohybu figuríny. Výhodou oproti řešení s nafukovacím vakem je, že kolem figuríny se nikde nevyskytují gumové hadice a ventily. Z krabičky s pájivým pojem

vedou pouze dva vodiče k elektromotoru. Hlavní nevýhodou využití lineárního aktuátoru jako pohon pro pohyb figuríny je, že žádný dostupný aktuátor není schopný dosáhnout takové rychlosti a zároveň splňovat nároky na sílu a rozměry. Se stávajícími aktuátory tak není možné dosáhnout věrné simulace pohybu pacienta po defibrilačním výboji.

Řešení s tlačnou pružinou řeší nedostatek rychlosti lineárního aktuátoru při pohybu figuríny směrem vzhůru. Pružina ihned po uvolnění nadzvedne figurínu, problém nastává při pohybu s figurínou směrem dolů. Stahování pružiny provádí lineární aktuátor, který ale stejně jako v přechozím řešení nedokáže vyvinout potřebnou rychlost, aby pohyb figuríny vypadal věrně. Problém by také mohl nastat se stabilitou figuríny, pokud by ležela na pružině. Také by se snížil komfort při obsluze figuríny, kdy by účastníci simulace museli dávat pozor, aby nedošlo k poškození pružiny nebo k jejímu vychýlení mimo správnou pozici.

Z výše popsaných důvodů je pro využití v praxi lépe použitelné řešení s nafukovacím vzduchovým vakem. Vak položený pod zády nijak nebrání volné manipulaci s figurínou. Obsluha figuríny si musí dávat pouze pozor na gumovou hadici, která vede z vaku do ventilů. Při běžné práci s patientským simulátorem je hadice schována pod peřinou a účastníci simulace s ní není v kontaktu. To stejné platí i pro vodič z Hallova senzoru do kontrolní jednotky. Vodič vede z dutiny břišní pod peřinou do krabičky, ve které jsou uloženy ventily a pájivé pole s kontrolní jednotkou. Systém je plně automatický, před zahájením práce se simulátorem musí obsluha pouze zapojit napájecí adaptér do zásuvky a připojit hadici ke zdroji stlačeného vzduchu.

Kvalita simulace závisí především na časovém zpoždění mezi detekcí defibrilačního výboje, otevřením ventilů a nafouknutím a vyfouknutím vzduchového vaku. Díky dostatečnému výkonu mikrokontroléru je zpracování signálu z Hallova senzoru a vydání příkazu k otevření ventilu v řádech milisekund. Zásadní je doba nafouknutí a vyfouknutí vaku. Rychlost nafukování je z pohledu účastníků simulace dostatečně rychlá k věrné simulaci pohybu pacienta. Dobu nafukování vzduchového vaku by bylo možné ještě zkrátit zvýšením objemového průtoku a tlaku vzduchu ze zdroje stlačeného vzduchu. Vyfukování, které je způsobené tíhou figuríny a přetlakem vzduchu ve vaku, by v ideálním případě mohlo být o desítky milisekund rychlejší. Do systému bylo by nutné zakomponovat aktivního odsávání vzduchu z vaku a jeho správné načasování s činností ventilů. Zkrácení doby nafukování a vyfukování vzduchového vaku by se také dalo docílit pomocí ventilů a hadic s vyšším maximálním objemovým průtokem při současném zvýšení tlaku v systému.

Pokud je figuríně podán defibrilační výboj o energii menší než 30 J, nedojde k nafouknutí vaku z důvodu nezaznamenání slabého elektromagnetického pole Hallovým senzorem. Velikost intenzity magnetického pole odpovídá velikosti energie podaného defibrilačního výboje. Proto bylo možné podle velikosti úrovně analogového signálu z Hallova senzoru nastavit odpovídající reakci v podobě výšky vertikálního nadzvednutí

zad figuríny. Simulace intenzity defibrilačního výboje byla vyřešena úpravou doby otevření elektromagnetického ventilu a nafouknutým objemem vzduchu do vaku podle podané velikosti energie výboje. K ideálnímu vyřešení simulace intenzity pohybu figuríny v závislosti na velikosti energie podaného výboje by bylo nutné změřit prohnutí zad reálného pacienta po podání výboje a poté zjištěné hodnoty aplikovat na objem vzduchu, který se dostane do vaku a nadzvedne figurínu. Tento postup je ve školních laboratorních podmínkách neproveditelný.

Relativně jednoduché součástky jako jsou hadice a vzduchový vak poskytují při standardním používání dlouhou životnost systému. K většímu namáhání dochází pouze u vaku vlivem vysokého tlaku vzduchu, ale doba otevření ventilu je nastavena na takovou hodnotu, aby nedocházelo k přetlakování vaku a možnému prasknutí. Za běžné situace je vak celou svojí plochou schovaný pod zády figuríny, personál tak neví, že se zde nachází systém na simulaci pohybu. I díky tomu je simulace věrohodnější.

Výhodou řešení s nafukovacím vzduchovým vakem je také jeho univerzálnost. Toto řešení je možné využít u celotělových patientských simulátorů od takřka všech výrobců. Není závislé pouze na figurínách společnosti Laerdal Medical AS. Je možné jej využít i u patientských simulátorů, které nejsou uzpůsobené k podávání defibrilačních výbojů. Pokud by se řešení aplikovalo na figurínu, která nedisponuje výkonovým rezistorem a elektrodami určenými k podávání defibrilačního výboje a použilo by se zařízení ShockLink. Hallův senzor by se přemístil z oblasti hrudníku a připevnil by se na vodič mezi defibrilátorem a ShockLinkem.

V ideálním případě by se funkčnost systému ověřovala ve výuce studentů všeobecného lékařství 1. LF UK. Se studenty by byl nejdříve proveden scénář kardiopulmonální resuscitace s patientským simulátorem bez systému k simulaci pohybu pacienta po defibrilačním výboji. Poté by se provedl ten stejný scénář s tím rozdílem, že by bylo využito systému k simulaci pohybu pacienta. Následně by se u studentů provedlo dotazníkové šetření a zhodnocení věrohodnosti simulace. Tento způsob ověření nebylo možné uskutečnit, protože při dokončování práce studenti nechodili do školy z důvodu pandemie virové choroby covid-19.

Se zavedením systému do praxe by došlo ke zlepšení věrohodnosti prováděné kardiopulmonální resuscitace ve výuce a tréninku zdravotnického personálu v rámci postgraduální výuky, studentů medicíny a nelékařského zdravotnického personálu nebo vojáků z povolání. Systém pomáhá k odbourání rozdílu mezi figurínou a pacientem a tím zlepšuje uvěřitelnost simulačního scénáře. Účastníci simulace by měli reálnou zkušenost s pohybem těla po průchodu defibrilačního výboje myokardem a kosterním svalstvem. Účastníci by tak byli lépe připraveni na skutečné situace v současném nebo budoucím zaměstnání.

## 7 Závěr

V této práci byl analyzován pohyb pacienta po defibrilačním výboji a současný stav možností pohybu. Dále byl popsán způsob podávání defibrilačního výboje u patientských simulátorů. Byla navržena tři možná technická řešení pro pohyb figuríny po defibrilačním výboji. Optimální volbou ke zkonstruování je řešení se vzduchovým vakem. Byl sestaven návrh systému a vybrány vhodné komponenty. Defibrilačního výboj je detekován Hallovým senzorem. Pohyb je zprostředkovaný změnou objemu vzduchu ve vzduchovém vaku vloženým pod zády figuríny. Vak je nafukován ze zdroje stlačeného vzduchu, správné načasování nafukování a vyfukování řídí kontrolní jednotka, která dává pokyny k otevření a uzavření dvoucestných elektromagnetických ventilů. Krabice s uloženými ventily a elektronickými součástkami se nachází v odkládacím prostoru pod nemocničním lůžkem. Systém je napájen 24V napájecím adaptérem zapojeným do sítě. Výstupem práce je systém, který je možné připojit k patientskému simulátoru a simulovat pohyb pacienta po defibrilačním výboji podle jeho intenzity.

## Seznam použité literatury

- [1] KOFRÁNEK, Jiří a Jiří HOZMAN. *Pacientské simulátory*. Praha: Creative Connections, 2013. ISBN 978-80-904326-6-6.
- [2] HANDL, Zdeněk. *Externí transtorakální defibrilace a kardiostimulace: teorie a praxe*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2007. ISBN 978-80-7013-453-5.
- [3] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [4] Simulation & Training. *Laerdal Medical* [online]. [Citace: 19-5-2020.] Dostupné z: <https://www.laerdal.com/us/products/simulation-training/>
- [5] Patient Simulation. *CAE Healthcare* [Online]. [Citace: 18-5-2020.] Dostupné z: <https://caehealthcare.com/patient-simulation/>
- [6] TEJKL, Leoš, Petr KUDRNA, Jakub RÁFL a Jan SVOBODA. *Patient Simulators in Medical Education: New Enhancements*, 2019 E-Health and Bioengineering Conference (EHB), Iasi, Romania, 2019, pp. 1-4, doi: 10.1109/EHB47216.2019.8970044.
- [7] Centrum lékařských simulací. [Online]. [Citace: 19-5-2020.] Dostupné z: <https://www.lf1.cuni.cz/centrum-lekarskych-simulaci>
- [8] SAGAR, Mukhekar, Joshi KAVITA , SUMANT, Onkar. Medical Simulation Market by Product & Service (Model-based Simulation, Web-based simulation, and Simulation Training Services), Fidelity (Low-fidelity, Medium-fidelity, and High-Fidelity), and End User (Academic Institutes and Research Centers, Hospitals. *Allied Market Research*. [Online] June 2019. [Citace: 17-4-2020.] Dostupné z: <https://www.alliedmarketresearch.com/medical-simulation-market>
- [9] ANGIO MENTOR™ The Most Advanced Endovascular Training. *3D Systems*. [Online]. [Citace: 20-4-2020.] Dostupné z: <https://symbionix.com/simulators/angio-mentor/>
- [10] Resusci Anne Simulator. *Laerdal.cz*. [Online] [Citace: 19-4-2020.] Dostupné z: <http://www.laerdal.cz/index.php?page=product&id=2136>
- [11] HAMAN, Petr. *Základy EKG*. [Online] [Citace: 22-4-2020.] Dostupné z: <http://www.ekg.kvalitne.cz/start.htm>
- [12] MARCIÁN, Pavel, Bronislav KLEMENTA, a Olga KLEMENTOVÁ. Elektrická kardioverze a defibrilace. *Intervenční a akutní kardiologie*. 2011, 2011(10): 24-29.



- [13] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [14] To Simulate Defibrillator. *Virtual Labs*. [Online] [Citace: 20-4-2020.] Dostupné z: <http://bmspcoep.vlabs.ac.in/Defibrillator/Theory.html?domain=Biotechnology&lab=Biomedical%20and%20Signal%20processing%20Laboratory>
- [15] Implantace kardioverter - defibrilátoru (ICD). *IKEM.cz*. [Online] [Citace: 3-5-2020.] Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/implantace-kardioverter-defibrilatoru-icd/a-404/>
- [16] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Návrh a konstrukce zdravotnické přístrojové techniky*. Ostrava : Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. 978-80-248-3109-1
- [17] TANG, Wanchun, Max Harry WEIL, Shijie SUN, Heitor P. POVOAS, Kada KLOUCHE, Takashi KAMOHARA a Joe BISERA. A Comparison of Biphasic and Monophasic Waveform Defibrillation After Prolonged Ventricular Fibrillation. *Chest* [online]. 2001, **120**(3), 948-954 [Citace: 21-5-2020]. DOI: 10.1378/chest.120.3.948. ISSN 00123692. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012369215501815>
- [18] User Guide Resusci Anne Simulator. [Online] [Citace: 19-5-2020.] Dostupné z: [http://cdn.laerdal.com/downloads/f5865/resusci\\_anne\\_simulator\\_-\\_user\\_guide\\_link\\_and\\_paddle\\_version\\_](http://cdn.laerdal.com/downloads/f5865/resusci_anne_simulator_-_user_guide_link_and_paddle_version_)
- [19] ShockLink. *laerdal.com*. [Online] [Citace: 4-5-2020.] Dostupné z: <https://www.laerdal.com/us/products/skills-proficiency/defibrillation-cardiology/shocklink/>
- [20] ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- [21] MYSLÍK, Jiří. *Elektromagnetické pole: základy teorie*. Praha: BEN - technická literatura, 1998. ISBN 80-86056-43-0.
- [22] HUSÁK, Miroslav. *Mikrosenzory a mikroaktuátory*. Praha: Academia, 2008. Gerstner. ISBN 978-80-200-1478-8.
- [23] SS49E Linear Hall-effect sensor. *SEC ELECTRONICS INC*. [online katalogový list]. [Citace: 19-5-2020]. Dostupné z: <https://arduino-shop.cz/docs/produkty/0/923/49e.pdf>
- [24] Hallův senzor modul KY-024. *Arduino-shop.cz*. [Online] [Citace: 3-5-2020.] Dostupné z: <https://arduino-shop.cz/arduino/7702-halluv-senzor-modul-ky-024.html>.

- [25] Arduino Nano Every. *RPishop.cz*. [Online] [Citace: 3-5-2020.] Dostupné z: <https://rpishop.cz/arduino/2378-529-arduino-nano-every.html>
- [26] ESES. MOSFET modul 1449937609. *Arduino-shop.cz* [online katalogový list]. [Citace: 19-5-2020.] Dostupné z: <https://arduino-shop.cz/docs/produkty/-0/746/eses1449937609.pdf>
- [27] Air Pump Wedge Alignment. [Online] *Wal-Mart Canada Corp.* [Citace: 19-5-2020.] Dostupné z: <https://www.walmart.ca/en/ip/Air-Pump-Wedge-Alignment-Hand-Auto-Entry-Inflatable-Shim-Airbags-Cushioned-Powerful-Locksmith-Replaces-Car-Door-Opener-Bear/PRD6IMNZ7MSOTRB>
- [28] HENEY, Paul. What are solenoid valves? *Pneumatic Tips* [online]. 2017 [Citace: 17-5-2020]. Dostupné z: <https://www.pneumatictips.com/what-are-solenoid-valves/>
- [29] Elektromagnetický ventil VX220AGA 2portový NC 24 V DC 1/4in SMC. *RS Components*. [Online] [Citace: 3-5-2020.] Dostupné z: <https://cz.rs-online.com/web/p/solenoidove-ventily/7674774/>
- [30] SCLATER, Neil a Nicholas P. CHIRONIC. *Mechanisms and mechanical devices sourcebook*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 2001. ISBN 0-07-136169-3.
- [31] Nanotec. L59 Non-Captive Linear Actuator - NEMA 23. [online katalogový list]. [Citace: 3-5-2020.] Dostupné z: [https://en.nanotec.com/fileadmin/files/Baureihenuuebersichten/Linearaktuatore n/Product\\_Overview\\_L59.pdf](https://en.nanotec.com/fileadmin/files/Baureihenuuebersichten/Linearaktuatore n/Product_Overview_L59.pdf)
- [32] 13880. *Sodemann Industrial Springs*. [Online] [Citace: 19. 5 2020.] Dostupné z: <https://www.industrial-springs.com/13880>
- [33] 48-pin Data Sheet – megaAVR® 0-series: 4809 – 48-pin. *MICROCIP* [online katalogový list]. [Citace: 20-5-2020]. Dostupné z: [https://content.arduino.cc/assets/Nano-Every\\_processor-48-pin-Data-Sheet-megaAVR-0-series-DS40002016B.pdf](https://content.arduino.cc/assets/Nano-Every_processor-48-pin-Data-Sheet-megaAVR-0-series-DS40002016B.pdf)

## **Příloha A: Obsah přiloženého CD**

1. Zadání\_bakalářské\_práce.pdf
2. Abstrakt.pdf
3. Abstract.pdf
4. Klíčová\_slova.pdf
5. 17PBBBP\_465500\_Lukáš\_Povišer.pdf