



# Pokročilé řízení lineárních pohonů elektrického lůžka

## Diplomová práce

*Studijní program:* N3963 – Biomedicínské inženýrství  
*Studijní obor:* 3901T009 – Biomedicínské inženýrství

*Autor práce:* **Bc. Barbora Bitmanová**  
*Vedoucí práce:* doc. Ing. Josef Černohorský, Ph.D.





# Advanced control of electric bed linear actuators

## Diploma thesis

*Study programme:* N3963 – Biomedical engineering  
*Study branch:* 3901T009 – Biomedical Engineering

*Author:* **Bc. Barbora Bitmanová**  
*Supervisor:* doc. Ing. Josef Černohorský, Ph.D.



## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Barbora Bitmanová**  
Osobní číslo: **Z14000102**  
Studijní program: **N3963 Biomedicínské inženýrství**  
Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**  
Název tématu: **Pokročilé řízení lineárních pohonů elektrického lůžka**  
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

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

Cíle práce:

1. Seznámit se s možnostmi ovládaní a řízení stejnosměrných motorů
2. Vytipovat vhodné automatizační prostředky pro polohové řízení elektrického lůžka a navrhnout řídicí systém
3. Navrhnout strukturu obslužného softwaru a realizovat vybrané softwarové moduly
4. Vytipovat vhodnou cílovou skupinu pacientů pro rehabilitaci na elektrickém lůžku

Teoretická východiska:

Možnosti řízení stejnosměrných motorů

Řešerše současných rehabilitačních přístrojů

Lineární aktuátory používané v elektrických lůžkách

Výzkumné otázky:

Je možné efektivní využití průmyslových řídicích systémů pro řízení lineárních aktuátorů?

Lze v ošetrovatelské péči využít zjednodušenou regulární strukturu?

Metoda:

Teoreticko-výzkumná práce.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Návrh zdrojového kódu ve vybraném softwaru Automation studio.

Realizace softwaru pro umožnění automatizace pohybů.

Sestavení obvodu s vhodnými softwarovými komponentami pro jednoduché ovládání elektrického lůžka.

Místo a čas realizace výzkumu:

Výzkum bude probíhat v období říjen až únor v akademickém roce 2015/2016 v laboratoři robotiky CXI na budově L Technické univerzity v Liberci.

Vzorek:

Nepředpokládá se využití více respondentů. Funkčnost a bezpečnost bude ověřena na figurantovi.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování diplomové práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

- [1] VOŽENÍLEK, P. a V. NOVOTNÝ. Elektromechanické měniče. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2005, ISBN 978-800-1031-377.
- [2] PAVELKA, Jiří a Jiří ZDĚNEK. Elektrické pohony a jejich řízení. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2010, ISBN 978-80-01-04642-5.
- [3] SKAŘUPA, Jiří. Průmyslové roboty a manipulátory. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007, ISBN 978-80-248-1522-0.
- [4] KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén, 2009, ISBN 978-80-7262-657-1.
- [5] SOUČEK, Pavel. Servomechanismy ve výrobních strojích. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2004, ISBN 80-01-02902-6.
- [6] MĚŘIČKA, J., V. HAMATA a P. VOŽENÍLEK. Elektrické stroje. 2. vyd. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Elektrotechnická fakulta, 2000, ISBN 80-01-02109-2.
- [7] GREPL, Robert. Kinematika a dynamika mechatronických systémů. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007, ISBN 978-80-214-3530-8.
- [8] TROJAN, Stanislav. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005, ISBN 80-247-1296-2.
- [9] JOHN, Karl-Heinz a Michael TIEGELKAMP. Programming Industrial Automation Systems. 2. vyd. New York: Springer, 2010, ISBN 978-3-642-12014-5.
- [10] PAVLŮ, Dagmar. Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I.: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi. 2. opr. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003, ISBN 80-7204-312-9.
- [11] ZÁDA, Václav. Robotika: matematické aspekty analýzy a řízení. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2012, ISBN 978-80-7372-882-3.

Vedoucí diplomové práce:

**doc. Ing. Josef Černožorský, Ph.D.**

Ústav mechatroniky a technické informatiky

Konzultant diplomové práce:

**Mgr. Petra Brédová**

Ústav zdravotnických studií

Datum zadání diplomové práce:

**29. května 2015**

Termín odevzdání diplomové práce:

**30. dubna 2016**

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kús

rektor

L.S.

Mgr. Marie Froňková

pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2016

## Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 24. 4. 2016

Podpis:



## **Poděkování**

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu práce doc. Ing. Josefovi Černohorskému, Ph.D za jeho cenné rady a čas, který mi s trpělivostí věnoval při řešení dané problematiky.

## **Anotace v českém jazyce**

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Barbora Bitmanová

**Instituce:** Technická univerzita v Liberci

**Název práce:** Pokročilé řízení lineárních pohonů elektrického lůžka

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Josef Černožský Ph.D.

**Počet stran:** 71

**Počet příloh:** 3

**Rok Obhajoby:** 2016

### **Anotace:**

Diplomová práce se zabývá aplikací automatizačních prostředků pro polohové řízení elektrického lůžka. Pro softwarové i hardwarové řešení byly využity komponenty a algoritmy, jejichž specifikace je zahrnuta v praktické části. V rámci teoretické části je uveden způsob kategorizace robotických systémů ve zdravotnictví, stávající řešení pro automatizovaná elektrická lůžka a možnosti polohování pacienta na lůžku.

Výsledkem diplomové práce je řídicí systém pro polohovatelné elektrické lůžko společnosti Proma Reha s.r.o., který je doplněn o obslužný software.

### **Klíčová slova:**

servisní robotika, řídicí systém, lineární pohony, PLC, polohové řízení, polohování pacienta

## **Annotation**

**Name and surname:** Bc. Barbora Bitmanová

**Institution:** Technical University of Liberec

**Title:** Advanced control of electric bed linear actuators

**Supervisor:** doc. Ing. Josef Černošský Ph.D.

**Pages:** 71

**Appendix:** 3

**Year:** 2016

## **Annotation:**

The thesis deals with the application of automation equipment for the positional control of the electric bed. Components and algorithms, whose specification is included in the practical part, have been used for both software and hardware solutions. The theoretical section explains how to categorize robotic systems in healthcare, existing solutions for automated electrical beds and the positioning options of the patient on the bed. The result of this thesis is the control system for adjustable electric beds Proma Reha Company Ltd., which is complemented by a software program.

## **Keywords:**

service robotics, control system, linear actuators, PLC, position control, patient positioning



# OBSAH

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>- 11 -</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>- 12 -</b>
<b>2 Robotické systémy v medicíně</b> .....	<b>- 13 -</b>
2.1 Rehabilitační robotika .....	- 13 -
2.2 Robotická lůžka.....	- 15 -
<b>3 Možnosti polohování pacienta na elektrickém lůžku</b> .....	<b>- 18 -</b>
3.1 Dělení polohování dle účelu.....	- 19 -
3.2 Vertikalizace .....	- 19 -
3.3 Speciální formy polohování .....	- 20 -
3.4 Polohování a rehabilitace u následků centrální parézy .....	- 21 -
<b>4 Lineární pohony a možnosti jejich řízení</b> .....	<b>- 23 -</b>
4.1 Přímé lineární motory .....	- 24 -
4.2 Stejnoseměrné motory .....	- 24 -
4.2.1 Bezkartáčové motory .....	- 25 -
4.2.2 Kartáčové motory .....	- 25 -
4.2.3 Šnekové převodovky.....	- 26 -
4.2.4 Hallové senzory .....	- 26 -
4.3 Krokové motory .....	- 28 -
4.4 Řízení elektrických pohonů.....	- 29 -
4.5 Řízení stejnosměrných motorů.....	- 30 -
<b>5 Návrh a realizace řídicího systému</b> .....	<b>- 32 -</b>
5.1 Elektrické polohovací lůžko ABE (BE42-H10).....	- 32 -
5.2 Lineární aktuátory TiMOTION TA7 .....	- 35 -
5.3 PLC X20CP1381 .....	- 37 -
5.4 Displej 6PPT 30.0702 .....	- 38 -
5.5 DPS pro převod napěťových úrovní .....	- 39 -
5.6 Realizace automatizačního systému.....	- 43 -
<b>6 Softwarové řešení</b> .....	<b>- 44 -</b>
6.1 B&R Automation Studio.....	- 44 -
6.2 Struktura obslužného softwaru.....	- 46 -
6.2.1 Podprogram VÝBĚR POLOHY .....	- 48 -

6.2.2	Podprogram ANTITRENDELENBURGOVA POLOHA.....	- 50 -
6.3	Vizualizace obslužného softwaru.....	- 53 -
<b>7</b>	<b>Diskuze</b> .....	<b>- 59 -</b>
7.1	Bezpečnost zdravotnických lůžek.....	- 59 -
7.2	Modifikace obslužného softwaru.....	- 60 -
7.3	Návrh doporučení pro praxi.....	- 60 -
<b>8</b>	<b>Závěr</b> .....	<b>- 63 -</b>
<b>9</b>	<b>Seznam použité literatury</b> .....	<b>- 64 -</b>
	<b>Seznam obrázků</b> .....	<b>- 70 -</b>
	<b>Seznam tabulek</b> .....	<b>- 71 -</b>
	<b>Seznam příloh</b> .....	<b>- 71 -</b>

## Seznam symbolů a zkratk

ABS	Anti-lock Brake System
ARAS	Aktivační retikulární ascendentní systém
BLDC	Brushless DC motor
CNS	Centrální nervová soustava
CMP	Cévní mozkové příhody
DC	Direct current
DPS	Deska plošných spojů
EDSS	Expanded Disability Status Scale
FBD	Function Block Diagram
HTL	High-Treshold Logic
HW	Hardware
ICORR	International Conference on Rehabilitation Robotics
IECEE	IEC System of Conformity Assessment Schemes for Electrotechnical Equipment and Components
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IL	Instruction List
ISO	International Organization for Standardization
KZ	Krokový zdvih
LD	Ladder Diagram
PLC	Programmable Logical Controller (Programovatelný logický automat)
PWM	Pulse Width Modulation (Pulsně šířková modulace)
PZ	Plynulý zdvih
TTL	Transistor-Transistor Logic
SFC	Sequential Function Chart
ST	Structured Text
SW	Software

# 1 Úvod

V současné době je ve zdravotnictví využíváno velké množství servisních robotů pro široké spektrum činností. Obory, které lékařské robotice dominují, jsou robotická chirurgie a rehabilitační robotika. Výzkumy vedené v těchto oblastech se zaměřují především na bezpečnost a spolehlivost robotických systémů při spolupráci člověk-robot. Z pohledu konstrukčního řešení je to robustnost, tichost, odolnost vůči desinfekčním prostředkům, prachu, teplotě a jiným vlivům pracovního prostředí, které jsou typické pro zdravotnictví. Obecně je trendem vývoj jednoduchých a efektivních robotů oproti víceúčelovým a složitým systémům, a dále také přetváření a vylepšování stávajících řešení.

Negativním faktorem se pro nová a inovativní řešení stává proces, který předchází zařazení do praxe. Legislativní požadavky na certifikaci těchto zařízení způsobují zpomalení pokroku a často jsou vyhledávána jiná, rychlejší a levnější řešení. Poměrně nenáročná a efektivní cesta jak zařadit servisní roboty do běžné praxe ve zdravotnictví, je využít stávající zařízení a vhodným řešením je doplnit o řídicí systém. Takto automatizované zařízení může provádět svou činnost bez jakékoliv obsluhy. Tato možnost představuje hlavní ideu, jež doprovází diplomovou práci od začátku do konce. Stávajícím zdravotnickým zařízením je v tomto projektu elektrické polohovatelné lůžko, které bude modifikováno řídicím systémem a obslužným softwarem. V této podobě na něj může být nahlíženo jako na asistenčního robota patřícího do oboru rehabilitační robotiky.

Elektrické lůžko, které k tomuto projektu propůjčila společnost Proma Reha s.r.o., je vybaveno lineárními pohony v podobě čtyř stejnosměrných motorů. Motory společně se šnekovou převodovkou zprostředkovávají lineární pohyb jednotlivých částí lůžka. Seznámit se s možnostmi řízení těchto motorů je prvním cílem diplomové práce. V rámci praktické části diplomové práce je cílem navrhnout vhodné automatizační prostředky pro polohové řízení elektrického lůžka, jež budou základem řídicího systému. Pro zprostředkování automatizovaných pohybů bude realizován obslužný software, který umožní jednoduché ovládání a nastavení elektrického lůžka. Výstupem práce bude také doporučení, kde takto pozměněné polohovatelné lůžko může být prakticky využíváno.

## 2 Robotické systémy v medicíně

Robotické systémy ve zdravotnictví spadají do oblasti servisních robotů. Tyto roboti jsou využíváni při obslužných činnostech buď humánních nebo v průmyslu či službách. Vývoj těchto robotických systémů obecně směřuje k dosažení vysoké úrovně flexibility, adaptivity, bezpečnosti a účinnosti v humánním prostředí. Definice servisních robotů z roku 1994 dle prof. R. D. Schrafta zní: „*Servisní robot je pohyblivé manipulační zařízení, které je volně programovatelné a vykonává úlohy a služby částečně nebo zcela automaticky*“ [1].

Při využívání servisních robotů ve zdravotnictví je nutné zohlednit spoustu faktorů, které mohou působit příznivě i nepříznivě, jak pro robota, tak pro okolí. Nejdůležitější je samozřejmě dbát na bezpečnost člověka, tedy brát v potaz všechny aspekty spolupráce a součinnosti člověka s robotem. Servisní roboti jsou ve zdravotnictví aplikováni do různých oblastí. Jsou tu aplikace pro zdravotnictví typické a aplikace využitelné i v jiných nestrojírenských oblastech. Do první skupiny jsou zařazena robotická zařízení pro operační zákroky, rehabilitační robotická zařízení a protetická robotická zařízení. Do skupiny druhé patří obslužná robotická zařízení, transportní robotická zařízení a další [2].

### 2.1 Rehabilitační robotika

Odvětví rehabilitační robotiky je obecně rozděleno do kategorií robotů asistenčních a robotů terapeutických. Rehabilitační robotika zahrnuje také vývoj ortéz, protéz, exoskeletů a technologie pro diagnostiku a monitoring lidí během jejich každodenních činností.

Pro správné a funkční zařazení rehabilitačních robotických systémů do běžné ošetrovatelské praxe, tedy mezi uživatele, jsou klíčové dvě věci. Bezpečnost a tzv. interface, tedy kooperace mezi systémem a uživatelem. Robot z principu představuje zařízení s vysokým rizikem nebezpečí a obecně není nikdy možné dosáhnout absolutní bezpečnosti. O to důležitější je zajistit technologie pro minimalizaci rizik a primárním zájmem by u konstrukcí robotů měla být právě bezpečnost. V rehabilitační robotice je

zvláště žádoucí, aby propojení robotického systému a člověka bylo tzv. user-friendly. Ve své podstatě jsou rehabilitační roboti roboty průmyslovými. Ti jsou v odvětví průmyslu ovládání odborníky, zatímco ve zdravotnictví tomu tak běžně nebývá. Většinu negativních zkušeností, nehod a problémů v oblasti rehabilitační robotiky nastává právě na úrovni interface. Z toho důvodu je velké množství studií zaměřeno na komunikaci mezi robotickým systémem a člověkem [3][4][2].

U robotů pro terapii jsou hlavními uživateli pacient, který je například rehabilitován, a terapeut, který robota nastavuje a interakci s pacientem sleduje. Robot může v jistých situacích představovat vhodnou alternativu za fyzioterapeuta či ergoterapeuta a to hned z několika důvodů. Správně nastavený automatizovaný cvičební stroj může provádět daná cvičení s velkým počtem opakování po dlouhou dobu trvání. Senzory, jež jsou součástí robota, poskytují systému zpětnou vazbu. Do jisté míry mohou kvantifikovat a kvalifikovat pohyby pacienta. Na základě těchto dat tak mohou vyhodnocovat součinnost pacienta, a dle jeho potřeb cvičení přesně přizpůsobovat [3][4][2].

Asistenční robot je definován jako robotický systém vykonávající fyzickou činnost za účelem užitku osobě se zdravotním postižením. Úkony robotem vykonávané jsou součástí každodenních lidských činností, které by jinak museli být vykonány ošetřovatelem. Osoba se zdravotním omezením či postižením robotický systém ovládá. Asistenční roboti se dále dělí na skupinu s označením „Fixed-platform robots“, ve volném překladu jako roboti s pevnou základnou. Příkladem jsou roboti v laboratořích pro manipulaci se vzorky, u lůžek pacientů, v kuchyních a další. Druhou skupinou jsou „Mobile robots“, tedy roboti mobilní. Tuto skupinu prezentují manipulátory u invalidních vozíků, autonomní mobilní roboti schopni reagovat na hlasové příkazy či jiné podněty a vykonávat úkony jako je otevírání dveří a manipulaci s věcmi. Tyto dvě skupiny je možné označit jako roboty se zaměřením na manipulaci. Roboti využívání za účelem podpory mobility člověka, jsou v cizojazyčné literatuře označovány jako „Mobility aids“. Jsou to elektrické invalidní vozíky s navigačními systémy a asistenční roboti v podobě inteligentních motorizovaných chodítek, umožňující osobám s omezenou pohyblivostí oporu, zajišťující stabilitu a prevenci pádu [3][4][2].

Rehabilitační robotika je obor s ohromnou perspektivou rozvoje. To je vyvoditelné i z názoru odborníků, kteří tvrdí, že z oblasti servisní robotiky, jsou na vzestupu asistenční techniky a obecně robotické systémy, které bezprostředně spolupracují s člověkem [5]. Odvětví rehabilitačního inženýrství je poměrně mladé. Jeho počátky jsou datovány kolem roku 1960 ve Spojených státech amerických. Za takto krátkou dobu došlo v této oblasti k velkému rozvoji a k expanzi rehabilitačních robotických systémů do běžné praxe. V internetových databázích jsou v rámci posledních let zaznamenány studie, jež si kladou za cíl zpřehlednit a kategorizovat současná rehabilitační robotická zařízení. Ať už jsou studie zaměřené na rehabilitaci dolních končetin či rehabilitaci pacientů po CMP shodují se na jedné věci. Pro budoucí vývoj a zefektivnění využívání těchto prostředků je celkový přehled stávajících řešení naprosto nezbytný. Ukázkou této činnosti je vědecká práce s názvem *A survey on robotic device for upper limb rehabilitation* [6] z roku 2014, která byla publikována skupinou vědců pod vydavatelstvím Biomed Central. Cílem studie bylo zmapovat robotická zařízení určena pro rehabilitaci horní končetiny. Práce zahrnuje i zařízení, která jsou ve fázi vývoje, za účelem poskytnutí komplexních informací o stávajících řešeních. Výsledkem je cca 130 rehabilitačních zařízení, u nichž je sepsán počet stupňů volnosti, pohyb, který je zařízením podporován, typy použitých pohonů a typ rehabilitačního robota. Dále například uvádí, zda se jedná o exoskeleton nebo o statický systém a mnoho dalších informací. Nové směry výzkumu, nová robotická zařízení a výsledky studií v oblasti rehabilitační robotiky jsou již od roku 1983 prezentovány každé dva roky na mezinárodní konferenci ICORR (*International Conference on Rehabilitation Robotics*), kterou pořádá Institut pro elektrotechnické a elektronické inženýrství (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*). Poslední konference se konala v srpnu roku 2015 v Singapuru. Veškeré materiály z workshopů, profily přednášejících a podklady ke studiím, které byly publikovány na konferenci, jsou ke stažení v internetové databázi IEEE Xplore Digital Library.

## **2.2 Robotická lůžka**

V rámci této diplomové práce bylo nezbytné provést rešeršní práce za účelem získání přehledu v odvětví rehabilitační robotiky obecně (viz kapitola 2.1), ale také

přímo nalézt robotické systémy v podobě robotických patientských lůžek. Vědecké články ke kapitole 2 a k této, byly vyhledávány pomocí databáze IEEE Xplore Digital Library. Záměrem bylo nalézt i robotická lůžka běžně nabízena společnostmi pro nemocniční a domácí péči. V internetových zdrojích, na webových stránkách s českou internetovou doménou, byly nalezeny dva robotické systémy, jež byly prezentovány jako robotická lůžka.

První takový systém má ve své nabídce česká společnost BTL se sídlem v Praze. Rehabilitační robotické lůžko BTS Anymov, je výrobkem společnosti BTS Bioengineering se sídlem v New Yorku, která lůžko označuje jako první a jediné robotické nemocniční lůžko na trhu. *„Lůžko umožňuje provádět aktivní, pasivní, jednosegmentální i vícesegmentální mobilizaci kyčle, kolene a kotníku. Má čtyři pohyblivé sekce vybavené motory s velmi vysokou přesností polohování. Celé ležení je nastavitelné výškově s možností nastavení úhlu náklonu“*. Takto společnost BTL lůžko Anymov charakterizuje. V popisu, v technických parametrech ani na webových stránkách výrobce není zmíněno, zda mohou být pohyby lůžka automatické [25][26].

Druhým robotickým systémem je rehabilitační a transportní robot ROBOCOUCHAIR vyroben a distribuován českou společností ROBOTSYSTEM s. r. o. ROBOCOUCHAIR je multifunkční, rehabilitační a transportní robot v automaticky zaměnitelné kombinaci lůžko – křeslo. Společnost robota popisuje jako *„zařízení využitelné jak pro transport, tak pro léčebné a rehabilitační procesy imobilních a pohybově handicapovaných osob“*. Tento robotický systém disponuje softwarem pro automatizaci pohybů všech polohovacích modulů lůžka [21].

Další robotický systém, spadající do servisní robotiky je zařízení s názvem Resyone od společnosti Panasonic. Zařízení uživatelům ulehčuje bezpečné a jednoduché přemístění se z postele. Elektrické lůžko se rozkládá a z jedné oddělené komponenty vzniká elektrický invalidní vozík podobně, jako je tomu u robota Robocouchair. Tento robotický systém jako jediný získal v únoru roku 2014 certifikát o prohlášení, že splňuje celosvětové bezpečnostní standardy ISO 13482, pro roboty a robotická zařízení, které vymezují bezpečnostní požadavky pro roboty určené k osobní péči [22]. Reálná podoba těchto tří robotických systémů je k nahlédnutí v příloze B.



Z výsledků rešeršní práce a literatury je zřejmé, že robotické systémy mají ve zdravotnictví své místo. Velké množství studií a výzkumů naznačuje rozvoj robotických systémů, jež budou ve zdravotnictví využívány. Výše zmíněné důvody jsou oporou pro tuto diplomovou práci.

### 3 Možnosti polohování pacienta na elektrickém lůžku

Společným cílem ošetrovatelského personálu v péči o pacienta, je zamezit a eliminovat vznik druhotného poškození, které často může mít závažnější následky, než onemocnění základní. Vhodnými prostředky je možné zabránit komplikacím. Prevencí je především správná a včasná manipulace ošetrovatelského personálu s pacientem [7].

Polohování, postupná vertikalizace a mobilizace pacienta jsou hlavními terapeutickými prostředky pro fyzioterapeuty, lékaře poskytující rehabilitaci a zdravotní sestry. V případě polohování je důležité, zda je pacient částečně, či plně mobilní, tedy je-li schopen aktivního polohování. Naopak pacient imobilní, který není schopen samostatného transferu, zaujímá polohu pasivní. Indikací polohování je ztráta hybnosti a poruchy citlivosti určitých částí těla. Při minimálních změnách polohy mohou vznikat stimuly, které podporují opětovné navrácení sensorických a motorických funkcí pacienta. Pro správné polohování jsou polohy přesně určeny. Ať jsou polohovány segmenty těla s úplnou ztrátou aktivního pohybu nebo segmenty u kterých je hybnost omezena částečně, vždy musí být polohovány nebolestivě, pohodlně a musí být umožněn případný reziduální pohyb. Změny polohy jsou prováděny každé 2 – 3 hodiny po 24 hodin denně [7].

S ohledem na individuální potřeby pacienta jsou vytyčeny hlavní cíle správného polohování. Cílem může být regulace svalového tonu, kdy samotná poloha ovlivňuje velikost a rozložení napětí svalů v různých částech těla. Není to však jediný faktor. Další se nabízí bolest, chlad, hluk a emocionální faktory, kterým je možno zabránit. Pacienti s neurologickým onemocněním mohou být náchylní na vznik kontraktur, což je chorobné a bolestivé stažení svalů kolem kloubu. Působením spastických svalů na kloub dochází k jeho deformaci. Prevencí je polohování proti směru rozvíjejícího se zkrácení, do tzv. antispastického vzorce. Pomocí ortéz a cíleným polohováním se mohou důsledky zmírnit. Dalším cílem je zlepšení oběhových funkcí, kdy je třeba snížit riziko vzniku embolie, trombózy, edému a dekubitů. Prevencí je správné a časté polohování pacienta, zvedání horní poloviny těla a jiné pasivní pohyby, při kterých dochází k lepšímu prokrvení. U dekubitů je nutné sledovat riziková místa, jako jsou například kotníky, lýtka, kolena, týlní kost, lokty, sakrum a trochanter. U pacientů může také dojít

k poškození periferního nervu, příčinou je často jeho komprese. Polohováním je útlaku zabráněno [7].

### **3.1 Dělení polohování dle účelu**

#### **Antalgické polohování**

Poloha, která je cílena na co nejmenší podráždění bolestivé struktury. Pacient ji obvykle zaujímá sám, z toho vyplývá, že často nejde o polohu fyziologickou. Setrvávání v této poloze může způsobit nepříznivé změny na pacientově pohybovém aparátu. Proto je důležité, aby pacient v této poloze setrval jen nezbytně dlouhou dobu [33][36].

#### **Preventivní polohování**

Polohování takové, aby tkáně ohrožené kontrakturami byly maximálně, ale bezbolestně protaženy a bylo sníženo napětí v okolí kloubu. Kontraktura je označením pro trvalé postavení kloubu v určité poloze s omezením jeho hybnosti. Změna polohy měla být prováděna každé 2-3 hodiny [36].

#### **Korekční polohování**

U korekčního polohování jsou klouby nebo páteř uvedeny do polohy, která se co nejvíce blíží normálnímu stavu. Poloha se fixuje různými polohovacími a fixačními pomůckami jako polštáři, popruhy, dlahami a dalšími [36].

### **3.2 Vertikalizace**

Vertikalizace je chápána jako pomalé uvedení do svislé polohy. Včasná vertikalizace je důležitá z důvodu vestibulární stimulace a ARAS v retikulární formaci a z preventivních důvodů, které jsou uvedeny v úvodu této kapitoly [7].

V případě, že je v možnostech pacienta tolerovat vyšší polohu a nijak ho nezatěžuje, začíná se s postupnou vertikalizací. Obecně je vertikalizace rozdělena do tří fází, kdy v první fázi pacient začíná s posazováním se na lůžku při natažených dolních končetinách. V závislosti na zdravotním stavu pacienta může být pacient pasivně

vertikalizován například pomocí polohovacího lůžka. Postupně se posed pacienta stává aktivním pohybem, a to vzepřením se o lokty nebo přitažením za hrazdičku. Je nutné ponechávat pacienta přivyknout vertikalizaci a po celou dobu trvání monitorovat krevní tlak a srdeční frekvenci [7].

U pacienta, který zvládá sezení bez obtíží, se pokračuje k dalšímu stupni a tím je sed se spuštěnými bérce přes okraj lůžka. K uvedení do této polohy je vždy zapotřebí fyzioterapeuta či zdravotní sestry. Provádí se posazovacím manévrem, při kterém je pacient instruován ke správnému provedení do budoucna, kdy ho již bude schopen provést aktivně sám. Znovu je nutné, aby si pacient na polohu postupně přivykal předtím, než se přejde k vertikalizaci do stoje [7].

Pokud se pacient vertikalizuje do stoje z předchozí polohy, je nutné, aby měl pod ploškami pevný neklouzavý povrch. I zde pacient setrvává a sledují se případné obtíže. Při provádění veškerých pohybů se vždy musí dbát na správné držení těla. Jištění proti pádu musí být součástí všech fází vertikalizace [8].

### **3.3 Speciální formy polohování**

#### **Trendelenburgova poloha**

Poloha, při které pacient zaujímá pozici na zádech, pánev a dolní končetiny jsou zvednuty do pozice výše, než je hlava a hrudník. Docílí se jí zvednutím nožního panelu nebo náklonem celé ložné plochy polohovacího lůžka. Úhel náklonu je v rozmezí 15-30°. Trendelenburgova poloha se používá při šokových stavech, v urologii při operaci prostaty a močového měchýře, a v gynekologii. Obecně způsobuje zvýšení nitrolebního tlaku, žilního návratu k srdci a centrálního žilního tlaku [9][34].

#### **Antitrendelenburgova poloha**

Poloha oproti Trendelenburgove poloze uvádí výše horní polovinu těla. Dosahuje se tak lepšího prokrvení dolních končetin při onemocnění tepen. Úhel náklonu je v rozmezí 20-30° [9].

## **Fowlerova poloha**

Ve Fowlerově poloze zaujímá pacient polosed, kdy je horní polovina těla zvednuta do úhlu 45-90°. Dolní končetiny jsou v základním postavení nebo v mírné zevní rotaci. Celkově zaujímají semiflexi nebo extenzi. Chodidla jsou podložena ve flexi 90°. Poloha se využívá například u pacientů s nitrolebním inzultem, u pacientů na umělé plicní ventilaci a při operacích hrudníku [34].

### **3.4 Polohování a rehabilitace u následků centrální parézy**

Při centrální paréze jsou porušena vlákna mezi mozkem a míchou. Porušena jsou vlákna sestupná a obvykle dojde i k poruše vláken vzestupných. Obecně se ochrnutí odborně označuje jako paréza, pokud je ochrnutí částečné, nebo plegie, kde je ochrnutí úplné. Centrální paréza je následkem klinických diagnóz, jako jsou cévní mozkové příhody, poranění mozku a míchy, roztroušené sklerózy a mozkových či míšních nádorů [32].

Roztroušená skleróza je autoimunitní onemocnění centrální nervové soustavy, při kterém dochází k rozpadu myelinových pochev a následně ke ztrátě axonů. Prevalence této nemoci v ČR je 50-150 na 100 000 obyvatel. Celkové postižení pacienta s roztroušenou sklerózou je hodnoceno pomocí Kurtzkeho škály, jinak také EDSS. Tato stupnice nabývá hodnot 0-10 po půl stupních. Celkově vyjadřuje pohybové možnosti pacienta. Na základě této hodnoty je možné určit způsob a rozsah péče. Stupeň 0 představuje stupeň nejnižší, normální neurologický nález a pod hodnotou 10 pak smrt následkem roztroušené sklerózy. Důraz na správné polohování je kladen především u pacientů imobilních, tedy pacientů s postižením stupně 8 a výše. Snahou je zachovat pohyblivost kloubní a především zamezit svalovým a kloubním kontrakturám [7].

Nejčastější příčinou vzniku centrálních paréz jsou cévní mozkové příhody, z 80% cévní mozkové příhody ischemické. Prevalence CMP v ČR je cca 300 na 100 000 obyvatel. Obecně se cévní mozkové příhody řadí jako třetí nejčastější příčiny úmrtí. Hodnota mozkové perfuze se pohybuje v rozmezí 50-60 ml/100g mozkové tkáně. Pokud se mozková perfuze části mozku kriticky sníží, vznikají ischemické CMP. V případě, že dojde k poklesu průtoku krve pod 20ml/100g mozkové

tkáně, dochází k poruše funkce neuronů a rozvoji klinických příznaků plynoucí z ischemické léze. Následuje tzv. mozkový infarkt, kdy hypoxická tkáň mozku změní svou strukturu [7].

Vedle ischemických CMP je druhá skupina, hemoragické CMP. Jedná se o onemocnění s menším výskytem avšak s mortalitou větší než zmiňované CMP ischemické. Hemoragické CMP je způsobena intrakraniálním krvácením do mozkového parenchymu nebo do komorového systému. Mozkový infarkt způsobují rozsáhlé hemoragie, které vedou k destrukci mozku a mohou být komplikovány rozvojem cévních spasmů [10].

Léčebná rehabilitace se provádí již od akutního stádia nemoci, jakmile je pacient stabilizován. Vždy má být komplexně zaměřena na všechny neurologické poruchy pacienta. U CMP se rozlišují vývojová stádia, kdy se ke každému z nich volí jiný fyzioterapeutický přístup. Stadium akutní, subakutní, relativní úpravy a stadium chronické. Hranice mezi nimi nejsou přesně dané, obvykle se překrývají [7][11].

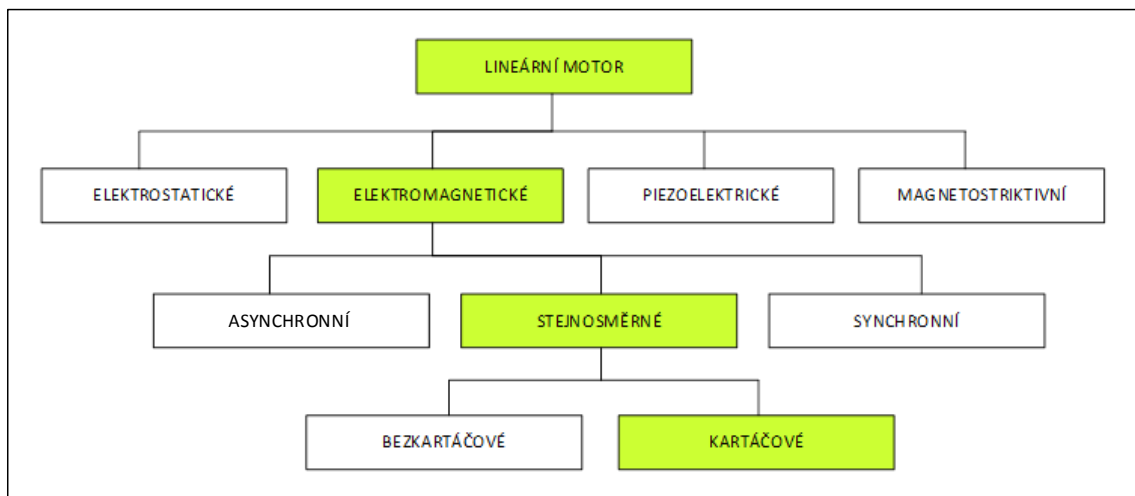
Polohování představuje důležitou součást fyzioterapeutických postupů u pacientů v akutním stádiu. Toto stadium je charakteristické přítomností bolesti svalů a sníženým svalovým tonem (spasticitou). Důraz je kladen na péči o trofiku kůže, prevenci dekubitů, řešení sfinkterových poruch, a jak už bylo zmíněno, na správné polohování. To musí být prováděno dle určitých pravidel, aby nesprávným polohováním nedocházelo ke zhoršení stavu pacienta. Změna polohy by měla nastávat každé 2-3 hodiny, jelikož samotná změna způsobuje vznik senzorických stimulů, které napomáhají návratu senzorických funkcí. Poloha musí být vždy stabilní [7][11].

V úvodu této kapitoly jsou obecně uvedeny cíle správného polohování. U pacientů v akutním stádiu po CMP jsou to právě tyto záměry, kvůli kterým je velice důležité dodržovat správné postupy a časové intervaly polohování.:

- Předejít rozvoji svalových a kostních deformit
- Předejít rozvoji dekubitů
- Předejít rozvoji oběhových problémů
- Stimulovat dráhy pro přenos fyziologických informací pro CNS
- Podpořit uznávání a uvědomování si postižené strany

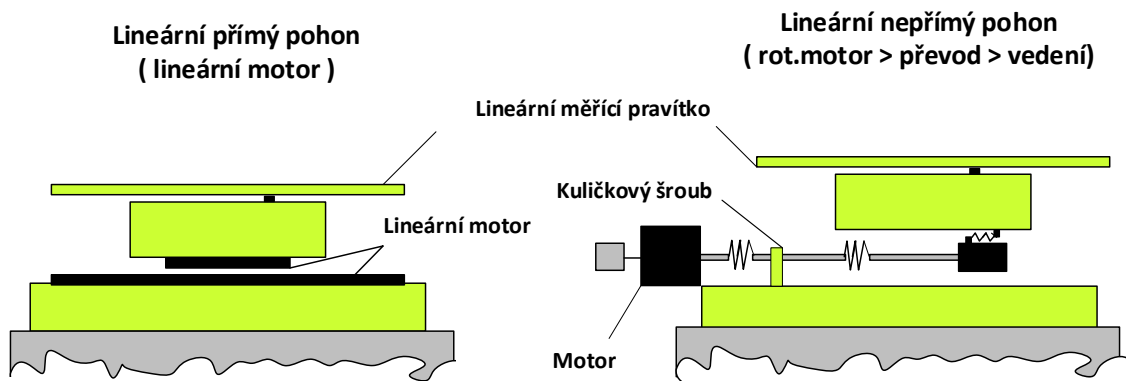
## 4 Lineární pohony a možnosti jejich řízení

Lineární pohony umožňují přeměnu elektrické energie na mechanickou energii translačních pohybů. Jelikož rozdělení lineárních motorů není nijak standardizováno, existuje více způsobů, jak motory klasifikovat. Přehledné rozdělení, které je na obrázku 1, nahlíží na motory z pohledu jejich fyzikálního principu. Zelená linie pak přibližuje, jak jsou klasifikovány stejnosměrné motory kartáčové, které jsou vybrány pro elektrické lůžko, jež je předmětem této práce.



**Obrázek 1:** Dělení lineárních motorů dle fyzikálního principu [13]

V případě, že je na lineární pohony nahlíženo z pohledu konstrukce a způsobu jak je možné zprostředkovat translační pohyby, nabízí se následující dělení do dvou základních skupin. První představují lineární pohony s rotačními motory s elektromagnetickou přeměnou a mechanickým převodem rotačního pohybu na lineární. Označovány jako nepřímé lineární pohony. Druhou skupinou jsou lineární pohony s lineárními motory s elektromagnetickou přeměnou, jinak také přímé lineární. Jejich princip je uveden v následující kapitole (viz obrázek 2). Pro elektrické lůžko, vybrané pro účely této práce, je toto dělení zásadním, jelikož aktuátory lůžka reprezentují skupinu lineárních motorů nepřímých [12].



**Obrázek 2:** Dělení lineárních motorů dle konstrukce [12]

## 4.1 Přímé lineární motory

Lineární pohony jsou druhy netočivých motorů, které nevykonávají pohyb rotační, ale pohyb posuvný. Podobně jako u rotačních motorů, jsou lineární motory tvořeny statorem a rotorem, označovány jako díl primární a sekundární. Primární část tvoří feromagnetický svazek, který je tvořen elektrotechnickými plechy a trojfázovým vinutím. Sekundární část je tvořena permanentními magnety, které jsou přilepené k ocelové podložce. Na primární část, jinak označována jako jezdec, je přiveden proud. Následně vzniká magnetické pole mezi oběma částmi a dochází tak k posunu jezdece. Rychlost pohybu je řízena frekvencí napájecího napětí [12][1].

Mezi jejich technické přednosti patří dynamika, přesnost polohování, jednoduchá regulace a energetická efektivnost. Velkou nevýhodou je však vysoká pořizovací cena ve srovnání s pohony, které využívají motorů rotačních [12][1].

## 4.2 Stejnoseměrné motory

Stejnoseměrné motory představují nejstarší elektrické stroje. Dnes jsou jedním z nevhodnějších typů motorů pro polohové servomechanismy, jelikož jsou ideální pro regulaci otáčivé rychlosti ve velkém rozsahu. Změnou napětí v obvodu kotvy je řízena otáčivá rychlost stejnosměrného motoru. V závislosti na způsobu zapojení budícího vinutí se rozlišují 4 typy stejnosměrných motorů. Motory s paralelním buzením, sériovým buzením, cizím buzením a buzením smíšeným. Stejnoseměrné



motory jsou také rozděleny podle toho, zda jsou pro komutaci využívány kartáče, pak to jsou motory kartáčové, nebo je komutace realizována elektronicky a motory jsou označovány jako bezkartáčové (viz kapitolu 4.2.1 a kapitolu 4.2.2). Podrobnosti o způsobu řízení pohonů se stejnosměrnými motory jsou uvedeny v kapitole 5.2.2. Motory lineárních pohonů elektrického lůžka, které bylo propůjčeno pro tuto práci, jsou kartáčové a cize buzené s permanentními magnety [1][28].

#### **4.2.1 Bezkartáčové motory**

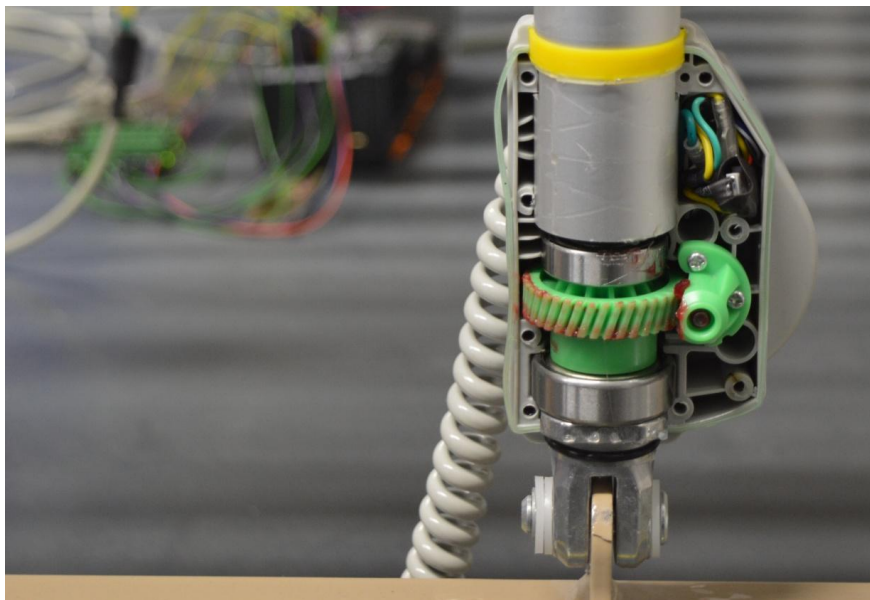
Bezkartáčové motory, označovány BLDC motory, nebo také Brushless se podobají strukturou střídavému třífázovému synchronnímu motoru. To je také důvodem, proč není možné připojit stejnosměrné napětí přímo, ale je třeba provádět jeho spínání. Stator tvoří tři budící vinutí, která jsou zapojena do hvězdy. Součástí rotoru jsou permanentní magnety, které vytváří konstantní magnetické pole ve vzduchové mezeře. Statickou část zde představuje stator a rotační rotor. Elektronická jednotka motoru přepíná jednotlivá vinutí statoru v závislosti na požadovaných vlastnostech motoru. Pro přesné spínání je potřeba znát polohu rotoru. K tomuto účelu se využívají Hallovy sondy nebo inkrementální či absolutní snímače. Mezi hlavní výhody oproti motorům kartáčovým patří lepší charakteristika točivého momentu, dynamika a dlouhá životnost [14][15].

#### **4.2.2 Kartáčové motory**

Kartáčový motor jinak také Brushed DC motor se skládá ze statoru, tedy části nepohyblivé a části pohyblivé, rotoru. Princip motoru využívá periodické střídavé přepínání polarity napájecího stejnosměrného proudu pomocí komutátoru po každém otočení rotoru o 180°. Rotor je tvořen elektromagnety, které jsou navinuté kolem pólových nástavců. Rychlost otáčení rotoru je řízena velikostí napětí, nejjednodušeji jeho spínáním, kdy průměrná hodnota napájecího napětí je dána vzájemným poměrem četností stavů zapnuto/vypnuto. Spínání dává krátkodobě větší úroveň proudu a tím tedy větší okamžitý točivý moment, který je proudu úměrný. Účinnost kartáčových motorů je omezena komutátorem, který limituje maximální proud a napětí. Z tohoto důvodu nedosahuje stejné účinnosti jako například stejnosměrné motory bezkartáčové nebo motory střídavé [15].

### 4.2.3 Šnekové převodovky

Pro převod rotačního pohybu na pohyb lineární je využíváno šnekové převodovky, tedy šnekového kola se šikmým ozubením. Zátěž je přenášena na trapézový šroub, který musí být zajištěn proti protáčení. Tato struktura je znázorněna na obrázku 3, kde je hlavní viditelnou komponentou šnekové kolo, které je ve spodní části upevněno. Na kolo se šnekem navazuje šroub s maticí vykonávající samotný zdvih. U lineárních motorů patientského lůžka je použit právě šroub trapézový, v literatuře označován také jako šroub lichoběžníkový. V tandemu s odpovídající maticí z plastu dosahují velmi malého tření a velké účinnosti převodu mechanické energie. V kombinaci s krokovým, či v případě patientského lůžka, kartáčovým stejnosměrným motorem tvoří trapézový šroub přesný lineární aktuátor [16][17].



**Obrázek 3:** Fotografie zdvižné převodovky lineárního aktuátoru

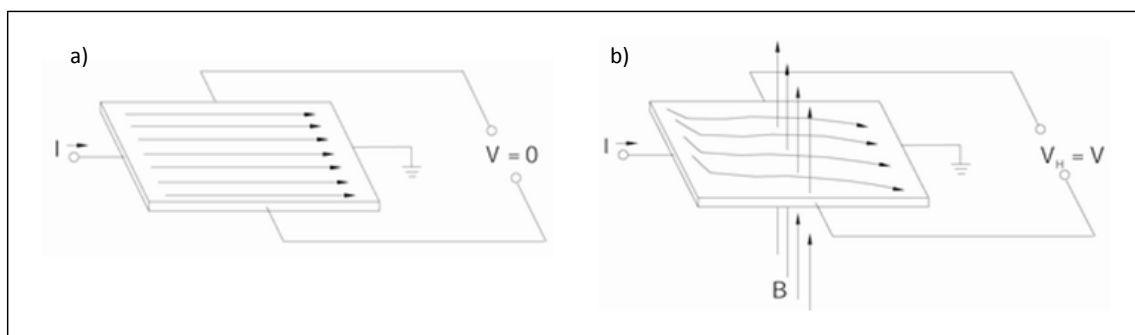
### 4.2.4 Hallové senzory

Pojem Hallové senzory označuje magnetické senzory, které využívají Hallova jevu. Obecně lze těchto senzorů využít pro měření a detekci přítomnosti magnetického pole, pro snímání přiblížení objektů nebo k detekci směru i rychlosti pohybu. V dnešní době jsou Hallové senzory využívány například pro snímání otáček motorů, systém ABS, snímání rychlosti jízdy, průtok kapalin, měření hladiny kapalin a v dalších

aplikacích. Pro lineární aktuátory elektrického lůžka představují Hallovy snímače zpětnou vazbu pro polohovou regulační smyčku, tedy podávají informaci o úhlu natočení hřídele motoru [18][29].

### Hallův jev

V závislosti na velikosti magnetické indukce magnetického pole  $B$ , které je kolmé na tenkou polovodičovou destičku, jinak také Hallův element, je vychylován směr toku elektrického proudu. Výsledkem Hallova jevu je generované rozdílné napětí na bočních stranách elementu, které je úměrné velikosti působícího magnetického pole či jeho kolmosti vzhledem k destičce. Na obrázku 4 a) je Hallův element připojen na zdroj konstantního napětí a není vystaven působení magnetického pole  $B$ . Napětí na svorkách je nulové. Na obrázku 4 b) je magnetické pole, které působí na elektrony procházející polovodičovou destičkou. Vzniká tzv. Lorentzova síla, která vychyluje elektrony z přímého směru vždy k jedné straně polovodičové destičky a na opačné straně destičky jsou vychýleny náboje kladné. Takto má levá a pravá strana destičky rozdílný potenciál. Vzniká elektrické pole  $E$  a na svorkách vzniká tzv. Hallovo napětí. Takto generované napětí je velmi malé a je proto nutné jej zesílit [18][29][35].



Obrázek 4: Princip Hallova jevu [18]

V případě elektrického lůžka poskytují Hallovy sondy informaci o lineárních pohonech, na jejichž základě je možné číst přesnou polohu daných os. Tyto informace umožňují docílit polohování s minimální odchylkou.

### 4.3 Krokové motory

Krokové motory se jako většina elektrických motorů skládají ze statoru, rotoru a dvou štítů s ložisky. Součástí statoru jsou ocelové lamely s drážkami, ve kterých se nachází měděné vinutí. Více možností je v konstrukci rotoru. Ten může být realizován železným jádrem nebo permanentními magnety. Spojením těchto dvou konstrukcí vzniká hybridní systém, kdy je permanentní magnet vložen do pevného nebo laminovaného železného jádra. Krokové motory využívají nespojitě změny složek elektromagnetického pole, které se dosahuje pomocí impulsního buzení vinutí motoru. Proudovými impulsy do prostorově rozložených cívek se vytváří otáčející se pole, které unáší působením synchronizačního momentu rotor. Frekvence, s jakou jsou pulsy generovány, ovlivňuje rychlost otáčení a poloha hřídele motoru je úměrná počtu těchto pulsů [1][19].

Řízení krokových motorů je založeno na pohybu rotoru o a definovaný počet poloh – kroků. V tomto režimu je vždy napájeno jen vinutí jedné fáze statoru, a to jmenovitým proudem kladné nebo záporné polarity. Tento způsob krokování má však své nevýhody. Nastávají výrazné přechodné děje, pulzující moment a nestabilita krokového motoru v závislosti na budících frekvencích. Především jsou dnes zvýšené nároky na přesnost pohybu, snížení hlučnosti a zvýšení výkonu. Z tohoto důvodu je využíván systém mikrokrokování, který odstraňuje nevýhody řízení po celých krocích. Délka kroku je u mikrokrokování rozdělena do menších inkrementů pohybu rotoru. Se vzrůstajícím počtem mikrokroků klesá zvlnění momentu. Nastane pokles přirozené rezonance, jelikož dochází k omezení velikosti přechodových dějů mezi jednotlivými polohami kroků. Úměrně ke zvětšení počtu mikrokroků klesá také hluk. Metoda je využívána u hybridních krokových motorů. Velkou výhodou v oblasti řízení krokových motorů je fakt, že pro běžné řízení není zapotřebí použít zpětnou vazbu, jelikož motory pracují v otevřené smyčce [20][30].

Krokové motory se využívají k přímému pohonu pohybových jednotek menších výkonů, jelikož jednou z nevýhod je snížení krouticího momentu, který s rostoucí frekvencí impulsů klesá. Avšak krokové motory jsou vhodným řešením pro polohovatelná lůžka, jelikož jejich provoz je jednoduchý, náklady na pořízení a provoz nízké, a jak bylo zmíněno, jejich řízení je jednoduché a polohování přesné [30].

## 4.4 Řízení elektrických pohonů

Pojem řízení je označením pro cílevědomou činnost člověka nebo řídicího systému, která vyhodnocuje a zpracovává informace o řízeném objektu nebo procesu a o dějích kolem objektu. Odpovědi jsou zásahy, které vedou k požadovanému cíli při splnění zadaných kritérií. Řízení je možno rozdělit na dva druhy, a tím je ovládání a řízení. Při ovládání se výsledek zásahu nesrovná okamžitě s daným požadavkem. Zásahy jsou voleny pouze na základě znalostí o odezvách systému a okolních vlivech. Častějším typem řízení je regulace, kdy jsou udržovány předem stanovené hodnoty fyzikálních veličin. V průběhu regulace jsou hodnoty těchto veličin vyhodnocovány a odezvy v podobě regulačních zásahů působí okamžitě. Podle nich je tedy aktuálně řízena činnost regulátoru. Regulátor pracuje se zpětnou vazbou a zajišťuje tak potřebnou přesnost a dynamiku regulačního procesu.

U elektrických pohonů je většinou požadována vysoká rychlost zásahu při regulaci. Při logickém řízení jsou zpracovávány pouze dvouhodnotové veličiny. Pro práci s nimi se využívá Booleova algebra. Pro samotnou realizaci úloh logického řízení jsou dnes využívány především programovatelné mikroprocesory v podobě PLC, v anglickém originálu Programmable Logical Controller a v češtině jako Programovatelný Logický Automat. Obecně je celkový řídicí řetězec složen z řídicí jednotky (např.: PLC), která se skládá z procesoru a PWM výstupů připojených na tranzistorové můstky, stejnosměrného nebo střídavého motoru a případně zpětné regulační vazby. Pokud je zpětně sledován výsledný pohyb motoru, jedná se o zpětnovazební řízení (řízení v uzavřené smyčce). Rozdílem mezi žádanou hodnotou (řídicí veličina) a skutečnou hodnotou (regulovaná veličina) vzniká regulační odchylka. Na základě její velikosti a řídicího algoritmu regulátor zareaguje akční veličinou na soustavu tak, aby bylo na výstupu dosaženo požadované hodnoty regulované veličiny. Regulovat lze rychlost otáčení, proud, rozběh i doběh motoru a polohu motoru. Pokud není zpětná vazba součástí, jedná se o řízení v otevřené smyčce. Té se využívá pouze pro nenáročnou regulaci motorů [20][23].

## 4.5 Řízení stejnosměrných motorů

Pro jednoduchost byly právě pohony se stejnosměrnými motory první volbou pro řízení otáček. V současné době jsou stejnosměrné motory s cizím buzením rozšířeny v konstrukci elektrických pohonů manipulátorů a robotů. Na základě vlastností jsou označovány za přechod mezi sériovými a derivačními motory. Hlavní výhody cize buzených stejnosměrných motorů jsou následující:

- Jednoduché řízení otáčivé rychlosti pomocí změny napětí kotvy
- Velký rozsah provozních otáčivých rychlostí
- Velký rozsah výkonové proveditelnosti až do desítky megawattů [20]

V kapitole 4.2.2 byl popsán princip kartáčového stejnosměrného motoru, který je založen na přepínání polarit napájecího stejnosměrného proudu pomocí komutátoru po každé pólotačce rotoru. Jelikož je rychlost otáčení přímo úměrná napětí a zatěžovacímu momentu, je možné ji měnit změnou velikosti napětí nebo buzením. Této změny napětí se dosahuje pomocí PWM modulace, tedy pulsně šířkové modulace. Principem PWM je velmi rychlé spínání a vypínání stejnosměrného napětí, kdy z důvodu setrvačnosti motoru a vysoké frekvence spínání (kolem 20 kHz) rotor dané změny nezaznamená. Chování motoru je tak stejné, jako kdyby byl napájen napětím o velikosti střední hodnoty spínaného napětí. To je dáno poměrem doby sepnutí a vypnutí. Takto je dosaženo žádané hodnoty napětí. Výsledkem je signál s konstantní periodou, kde se mění střída. Střída je označení pro zmíněný poměr mezi stavy zapnuto/vypnuto a je vyjádřena v procentech. Generátorem signálu PWM může být řídicí jednotka v podobě PLC, kde mohou být hodnoty střídavy a frekvence zadávány softwarově. Signál pro řízení lineárních pohonů lůžka je také kódován pulsně šířkovou modulací a je právě takto zadáván řídicí jednotkou. Na obrázku 5 je znázorněn průběh signálu, kde Pulse width je anglickým výrazem pro šířku pulsu a Period pro periodu [20][23].

Vztahy pro výpočet střídavy a střední hodnoty napětí jsou následující [37]:

$$D = \frac{\tau}{T} \quad (1)$$

$$U_{AV} = \frac{1}{T} \int_0^T U_{max} dt = U_{max} \cdot \frac{\tau}{T} = U_{max} D \quad (2)$$

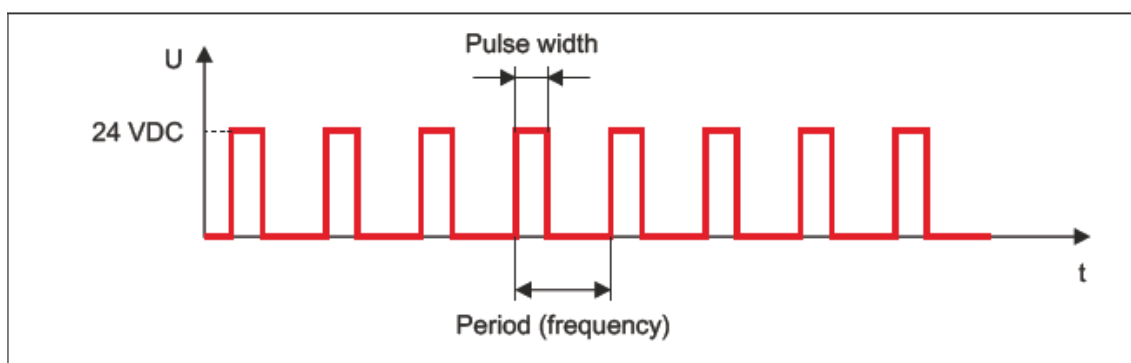
$D$ ...střída (*Duty cycle*)

$\tau$  ...šířka pulsu (*Pulse width*)

$T$ ...délka periody (*Period*)

$U_{AV}$ ...střední hodnota napětí

$U_{max}$ ...maximální napětí (*24 V*)



**Obrázek 5:** Signál kódovaný pulsně šířkovou modulací [44]

## 5 Návrh a realizace řídicího systému

Prioritou pro tuto diplomovou práci je realizace řídicího systému elektrického lůžka. Na základě poznatků z teorie a rešerší vyplývá, že je možné využívat průmyslové řídicí systémy i pro řízení lineárních aktuátorů, které jsou součástí elektrického lůžka. To bylo pohnutkou k tomu vybrat vhodné komponenty pro automatizaci a řídicí systém zrealizovat. Důležitými aspekty při návrhu systému jsou z technického hlediska parametry a specifika lineárních aktuátorů a také celkový rozsah pohybů skeletu lůžka. Řídicí systém byl sestaven na půdě Technické univerzity v Liberci v laboratoři robotiky CxI na budově L. Nedílnou součástí systému je také obslužný software, který byl po sestavení regulačního okruhu realizován na témže místě a navržen i naprogramován v integrovaném vývojovém prostředí Automation Studio ve verzi 4.2 od společnosti B&R Automation.

Zde následuje výčet vybraných automatizačních prostředků a komponent pro regulační okruh. Jejich specifika a odůvodnění pro zařazení do okruhu následují v kapitolách 5.1 až 5.5.

- Elektrické polohovací lůžko ABE (BE43-H10)
- Lineární aktuátory TiMOTION TA7
- Řídicí jednotka PLC X20CP1381
- Modul motoru X20MM4456
- Dotykový displej 6PPT 30.0702
- Deska plošných spojů pro převod napěťových úrovní

### 5.1 Elektrické polohovací lůžko ABE (BE42-H10)

Nemocniční elektrické lůžko ABE s označením BE42-H10 od české společnosti Proma Reha s.r.o. je hlavní částí regulačního okruhu. Celkový vzhled lůžka je na obrázku 6. Standardní výbavou lůžka jsou snadno ovladatelné postranice, čtyři stejnosměrné motory a podsvícený ovladač, který slouží k manipulaci se čtyřmi osami lůžka. Celková nosnost lůžka je 200 kg. V této práci je právě ovladač nahrazen řídicí



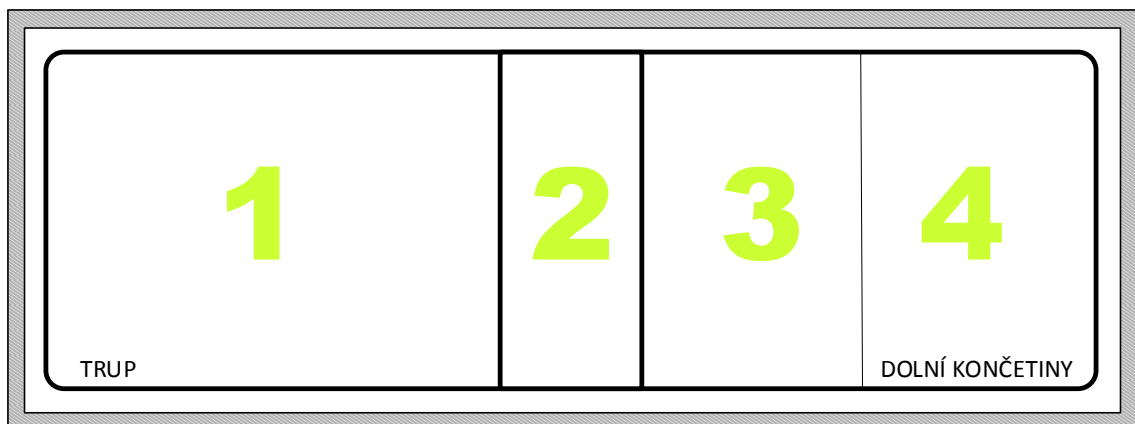
jednotku a motory jsou napojeny na modul motoru, který je součástí PLC (viz kapitulu 5.3).



**Obrázek 6:** Nemocniční elektrické lůžko ABE [45]

V Evropské unii je možné distribuovat pouze zdravotnická lůžka splňující normu EN 60601-2-52 pro zdravotnické elektrické přístroje, která od roku 2012 vymezuje zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost zdravotnických lůžek. Nutno podotknout, že elektrické lůžko ABE tuto normu splňuje.

Ložná plocha lůžka je sestavena ze čtyř komponent. Jejich znázornění je na obrázku 7. Číslo 2 představuje část statickou, která se nachází ve středu lůžka a je místem, kde by měly být umístěny sedací partie pacienta.



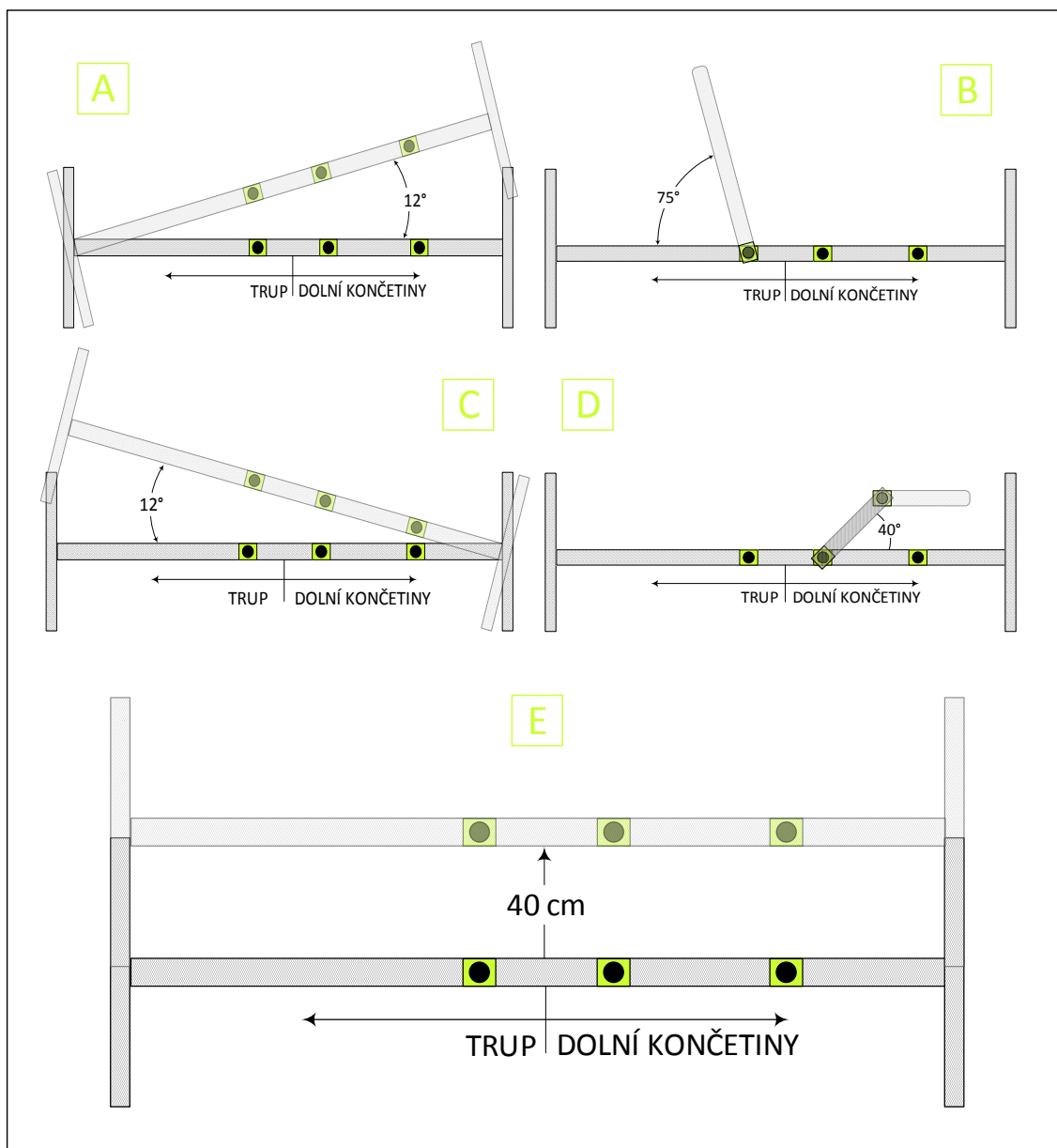
**Obrázek 7:** Rozdělení segmentů ložné plochy nemocničního lůžka ABE

Segment č. 1 je částí pro horní polovinu těla a slouží k podpoře trupu a hlavy pacienta. Segmenty č. 3 a č. 4 jsou pro dolní končetiny a jsou spojeny kloubem, přičemž segment č. 4 je závislý na segmentu č. 3. Jak již bylo zmíněno, součástí lůžka jsou čtyři stejnosměrné motory se zvedacími sloupky, z nichž dva jsou součástí segmentů č. 1 a 3. Umístěny jsou na spodní straně lůžka, kde se nachází také zbylé dva motory. Ty jsou umístěny na koncích lůžka a jejich zvedací sloupky čela lůžka kopírují (viz obrázek 8).



**Obrázek 8:** Rozmístění lineárních aktuátorů na spodní straně lůžka

Pro úplnou představu o nemocničním lůžku je potřeba se seznámit s rozsahy pohybů jednotlivých částí lůžka. Tyto pohyby jsou zprostředkovány lineárními pohony. Jejich přehled je zjednodušeně graficky zpracován v podobě obrázku 9. Pohony umístěné pod čely lůžka vykonávají zdvižný pohyb pro ložnou plochu jako celek (situace A a C na obrázku 9) Pokud je polohováno pouze jedním z těchto motorů, je jeho rozsah pohybů od  $0^\circ$  do  $12^\circ$  vzhledem k horizontální ose. V případě, že je těmito dvěma motory polohováno stejným způsobem a současně, tak se lůžko pohybuje ve vertikální ose, a je tak nastavována celková výška lůžka (situace E). V intervalu  $0-75^\circ$  se může pohybovat část pro oblast trupu a hlavy (situace B). Pro segment dolních končetin je tento rozsah  $0-40^\circ$ , kdy polohu mění pouze část stehenní a část lýtková zůstává ve vodorovné ose s ložnou plochou (situace D).



**Obrázek 9:** Rozsahy zdvihů pohyblivých segmentů elektrického lůžka

## 5.2 Lineární aktuátory TiMOTION TA7


Pohony u elektrického lůžka jsou lineární aktuátory od společnosti TiMOTION. Z pohledu konstrukce představují lineární motory nepřímé, tedy rotační motory s mechanickým převodem rotačního pohybu na pohyb lineární. Z fyzikálního pohledu jsou klasifikovány jako motory stejnosměrné kartáčové a cize buzené. Hlavním důvodem proč jsou tyto motory volbou pro elektrické lůžko, je certifikát CB v kategorii

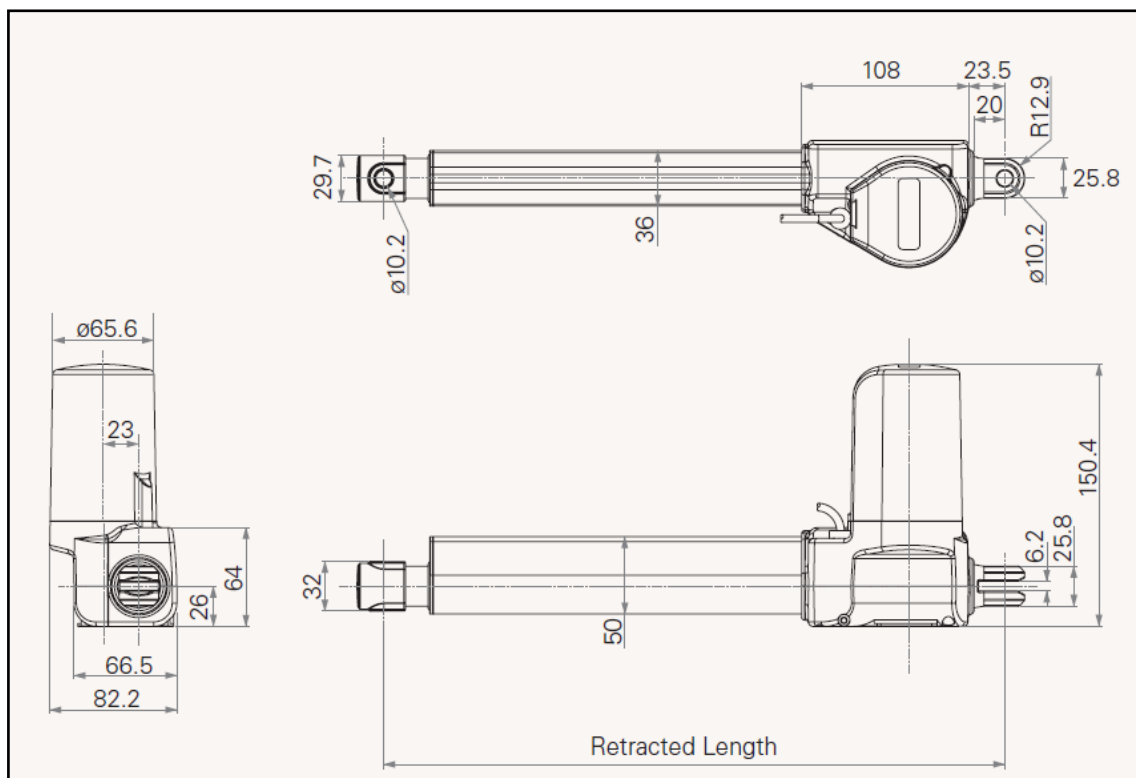
elektrické lékařské vybavení. Certifikační systém IECEE-CB je nejrozšířenější světový systém pro posuzování shody s normami pro bezpečnost elektrotechnických výrobků.

Přehled parametrů aktuátorů je uveden v tabulce 1 následován výkresovou dokumentací na obrázku 10. Velkou přidanou hodnotou aktuátorů jsou Hallovy senzory, které nejsou u pohonů elektrických lůžek obvyklé. Senzory detekují změnu magnetického pole, kdy výstupem je signál s průběhem podobným sinusovému, který je z důvodu lepší detekce a zpracování převeden na signál obdélníkový. Přesný princip Hallova jevu je popsán v kapitole 4.2.4. Zde je řečeno, že výstupem je generované Hallovo napětí, které je zesíleno a filtrováno. Jelikož senzory, jež jsou součástí elektrického lůžka, jsou senzory digitální, tedy zprostředkovávají řídicí jednotce digitální signál, je toto napětí digitalizováno. Převod z analogového signálu do digitálního může být realizován A/D převodníkem a zpracováno vnitřní logikou nebo může být napětí porovnáno komparátorem s referenčním napětím, obvykle generovaným uvnitř čipu integrovaného senzoru a upraveno vnitřní logikou [41].

**Tabulka 1:** Parametry lineárních aktuátorů TA7 [27]

PARAMETRY LINEÁRNÍCH AKTUÁTORŮ TiMotion TA7	
NAPÁJECÍ NAPĚTÍ	24 V DC
MAXIMÁLNÍ SÍLA (in push)	10 000 N
MAXIMÁLNÍ SÍLA (in pull)	4 000 N
MAXIMÁLNÍ RYCHLOST	38 mm/s
STUPEŇ KRYTÍ IP	IP54
SENZORY	HALLOVY SENZORY





**Obrázek 10:** Výkresová dokumentace lineárních aktuátorů TiMOTION TA7 [27]

### 5.3 PLC X20CP1381

Pro realizaci logické řídicí jednotky je vybráno PLC X20CP1381 od společnosti B&R Automation, s komunikačním rozhraním v podobě Ethernetu, USB, RS232, CAN bus a POWERLINK (viz obrázek 11). Vybaven je procesorem x86 od společnosti Intel, 1 GB vestavěnou pamětí, 30 digitálními vstupy/výstupy a 2 analogovými vstupy. Přesná specifikace a technické parametry PLC jsou ke stažení na webových stránkách společnosti. Pro PWM modulaci (viz kapitolu 4.5) byl také vybrán motor modul s označením X20MM4456, který je přídatným modulem pro výše zmiňované PLC. Specifikován je jako zařízení pro řízení čtyř stejnosměrných motorů se jmenovitým napětím 24 až 48 V DC  $\pm$  25 % při jmenovitém proudu až 6 A. Vybaven je 16 digitálními vstupy. Motory jsou řízeny plnými spínacími H-můstky, které umožňují provoz motorů v obou směrech [44].



**Obrázek 11:** PLC X20CP1381 a motor modul X20MM4456 [44]

#### 5.4 Displej 6PPT 30.0702

Od společnosti B&R Automation je také barevný dotykový rezistivní displej 6PPT 30.0702 pro jednoduché ovládání elektrického lůžka (viz obrázek 12). Obrazovka disponuje velikostí 7" s rozlišením 800×480 pixelů, komunikačním rozhraním v podobě ethernetu (2×) a USB 2.0 (2×)



**Obrázek 12:** Displej 6PPT 30.0702–20W

## 5.5 DPS pro převod napěťových úrovní

Propojení mezi motory elektrického lůžka a řídicí jednotkou by nebylo možné bez převodu mezi napěťovými úrovněmi výstupu hallových senzorů a PLC. Hallové sondy pracují s napájecím napětím 5 V a modul pro motor pracuje se jmenovitým napětím 24 V. Obecně je tento převod označen, jako převod mezi úrovněmi HTL a TTL. Transistor – Transistor Logic, jinak také tranzistorově - tranzistorová logika, je využívána pro implementaci digitálních integrovaných obvodů. Na zdroje napětí pro napájení těchto obvodů jsou kladeny vysoké požadavky. Napájecí napětí nesmí překročit předepsané meze. Obvody technologie TTL používají napájecí napětí 4,5 až 5,5 V. Napětí o hodnotě 0 V až 0,8 V, označeno jako L (Low), je vyhodnoceno jako logická 0, a napětí o hodnotách 2 V až 5 V je vyhodnoceno jako logická 1 a nese označení H (High). Podobně je tomu u HTL. Zkratka HTL, z anglického High – Threshold Logic, představuje vysokoprahovou logiku. Tato logika také rozhoduje o tom, zda je konkrétní hodnota napětí vyhodnocena jako logická 0 nebo 1, pouze s jinou rozhodovací úrovní, jelikož HTL pracuje s napájecím napětím v hodnotách od 10 V do 30 V. V rámci diplomové práce je tento logický obvod (HTL) pouze virtuální a je realizován programovým algoritmem implementovaným v PLC. Rozhodovací úroveň je uvedena v dokumentaci k PLC. Hodnoty napájecího napětí menší než 5 V jsou vyhodnoceny jako logická 0 a větší než 15 V jako logická 1 [38].

Pro převod napěťových úrovní mezi těmito obvody byla vyrobena deska plošných spojů. Její návrh byl realizován v programu Eagle verze 7.2.0 společnosti CadSoft. Program je zaměřen na tvorbu schémat a návrhů plošných spojů. Je velice rozšířený a dostupný jak v placené verzi, tak i ve verzi volné, kde je pro návrh možné využít desku o velikosti 100×800 mm. Na obrázku 13 je celkové schéma návrhu DPS, pod ním následuje výčet a odůvodnění pro použití jednotlivých částí této desky. Reálné provedení napěťového převodníku je na obrázku 14. Seznam použitých součástek je sepsán v tabulce 2.

**Tabulka 2:** Seznam použitých součástek pro DPS

OZNAČENÍ SOUČÁSTKY	HODNOTA	POPIS	MNOŽSTVÍ
R2,R4,R6,...,R16	5 600 $\Omega$	Rezistor	8
R1,R3,R5,...,R15	12 000 $\Omega$	Rezistor	8
R17,R18	12 000 $\Omega$	Rezistor	2
T1-T8	BC547	Bipolární tranzistor	8
C1-C8	33 nF	Kondenzátor	8
C9,C10	100 nF	Kondenzátor	2
D1-D8	1N4148	Dioda	8
IC2	7805	Stabilizátor	1
LED1,LED2		Dioda	2

### **Pull-up rezistory**

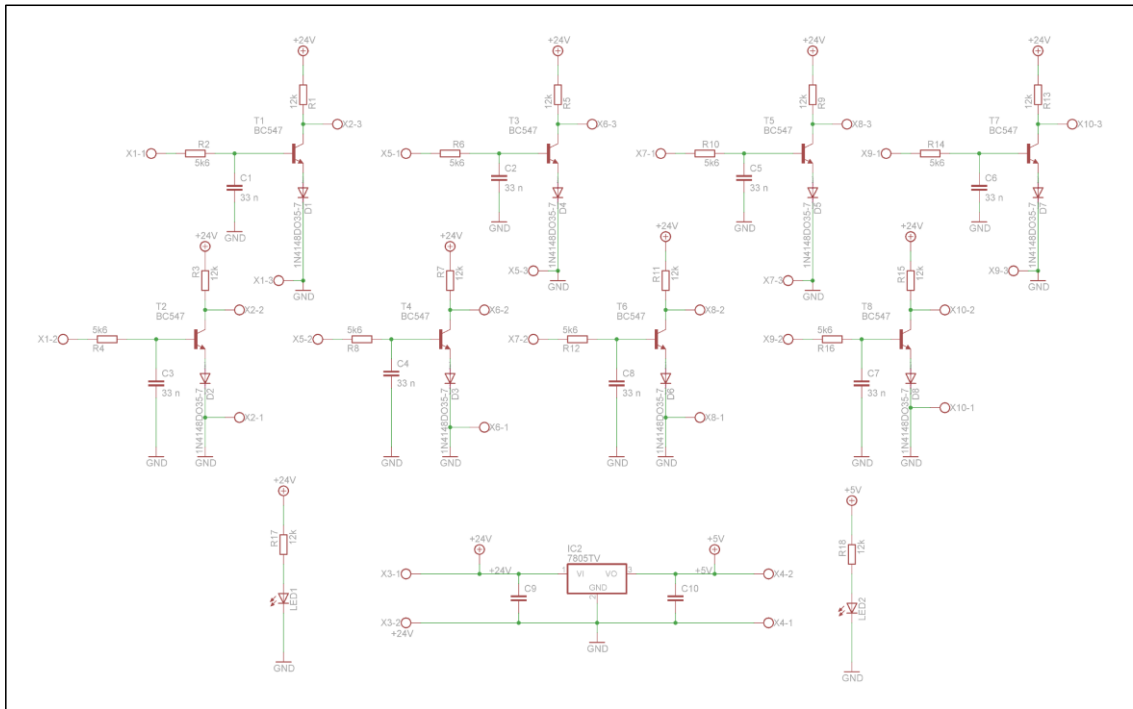
Pull-up označení znamená, že je na vstupu zapojen odpor určité hodnoty, který je připojen mezi vstup a kladné napájecí napětí. Pull-up rezistory jsou v tomto obvodu všechny rezistory s odporem 12 000  $\Omega$  , kromě odporů R17 a R18. Tyto rezistory zajišťují posun napěťové úrovně pro nastavení logického signálu H (High) při neseprnutém tranzistoru.

### **Stabilizátor TL 7805**

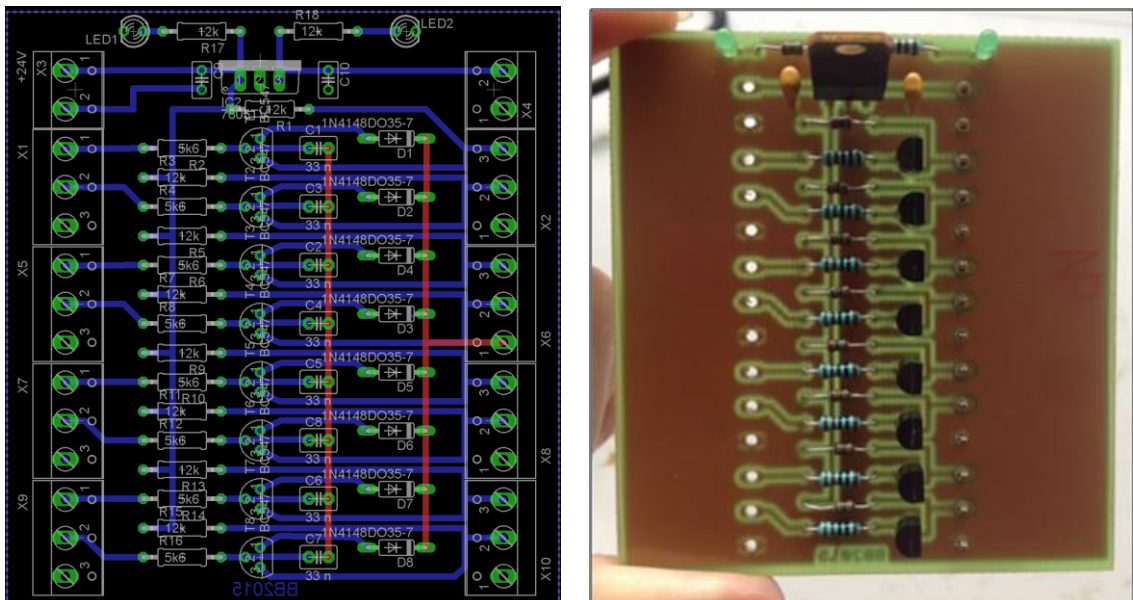
Stabilizátor obecně slouží ke stabilizaci výstupního napětí při změnách napětí vstupního. Při překročení hranice minimálního vstupního napětí, v případě stabilizátoru v obvodu je to 5 V, se začne na výstupu objevovat napětí, které i při dalším zvyšování vstupního napětí zůstane konstantní, v tomto případě je to 5 V. Vstupní napětí může být zvyšováno až do maximální hodnoty dané výrobcem. U stabilizátoru 7805 je tato hodnota 35 V. Součástí obvodu stabilizátoru jsou dva blokovací kondenzátory C9 a C10. Slouží jako krátkodobé zdroje energie při rychlé změně zatěžovacího proudu obvodu. Než na tuto změnu zareaguje zdroj, začnou se kondenzátory vybíjet a kompenzují tak krátké snížení proudu. V tomto obvodu je stabilizátor zapojen



z důvodu zachování stálého napájecího napětí (5 V) pro logické obvody s TTL (viz kapitolu 5.5) [39].



**Obrázek 13:** Schéma DPS pro převod napět'ových úrovní v programu Eagle 7.2.0



**Obrázek 14:** Návrh a realizace DPS pro převod napět'ových úrovní

## **RC filtry**

Jednoduché RC členy, jinak také poločlánky, se skládají z rezistoru a kondenzátoru. Patří sem dolní propust, která propouští nižší kmitočty a vyšší zadržuje, a horní propust, která zadržuje kmitočty nižší a propouští vyšší. Určující kmitočet je tzv. kmitočet mezní, který je značen  $f_0$ . Při tomto kmitočtu, dojde ke zmenšení zisku o 3 dB, což znamená, že na výstupu propusti je napětí  $(1/\sqrt{2})\times$  menší než vstupní. Jelikož jsou rezistory (s odporem 5600  $\Omega$ ) v tomto obvodu zapojeny sériově, tedy v cestě signálu a kondenzátory (o kapacitě 33 nF) paralelně, jedná se o dolní propust. V obvodu byly RC filtry dodány z důvodu potlačení šumu, jelikož signál přiváděný ze senzorů obsahoval šum, který když byl zesílen, byl řídicí jednotkou nesprávně vyhodnocen jako přepnutí mezi logickou 1 a 0. Zapojením RC filtrů byl šum utlumen [40].

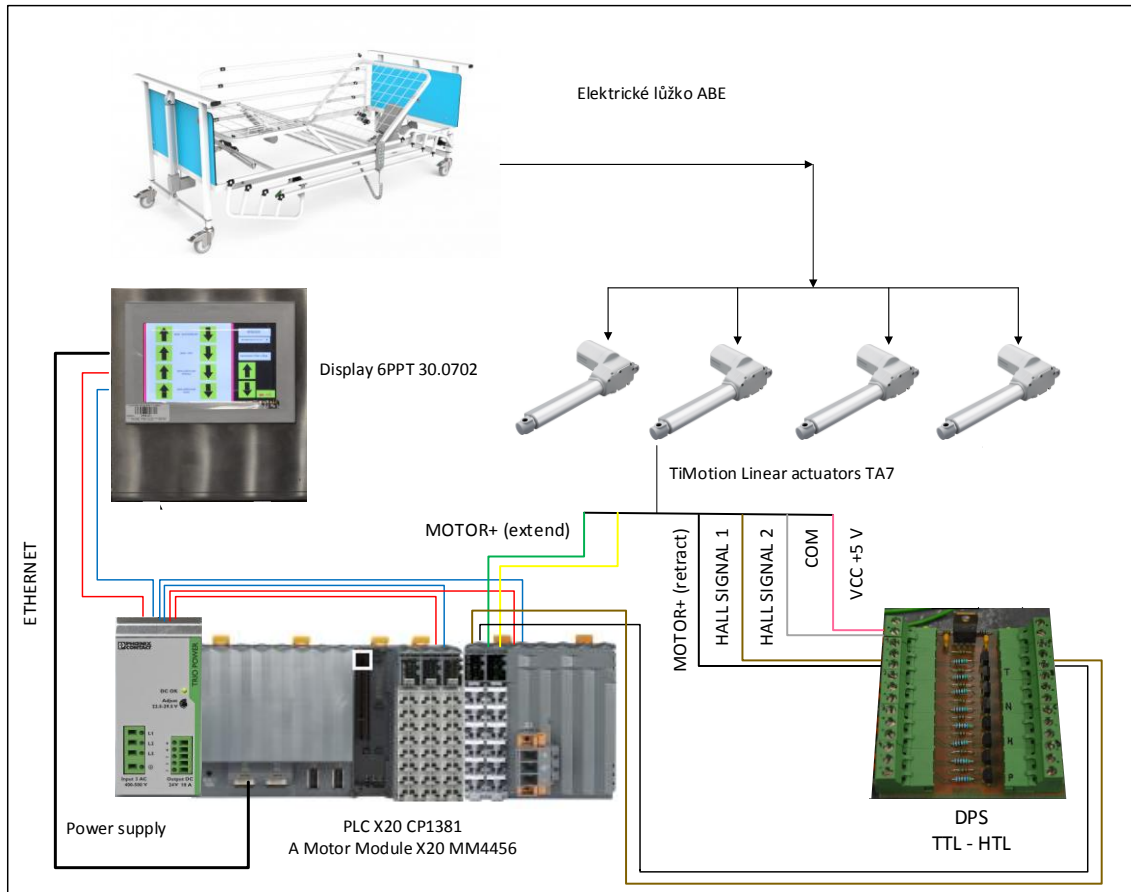
## **Bipolární tranzistory BC547**

Bipolární tranzistory BC547 (T1-T8), které jsou zapojeny v obvodu, slouží jako jednoduché tranzistorové spínače. Elektronické spínače s tranzistory mohou připojovat zátěž, přepínat signál nebo pracovat jako převodník úrovní, čehož se využívá v tomto obvodu. V případě, že neprochází bází proud, je tranzistor zavřený. Při průchodu určitého proudu bází se přechod báze-emitor otevře, čímž se otevře i přechod kolektor-báze [40].

V praktickém provedení nastala situace, že pokud bylo přivedeno napětí o hodnotě 0,7 V, tranzistor se již otevřel. Napětí bylo převedeno do vyšší úrovně (vysokoprahová logika) a jeho hodnoty se pohybovaly v tzv. zóně neurčitosti, což je interval, ve které by se napětí nemělo objevit. Pokud se tak stane, není jisté, jak vstupní obvody zareagují, tedy jestli bude hodnota vyhodnocena jako logická nula nebo jednička. Z tohoto důvodu byly do obvodu přidány diody 1N4148 (D1-D8).

## 5.6 Realizace automatizačního systému

Z komponent výše zmíněných byl sestaven celkový řídicí okruh. Jeho schematické uspořádání je zobrazeno na obrázku 15.



**Obrázek 15:** Schematické uspořádání řídicího okruhu automatizovaného systému

## 6 Softwarové řešení

Po sestavení řídicího okruhu následovala fáze, kdy bylo cílem zhotovit software, na jehož základě by byla umožněna automatizace pohybů polohovatelného lůžka. Obslužný software byl navržen za účelem vytvořit uživatelsky jednoduchý a funkční systém, který by našel využití pro elektrická lůžka určena pro domácí i nemocniční péči. Pro realizaci obslužného programu je stejně jako hardware vybrán i software od společnosti B&R Automation.

### 6.1 B&R Automation Studio

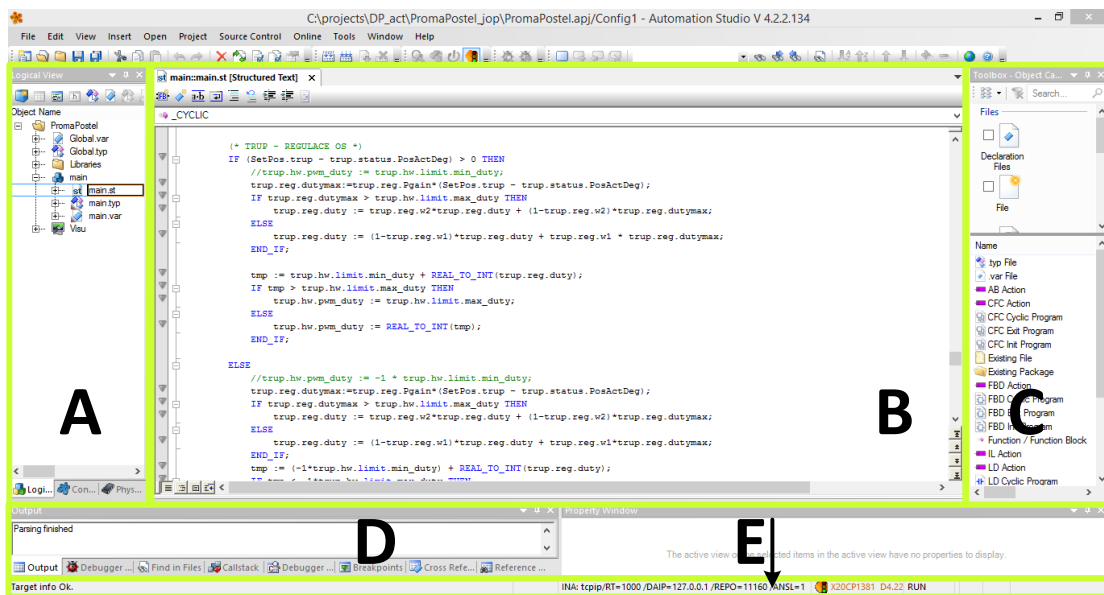
Automation Studio verze 4.2 je softwarový nástroj, který umožňuje vyvíjet řídicí programy dle vlastních potřeb. Každý nově založený projekt se dělí na dvě základní části. Na část fyzickou a logickou. V části fyzické se zadávají konfigurace pro hardware, tedy zadání konkrétního typu PLC, jeho vstupů, výstupů a popřípadě dalších přidaných modulů. V Automation studiu nese název *Physical view* V logické části (*Logical View*) je vytvářena celková struktura projektu. Výsledkem je software pro kontrolu a řízení hardwarových komponent. Náhled pracovního prostředí Automation Studia verze 4.2 a jeho stručný popis je na obrázku 17.

Projekt může být dělen do více menších programů, mezi nimiž je navázána komunikace prostřednictvím proměnných. V programech mohou být použity všechny programovací jazyky ANSI C, CFC, C++ a ty, které jsou standardizovány normou IEC 61131-3. Programovací jazyky patřící do této skupiny jsou následující:

- IL – Instruction List (posloupnost instrukcí)
- ST – Structured Text (strukturovaný text)
- LD – Ladder Diagram (liniové či reléové schéma)
- SFC – Sequential Function Chart (vývojové schéma)
- FBD – Function Block Diagram (schéma funkčních bloků)

Není podmínkou, že pro jeden projekt musí být využíváno pouze jednoho typu programovacího jazyka. Lze například využít propojení SFC pro základní rozdělení programu a ST pro sepsání dílčích částí, či jiné další kombinace. V rámci softwarového

řešení pro polohovací lůžko byl použit programovací jazyk v podobě strukturovaného textu. Jedná se o jazyk vyšší úrovně. Jeho zápis je tvořen posloupností symbolických instrukcí a svoji strukturou je podobný Pascalu. Vcelku obsahuje několik základních příkazů v podobě podmínek, několika druhů cyklů, operací s logickými výrazy a přiřazení hodnot do proměnných. Pro ostatní funkce a funkční bloky je možné využívat knihovny Automation Studia [31][24].



**Obrázek 16:** Hlavní okno Automation Studia verze 4.2 [46]

Popis hlavního okna Automation Studio 4.2:

**A** Panel pro strukturu celého projektu rozdělen mezi 3 oddíly:

- *Logical View* – oddíl pro všechny programy a podprogramy, deklarace všech proměnných, jejich datové typy, vizualizace a další.
- *Configuration View* – oddíl pro nastavení a propojení logické vrstvy s hardwarem
- *Physical View* – oddíl pro přiřazení a specifikaci hardwaru

**B** Okno pro editaci jednotlivých složek z panelu A

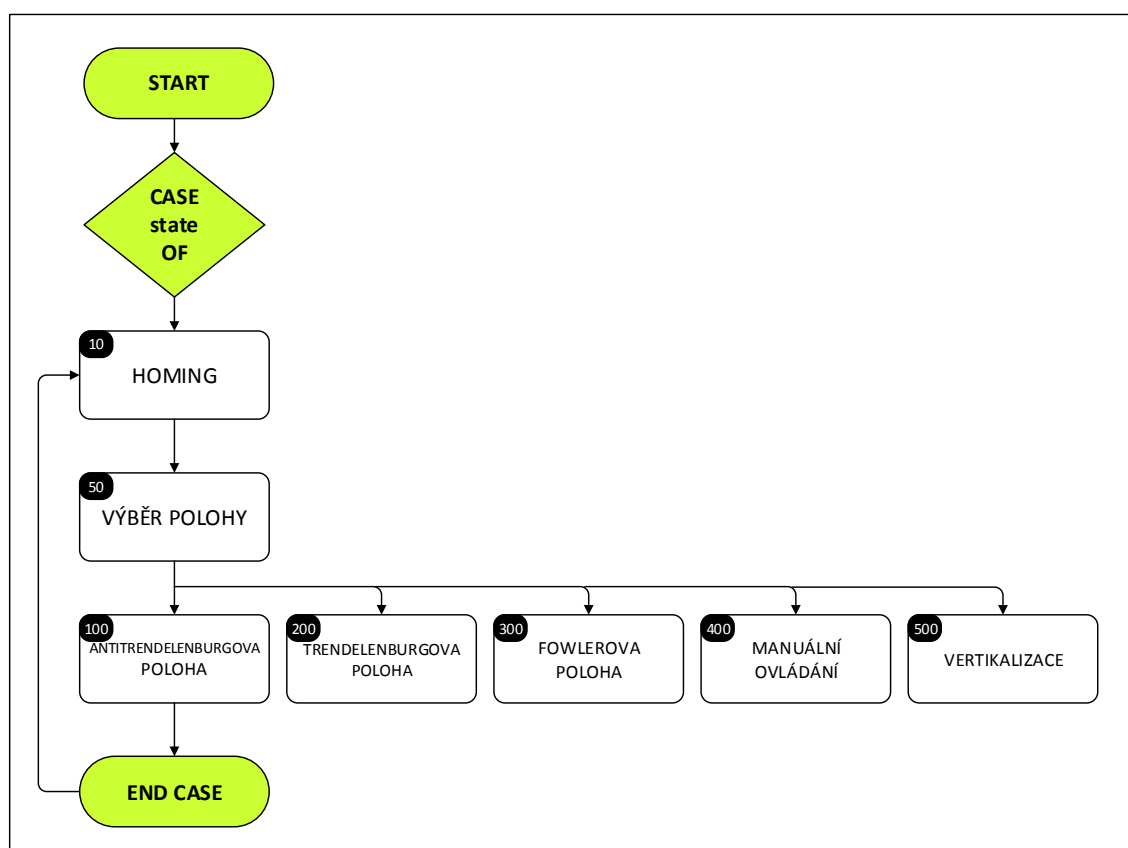
**C** Panel *Toolbox* pro přidávání jednotlivých částí projektu (vizualizace, HW, ...)

**D** Lišta *Status Bar* zprostředkovávající informace o propojení mezi počítačem a PLC

- E** Okno poskytující informace o průběhu kompilace projektu. Výsledkem může být potvrzení kompilace a možnost transferu do PLC nebo výčet chyb, které byly programem diagnostikovány.

## 6.2 Struktura obslužného softwaru

V rámci této kapitoly jsou prezentovány vybrané části obslužného softwaru v podobě vývojových diagramů a ukázek zdrojového kódu. Finální podoba zdrojového kódu je součástí projektu PromaPostel (viz přílohu A). Pro získání představy o celkové řídicí struktuře programu je vytvořen vývojový diagram, který je zobrazen na obrázku 17.



**Obrázek 17:** Vývojový diagram hlavního větvení programu

Diagram představuje hlavní větvení jednotlivých cvičení. Čísla na diagramu jsou prezentovány stavy, kterým jsou přiřazeny podmínky a příkazy. Stav 10 s označením

*HOMING* je část programu, která nastavuje lůžko do základní pozice. Z pohledu polohového řízení jsou všechny osy lůžka nastaveny do polohy o hodnotě  $0^\circ$ . Stav *50 – VÝBĚR POLOHY* slouží v programu ke spuštění vybraného typu polohování, tedy rozhoduje mezi stavy *100* až *500*.

Pro jednotlivé typy polohování byly vybrány speciální formy polohování (viz kapitolu 3.4) a vertikalizace. Stav *100* a *200* jsou určeny pro Antitrendelenburgovu a Trendelenburgovu polohu. V tomto případě je manipulováno s celou ložnou plochou lůžka a jsou řízeny pohony umístěné pod čely lůžka. Tyto osy jsou v programu uloženy pod proměnnou s označením *hlava* a *chodidla*. Fowlerova poloha a vertikalizace, stavy *300* a *500*, pracují s proměnnou *trup*. Při obou těchto polohách je manipulováno s částí lůžka, která je umístěna pod trupem pacienta (segment č. 1 na obrázku 7). Na vertikalizaci je nahlíženo jako na její první fázi, kdy pacient začíná s posazováním se na lůžku (viz kapitolu 3.3). Plnému využití této části programu by se dostalo, pokud by elektrické lůžko umožňovalo vertikalizaci s ložnou plochou ve větším rozsahu. V nabídce společnosti Proma Reha s.r.o. takové vertikalizační lůžko figuruje a umožňuje vertikalizaci až  $70^\circ$ . Pod stavem *400* je uloženo manuální ovládání, které je ve své podstatě náhradou ovladače, jenž je základním vybavením elektrického lůžka bez řídicího systému. Pohyb je možný vykonávat se všemi osami lůžka. V případě programu jsou to tyto proměnné: *hlava*, *chodidla*, *trup*, *dkoncetiny* a *vyska*. Proměnná *vyska* spojuje osy pro hlavu a chodidla, a jak již bylo zmíněno v kapitole 5.1, je tímto nastavována celková výška lůžka. Podrobnější popis jednotlivých částí programu následuje v kapitolách níže.

Mimo tuto hlavní smyčku jsou sepsány instrukce pro procesy, u kterých je potřeba, aby byly vykonávány po celou dobu, kdy je systém v provozu. Mezi ně zařadíme:

- **Převod bezrozměrných jednotek z čítačů na stupně**

Jelikož není známo, kolik pulsů za jednu otáčku motoru Hallovy sondy vysílají, jsou hodnoty z čítačů pulsů brány jako bezrozměrná jednotka. Pro převod na stupně je zjištěna maximální hodnota z čítače (counter) při maximálním náklonu dané osy. Tedy čítače zobrazují nulovou hodnotu při nulovém náklonu osy a maximální dosahují při maximálním náklonu osy.

**Příklad:** Část lůžka, která pohybuje s horní polovinou těla, dosahuje maximálního náklonu  $75^\circ$ . Maximální hodnota čítačů (v programu

proměnná: *params.MaxPosCnt*) v této poloze je 5 960 jednotek. Z toho vyplývá, že na 1° připadá 79,47 jednotek.

- **Přerušení probíhajících cvičení v jakémkoliv okamžiku**

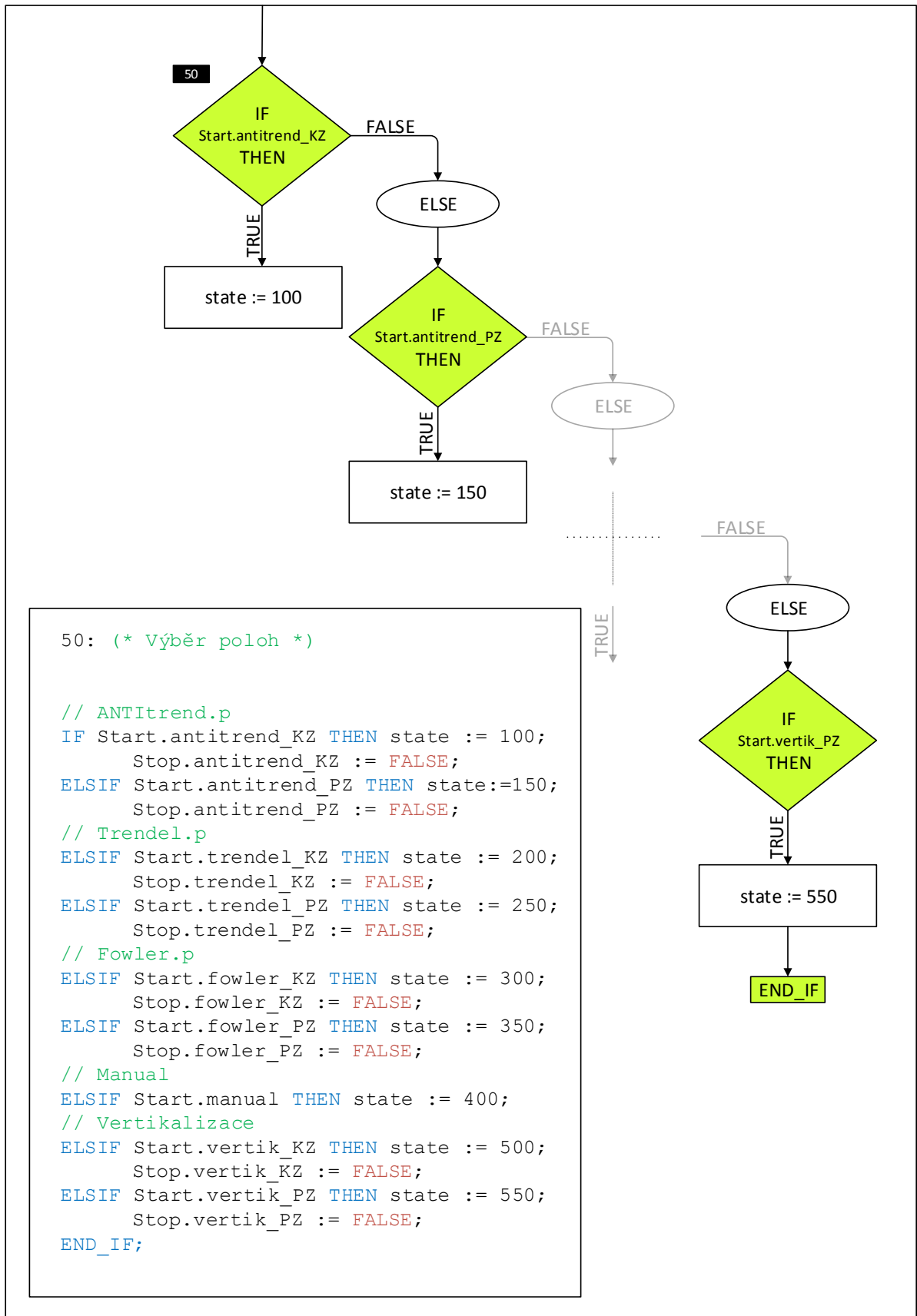
Z pohledu bezpečnosti je důležité, aby mohl být proces polohování zastaven kdykoliv. Tento prvek zastává tlačítko *STOP* v ovládacím programu polohovatelného lůžka.

- **Nastavení rychlosti pohybu dané osy**
- **Regulace pohybu a rychlosti dané osy**

### 6.2.1 Podprogram VÝBĚR POLOHY

Část programu, která je ve skriptu označena jako *VÝBĚR POLOHY* a uložena pod stavem 50 slouží pro spuštění vybraného typu polohování. Může být označena za jakýsi rozcestník pro jednotlivé stavy hlavního příkazu *CASE*, pod kterými jsou kódy pro jednotlivé typy polohování uloženy. Příkaz *CASE* společně s příkazy *IF*, *THEN* a *ELSE* patří do skupiny příkazů pro výběr. V anglickém jazyce jsou označeny jako *Selection Statements* a představují základ pro celý obslužný software. V praxi tento stav 50 znamená, že pokud je fyzicky spuštěn proces polohování, tedy je stisknuto tlačítko *START* na dotykovém displeji (viz obrázek 26), je program přesměrován do stavu s danou polohou, načte hodnoty zadané obslužným personálem a pohony vykonávají požadované pohyby, dokud není proces dokončen nebo přerušen. Pro úplnost tohoto příkladu je vytvořen vývojový diagram na obrázku 18, jehož součástí je ukázka zdrojového kódu.





**Obrázek 18:** Vývojový diagram a zdrojový kód podprogramu *VÝBĚR POLOHY*

### 6.2.2 Podprogram ANTITRENDELENBURGOVA POLOHA

Pokud je obsluhou vybrána poloha a program se přesune ze stavu 50 do stavu dané polohy, je prováděna sekvence příkazů, která je přiblížena vývojovým diagramem na obrázku 20. (Pro přehlednost připomínka: Stav 100 až 500 jsou určeny pro polohy, které jsou sepsány v kapitole 6.2.)

**Příklad:** Program pro Antitrendelenburgovu polohu je sepsán od stavu 100 do stavu 190. Sekvence příkazů je dále rozdělena na dvě části. To je viditelné i na ukázce zdrojového kódu na obrázku 18. Tedy stavy 100 až 140, jsou pro sekvence příkazů provádějící Antitrendelenburgovu polohu, kde pohyb do dané polohy není vykonáván plynule, ale s daným krokem, setrávajícím v mezipoloze po určitou dobu. Tyto polohy jsou v programu označeny zkratkou KZ (krokový zdvih). Zkratka PZ znamená pohyb plynulý a v případě podprogramu Antitrendelenburgova poloha se jedná o stavy 150 až 190.

Tak, jak je uvedeno v příkladu, jsou stavy rozděleny u všech zbývajících poloh, vyjma části pro manuální ovládání (stav 400). Následující popis podprogramu *Antitrendelenburgova poloha* je demonstrací pro všechny zbývajících polohy i pro podprogram *Vertikalizace*.

Pokud je obslužným personálem zvolena daná poloha, v tomto případě Antitrendelenburgova, a vybrán krokový zdvih, je vyžadováno, aby byly uživatelem vloženy hodnoty těchto proměnných:

- **Cílová poloha** (ve zdrojovém kódu proměnná *TargetPos*)  
Cílová poloha je koncová pozice osy lůžka udávaná ve stupních (stupně jsou zadávány vzhledem k horizontální rovině).
- **Rychlost pohybu** (proměnná *Velocity*)  
Při zadání rychlosti pohybu, je na dotykovém displeji výběr ze tří různých rychlostí, se kterými budou dané pohyby prováděny.
- **Počet cyklických opakování** (proměnná *NumOfRep*)  
Počet zadaných cyklů udává, kolikrát bude cílové polohy dosaženo.
- **Velikost kroku** (proměnná *Step*)  
Velikost kroku je hodnota ve stupních, která udává, po jakých úsecích bude cílové polohy dosaženo.

- **Doba setrvání v poloze** (proměnná *WaitTime*)

Doba setrvání je časová prodleva mezi jednotlivými změnami poloh (mezi kroky). Při zadávání prodlevy je na výběr z více hodnot. Ty se pohybují v intervalu od deseti sekund po jednu hodinu.

Tyto proměnné jsou zadávány stejným způsobem u zbývajících poloh a u vertikalizace. Pokud je u těchto cyklů vybrána možnost plynulého zdvihu, je nastavení v obslužném programu také podobné, pouze zde nevolíme velikost kroku (proměnnou *Step*). Zbývající proměnné zůstávají. Z tohoto důvodu je také zdrojový kód pro jednotlivé polohy a jejich obměny strukturou velmi podobný. Jako ukázka slouží zdrojový kód na obrázku 19, následován již výše zmíněným diagramem (viz obrázek 20), který syntaxí odpovídá úryvku zdrojového kódu. Celkový vzhled obslužného softwaru, stručný návod k jeho obsluze a příklad správně nastavených úloh jsou náplní kapitoly 6.3.

```
(* ANTITrendel poloha *)

(* KROKOVY ZDVIH*)
100:
    i := i + 1;
    IF i <= NumOfRep.hlava THEN state := 110;
    ELSE i := 0; NumOfRep.hlava := 0; TargetPos.antitrend := 0;
    Step.antitrend := 0; Start.antitrend_KZ := FALSE;
    state := 50;
    END_IF;

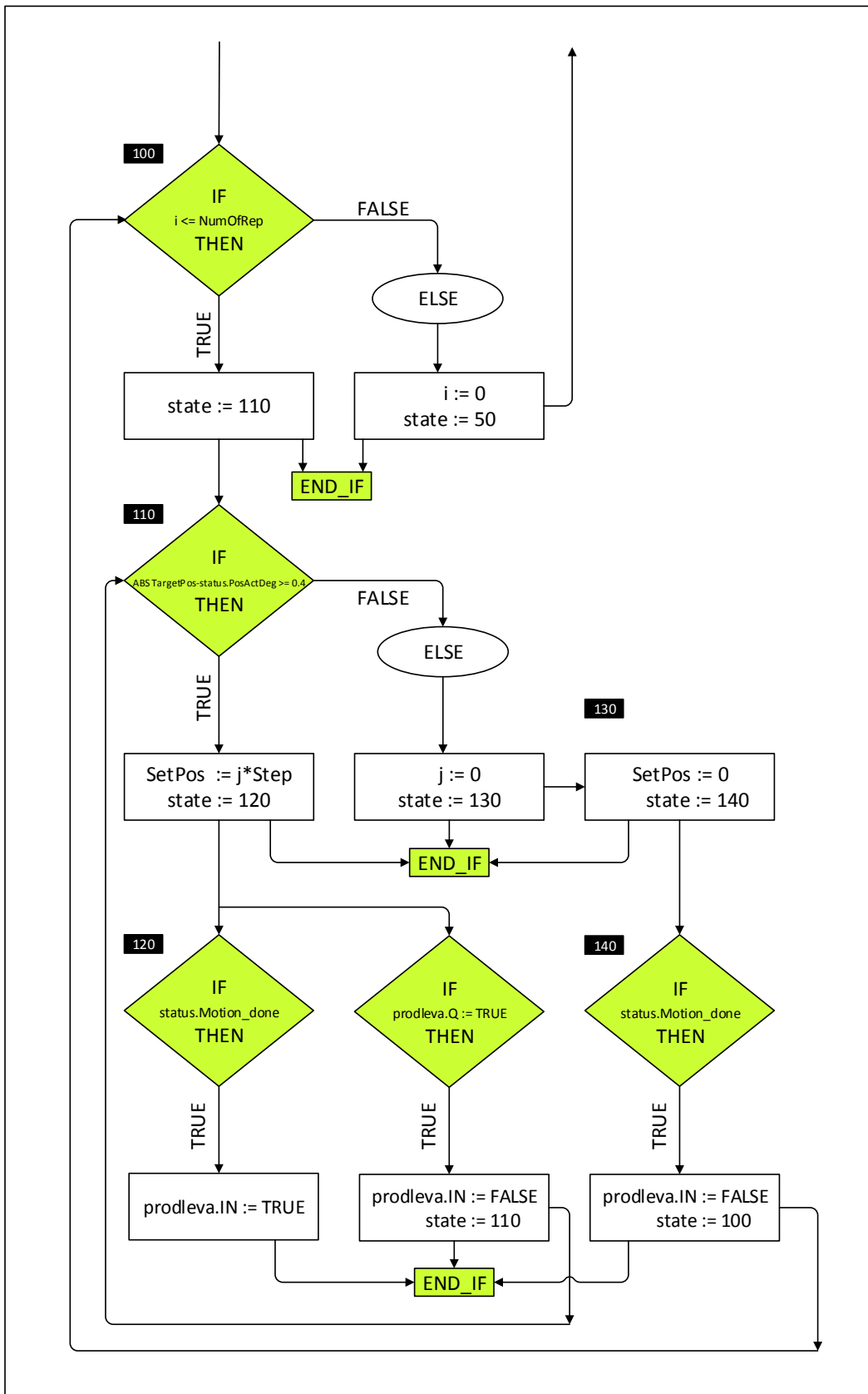
110:
    j := j + 1;
    IF ABS(TargetPos.antitrend - hlava.status.PosActDeg) >= 0.4
THEN
    SetPos.hlava := j * Step.antitrend;
    state := 120;
    ELSE j := 0;
    state := 130;
    END_IF;

120:
    IF hlava.status.Motion_done THEN prodleva.IN:=TRUE;
    END_IF;
    IF prodleva.Q = TRUE THEN prodleva.IN:= FALSE;
    state := 110;
    END_IF;

130:
    SetPos.hlava := 0; state := 140;

140:
    IF hlava.status.Motion_done THEN state := 100;
    END_IF;
```

**Obrázek 19:** Zdrojový kód podprogramu *ANTITRENDELENBURGOVA POLOHA*



Obrázek 20: Vývojový diagram podprogramu *ANTITRENDELENBURGOVA POLOHA*

## 6.3 Vizualizace obslužného softwaru

Pro lepší orientaci v obslužném softwaru a také pro přiblížení jeho vizuální stránky slouží tato kapitola. Finální verze vizuální podoby softwaru byla vytvořena v Automation Studiu, pouze použitá tlačítka a ikony byly vytvořeny pomocí webového editoru fotek a obrázků, uloženy ve formátu PNG a poté přeneseny do knihovny bitmapové grafiky v Automation Studiu. Veškeré obrázky, které jsou součástí této kapitoly, představují jednotlivá okna obslužného programu pro řízení elektrického lůžka ABE.

Na obrázku 21 je náhled úvodní stránky programu. Jelikož je zvolen displej dotykový, vše je ovládáno dotykem prstu, jehož správné provedení je potvrzeno krátkým signálem v podobě pípnutí. Stisknutím vyznačené oblasti je program přepnut do dalšího okna.



**Obrázek 21:** Úvodní strana obslužného programu

Po úvodní stránce následuje okno, jehož ukázka je na obrázku 22. Před začátkem jakéhokoliv spuštění polohování je nutné, aby bylo lůžko nastaveno do výchozí pozice. Tím se rozumí nastavení segmentů do polohy, kdy úhel náklonu všech os je  $0^\circ$  a ložná plocha je ve výšce 40 cm od země. Toto je nutné jak z pohledu správné funkce

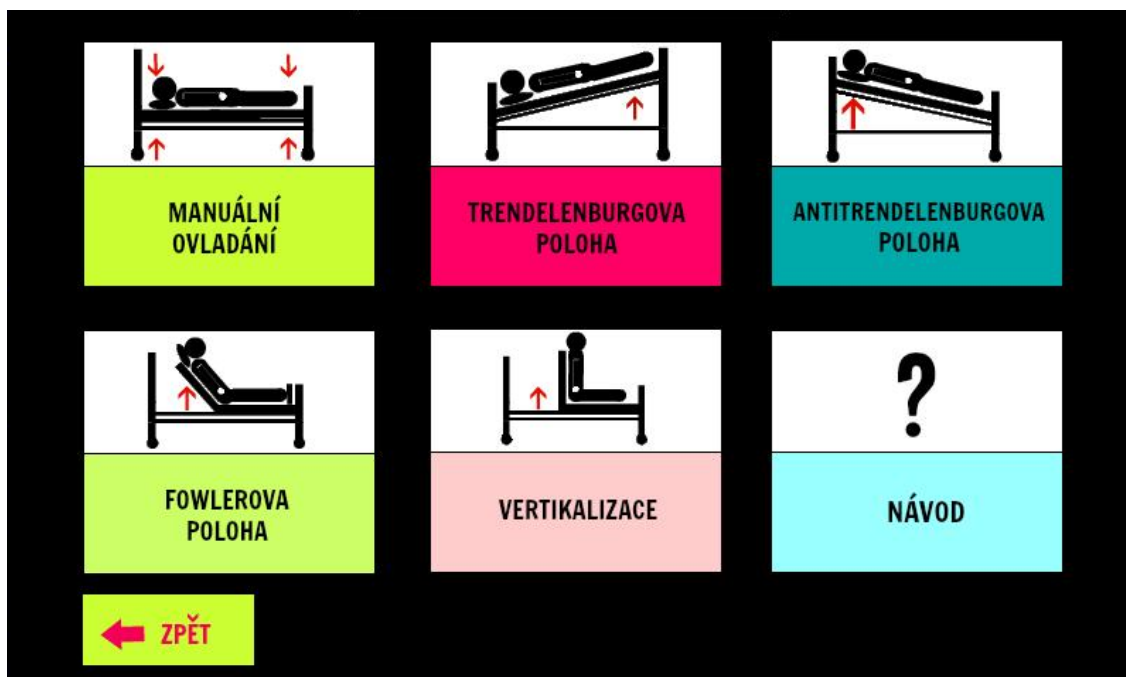
softwaru, tak z pohledu bezpečnosti pacienta. Zdrojový kód tohoto úseku je v projektu PromaPostel (viz přílohu A) označen nadpisem *HOMING*. Pokud je to možné, je doporučeno provádět nastavení před tím, než je pacient umístěn na lůžko. V případě, že to nelze, je nutno dbát zvýšené opatrnosti a správně vyhodnotit situaci, jelikož potvrzením nastavení lůžka do výchozí pozice mohou být jeho osy uvedeny do pohybu.



**Obrázek 22:** Strana 2 – Nastavení lůžka do výchozí pozice

Na obrázku 23 je základní rozcestník programu. Stisknutím dané ikony či titulku je program přenesen do nastavení jednotlivých poloh nebo do stručného návodu. Tento návod je součástí diplomové práce v podobě přílohy C. Jak již bylo zmíněno v kapitole 6.2, pro možné typy polohování byly vybrány jejich speciální formy. Jejich popis je uveden v kapitole 3.4. Nutno podotknout, že odborná literatura uvádí rozsah úhlu náklonu u Trendelenburgovy polohy 15–30° a u Antitrendelenburgovy polohy 20–30°. Osy elektrického lůžka umožňují v tomto případě maximální náklon v hodnotě 12°. Pro Fowlerovu polohu je tento rozsah 45–90°, maximální náklon této osy u lůžka může být 75°. Z pohledu softwaru je struktura programu pro Fowlerovu polohu a pro Vertikalizaci totožná. V praxi se bude lišit napolohováním pacienta. Při Fowlerově poloze by měla být zajištěna flexe chodidel (90°) a dolní končetiny mohou být v semiflexi. Ta může být například zajištěna zdvihem nožního segmentu lůžka pomocí

manuálního ovládání. Počáteční fáze vertikalizace pacienta se provádí při natažených dolních končetinách (viz kapitolu 3.3).

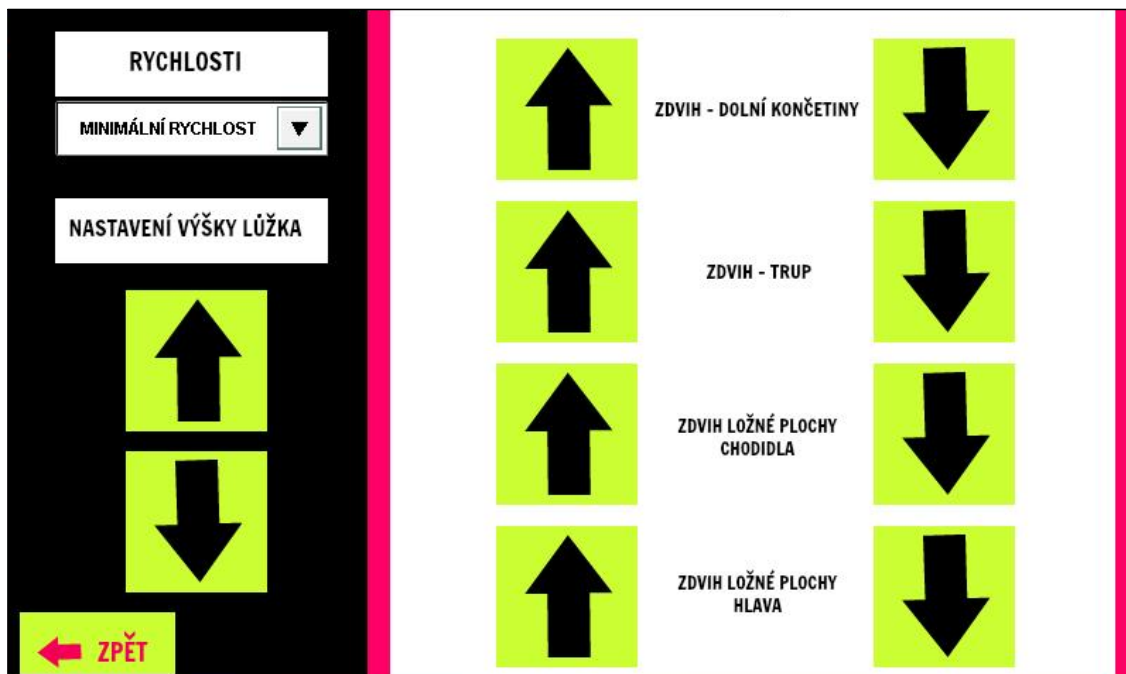


**Obrázek 23:** Strana 3 – Základní menu obslužného softwaru

Pokud je v hlavním menu programu zvoleno manuální ovládání, je zobrazeno okno z obrázku 24. V tomto případě program nahrazuje manuální ovladač, který byl před instalací řídicího systému součástí lůžka. V levém panelu obrazovky (černém) je možné zvolit jednu ze tří rychlostí, se kterou budou dané pohyby prováděny a pomocí dvou tlačítek (šipek) nastavovat výšku ložné plochy. V bílém poli jsou tlačítka určena pro polohování s jednotlivými segmenty, vždy dvě tlačítka (šipky) pro jednu osu, a to pro směry nahoru a dolů. S jednotlivými segmenty je polohováno po dobu stisku tlačítka.

V případě, že je v hlavním menu vybrán jeden z typů poloh, zobrazí se okno, které je na obrázku 25. Pro každý typ polohy (i vertikalizaci) je vždy možnost volit mezi krokovým a plynulým zdvihem. Krokový zdvih se od plynulého liší ve způsobu dosažení koncové polohy. Krokový dosahuje žádané koncové polohy po určitých intervalech a s danou prodlevou, zatímco při plynulém zdvihu je pohyb souvislý. Jestliže je vybrán krokový zdvih, je program přesměrován do podoby, která je na obrázku 26. Jsou zde zadávány hodnoty proměnných, jejichž výčet a popis je součástí

kapitoly 6.2.2. Pro plynulý zdvih je zadání hodnot do programu podobné, pouze není zadáván krok zdvihu a výsledný způsob polohování je odlišný. Pro přiblížení, jak takové automatické polohování pacienta bude vypadat, slouží následující příklad.



Obrázek 24: Strana 4 – Manuální ovládání



Obrázek 25: Strana 5 – Výběr typu zdvihu



**Příklad:** Pro nastavení automatického polohování do Antitrendelenburgovy polohy byly zadány následující hodnoty:

a) pro krokový zdvih:

**Cílová poloha:** 10°

**Rychlost pohybu:** MINIMÁLNÍ

**Počet cyklických opakování:** 3

**Velikost kroku:** 2°

**Doba setrvání v poloze:** 5 minut

Po stisknutí tlačítka *START* bude ložná plocha lůžka napolohována do pozice o úhlu náklonu dvou stupňů. V této poloze sečká pět minut. Po uplynutí této doby bude ložná plocha přesunuta do polohy o úhlu náklonu čtyři stupně, ve které opět setrvá po dobu pěti minut. Tento proces se bude opakovat, dokud nebude dosaženo cílové polohy, tedy úhlu náklonu deset stupňů. V koncové poloze nastane také prodleva pět minut a poté bude ložná plocha spuštěna plynulým pohybem do počáteční pozice, tedy do pozice o nulovém úhlu náklonu. Jelikož je počet cyklických opakování zadán 3, celý tento proces bude spuštěn třikrát. Všechny pohyby lůžka budou vykonávány s minimální možnou rychlostí.

## TRENDELENBURGOVA POLOHA

<b>RYCHLOSTI</b>	<b>CÍLOVÁ POLOHA</b> <small>(ve stupních)</small>	0	<b>DOBA SETRVÁNÍ V POLOZE</b>
MINIMÁLNÍ RYCHLOST <span style="float: right;">▼</span>	<b>POČET CYKlickÝCH OPAKOVÁNÍ</b>	0	NEZVOLENO <span style="float: right;">▼</span>
	<b>VELIKOST KROKU</b> <small>(ve stupních)</small>	0	

START    STOP    ZPĚT

**Obrázek 26:** Strana 6 – Nastavení automatického polohování

b) pro plynulý zdvih:

**Cílová poloha:** 5°

**Rychlost pohybu:** MAXIMÁLNÍ

**Počet cyklických opakování:** 4

**Doba setrvání v poloze:** 10 sekund

Po stisknutí tlačítka *START* bude ložná plocha lůžka napolohována do pozice o úhlu náklonu pět stupňů. V této poloze zůstane po dobu deseti sekund a poté se opět navrátí do nulové polohy. Celý tento proces se bude opakovat čtyřikrát a všechny pohyby budou vykonávány s největší možnou rychlostí.

## 7 Diskuze

Správná funkce řídicího systému a obslužného softwaru byla v rámci projektu ověřena na figurantovi. Pro nastavení a ovládání softwaru je doporučeno využívat zpočátku jednoduchý návod, který je součástí přílohy C. Program byl však vytvořen za cílem uživatelsky přívětivé a srozumitelné aplikace, a tak je jeho užívání jednoduché. Návrhy, jak automatické polohovací lůžko v praxi využít, následují v kapitolách níže.

### 7.1 Bezpečnost zdravotnických lůžek

V současné době existuje v České republice legislativa vydána Ministerstvem zdravotnictví České republiky, která ustanovuje hodnocení kvality a bezpečí lůžkové zdravotní péče. Tato vyhláška je součástí zákona č.372/2011 Sb. o zdravotních službách a podmínkách jejího poskytování. Povinností pro všechny poskytovatele zdravotních služeb je zavést interní systém hodnocení kvality a bezpečí.

K tomuto systému bezprostředně patří analýza rizik. Pro patientská lůžka existují rizika spojená s jejich užíváním. Pro pacienta to mohou být pády z lůžka, nežádoucí spuštění polohování lůžka a zachycení se mezi jeho části. Stejně tak existují rizika pro obslužný personál. Legislativa vymezující požadavky na základní bezpečnost elektrických polohovatelných lůžek byla již zmíněna v kapitole 5.1. Je to norma EN 60601-2-52 pro zdravotnické elektrické přístroje. Norma se věnuje především postranicím lůžka jako hlavnímu bezpečnostnímu prvku, ale také se zabývá rizikem nechtěného polohování způsobené nežádoucí manipulací s ručním ovladačem. Pro elektrické lůžko vybavené řídicím systémem pro automatizaci není prozatím stanovena žádná legislativa ani doporučení pro zajištění bezpečnosti pacienta a obslužného personálu. Řešením by byla vhodná analýza rizik spojených s tímto způsobem polohování a specifikace jednotlivých bezpečnostních prvků.

Jako bezpečnostní prvky se nabízí existující systémy, které mohou být připojeny k enkodérům lineárních pohonů a sledovat jeho chování nezávisle na řídicím systému. Vhodným řešením jsou bezpečnostní kontroléry od společnosti Siemens. V jejich nabídce jsou k nalezení pod názvem *Fail-safe drives* [42]. Do této skupiny jsou zařazeny systémy charakteristické svou integrovanou bezpečnostní funkcí, jako je

bezpečné zastavení, bezpečný průběh brzdění, sledování pohybu a sledování pozice. Pro elektrické polohovací lůžko by bylo vhodné využít zařízení s funkcí *Safely-Limited Position*. Tato funkce zajistí, aby hřídel motoru nepřekročila předem nastavené meze polohy. Po dosažení těchto mezí je motor zastaven definovaným způsobem. Tyto a jiné bezpečnostní prvky mohou plnit svou funkci pouze v případě, že jednotlivé části řídicího okruhu jsou výrobcem správně zařazeny do rizikových tříd, byla provedena analýza rizik pro řídicí okruh jako celek a následně stanovena míra zdravotního rizika, kterou pro uživatele představuje používání automatického lůžka.

## **7.2 Modifikace obslužného softwaru**

Na obslužný software, v podobě jaké je zhotoven, je možné nahlížet pouze jako na modul vybraný přímo pro lůžko od společnosti Proma Reha. Softwarové řešení je omezeno pouze celkovou konstrukcí polohovatelného lůžka, rozsahem pohybů jednotlivých komponent a konstrukcí motorů. Velkou přidanou hodnotu by například SW představoval u lůžka, kde by byla možnost laterálního náklonu ložné plochy. Tím by byl rozsah pohybů značně rozšířen a s tím i možnosti polohování.

Zakomponovány do SW mohou být také jakékoliv informace zprostředkované senzory. V budoucnu je možné počítat s integrací senzorů do vybavení lůžek. Mohou to být senzory pro monitoraci vitálních funkcí, senzory informující o poloze pacienta, tlakové senzory. Dále integrované vážící systémy, které mohou být v SW vyhodnoceny a na jejichž základě bude probíhat automatická úprava způsobu polohování. Množství modifikací obslužného programu tedy závisí pouze na technickém provedení lůžka a na požadavcích ze strany praktického využití.

## **7.3 Návrh doporučení pro praxi**

Předpokladem pro uvedení polohovatelného lůžka s řídicím systémem do praxe jsou v první řadě klinické zkoušky, které musí být prováděny v souladu s Helsinskou deklarací. Dále musí disponovat prohlášením o shodě, kterým výrobce dokladuje, že

správně posoudil shodu výrobku s požadavky příslušných nařízení vlády (označení prostředku značkou CE).

Jak již bylo naznačeno v kapitole 7.1, legislativa pro zajištění bezpečnosti pacienta při spolupráci s robotickým systémem není v rámci České republiky nijak stanovena. Avšak v únoru tohoto roku byla publikována norma (v tuto chvíli není harmonizována ani přeložena do češtiny) ISO/TS 15066:2016 *Robots and robotic device – Collaborative robots*, která specifikuje požadavky na bezpečnost spolupracujících (kolaborativních) průmyslových robotických systémů. Kolaborativní robotika je pojem pro automaticky pracující robotické systémy, které sdílejí svůj pracovní prostor s lidmi. I když norma uvádí [43], že její znění je platné pro průmyslové robotické systémy, tak zároveň dodává, že prezentované bezpečnostní principy mohou být využity i v jiných oblastech robotiky. Do budoucna lze předpokládat, že je bude možné aplikovat i do zdravotnického prostředí.

Následující doporučení jsou mířena na automatické elektrické lůžko, u kterého se předpokládá, že je již zařazeno do ošetrovatelské praxe.

Pokud je polohováno s pacientem, který má jakoukoliv poruchu funkce pohybového aparátu, lze předpokládat nestabilitu a možnost nežádoucího pohybu. Jako prevence proti těmto nežádoucím událostem a také jako součást správného polohování je na místě využívat fixačních pomůcek v různém provedení. Nasnadě jsou vhodná řešení v podobě polohovacích klínů a válců, opěrek končetin a vakuových polštářů. Princip těchto polštářů je jednoduchý a velice účinný. Sypká zavzdušněná výplň polštáře v podobě polystyrenových kuliček se plně přizpůsobí tvaru těla a poté je odsáván vzduch. Výsledkem je lehký, pevný a přesný otisk těla, ve kterém je pacient fixován. Dalším vhodným fixačním prostředkem může být matrace s paměťovým efektem, která může být zároveň matrací antidekubitní. Automatické polohovatelné lůžko v tandemu s pasivní antidekubitní matrací představuje účinnou prevenci pro pacienty, u nichž je možnost výskytu dekubitů.

Automatizované polohovatelné lůžko může být využito jak v nemocniční péči, tak v péči domácí. Předpokladem pro efektivní využití je přizpůsobení daných pohybů, a tím tedy i obslužného softwaru potřebám pacienta a ošetrovatelského personálu. Jak již bylo naznačeno, závisí také na typu lůžka. Pokud bude řídicí systém součástí vertikalizačního lůžka, může být praktikována plnohodnotná vertikalizace. Zároveň

bude snížena náročnost výkonu pro ošetřující personál. Další usnadnění může představovat řídicí systém, který bude součástí bariatrického lůžka. Lůžko je uzpůsobené pro obézní pacienty a ve většině případů je umožněn laterální náklon ložné plochy. Pomocí vhodného programu může být snížena fyzická námaha ošetřovatelského či fyzioterapeutického personálu při jakékoliv manipulaci s pacientem.

Lze říci, že jsou oblasti, ve kterých polohovatelné lůžko s vhodně vybranými softwarovými moduly nalezne své uplatnění. Vždy však závisí na rozhodnutí zdravotnického personálu, zda je vůbec možné aplikovat automatické polohování a pokud ano, tak v jakém rozsahu je možné s pacientem polohovat. Zde se při nastavování automatického polohování doporučuje zvolit v obslužném programu režim pro manuální ovládání a pohyby řídit v závislosti na subjektivním vnímání pacienta, a to při minimální možné rychlosti. V případě, že pohyby lůžka nemají žádný negativní dopad na komfort pacienta nebo na jeho zdravotní stav, je možné postoupit k samotnému automatickému polohování. Po dobu vykonávání autonomních pohybů lůžka se doporučuje stálý dohled ošetřujícího personálu z důvodu bezpečí pacienta.

## 8 Závěr

Na základě rešerše byl potvrzen fakt, že řídicí systémy, jež jsou v první řadě využívány pro průmysl, je možné efektivně využívat i pro řízení lineárních aktuátorů elektrického lůžka. Je tak možné předpokládat, že regulační struktury stejnosměrných motorů aplikované do ošetrovatelského prostředí nalézají své opodstatněné využití.

Na půdě Technické univerzity v Liberci byl navržen a sestaven řídicí systém pro polohovatelné elektrické lůžko ABE od společnosti Proma Reha v podobě PLC a motor modulu od společnosti B&R Automation. Finální verze celkového řídicího okruhu je k nahlédnutí a vyzkoušení v laboratoři robotiky CxI na budově L. Součástí systému je obslužný software nesoucí název *S-BED: Program pro automatické polohování patientského lůžka*, který byl navržen a naprogramován na témže místě.

V rámci kapitoly 7 jsou stanovena doporučení pro využití takto modifikovaného zdravotnického zařízení v praxi. Cílovou skupinu pacientů mohou představovat všichni pacienti, u kterých je zjištěna ztráta hybnosti a porucha citlivosti u určitých částí těla. Jak bylo řečeno v kapitole 3, i minimální změnou polohy mohou vznikat stimuly, které podporují opětovné navrácení sensorických a motorických funkcí pacienta. Vždy se však musí dbát na bezpečnost a pohodlí pacienta i obslužného personálu a software řídicího systému musí být přizpůsoben typu patientského lůžka. Elektrické lůžko s řídicím systémem, doplněné o vhodné bezpečnostní prvky, může při efektivním využívání v ošetrovatelské praxi přinášet velká pozitiva v podobě snížení fyzické námahy pro ošetřující personál a snížení časové náročnosti manipulace s pacientem.

Realizovaná diplomová práce je obecně použitelná pro všechny typy lůžek, které jsou vybavené stejnosměrnými motory s inkrementálními snímači. Vlastní software je vytvořen univerzálně, a je možné jeho přizpůsobení konkrétním potřebám a typu patientského lůžka.

## 9 Seznam použité literatury

- [1] SKAŘUPA, Jiří. *Průmyslové roboty a manipulátory* [CD-ROM]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2008 [cit. 2016-04-14]. ISBN 978-80-248-1522-0.
- [2] KÁRNÍK, Ladislav. *Využití servisních robotů v nestrojírenských aplikacích: studijní opora* [CD-ROM]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, 2011. ISBN 978-80-248-2728-5.
- [3] VAN DER LOOS, H.F. Machiel a David J. REINKENSMEYER. Rehabilitation and Health Care Robotics. *Springer Handbook of Robotics* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2008, s. 1223 [cit. 2016-04-14]. DOI: 10.1007/978-3-540-30301-5\_54. ISBN 978-3-540-23957-4.  
Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-30301-5\\_54](http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-30301-5_54)
- [4] TEJIMA, Noriyuki. Rehabilitation robotics: a review. *Advanced Robotics* [online]. 2001, **14**(7), 551-564 [cit. 2016-04-14]. DOI: 10.1163/156855301742003. ISSN 0169-1864. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1163/156855301742003>
- [5] BARTOŠÍK, Petr. Co je to servisní robotika a jaké jsou její perspektivy? *AUTOMA: časopis pro automatizační techniku* [online]. 2014, **21**(05), [cit. 2016-04-14]. ISSN 1210-9592. Dostupné z: <http://automa.cz/>
- [6] MACIEJASZ, Paweł, Jörg ESCHWEILER, Kurt GERLACH-HAHN, Arne JANSEN-TROY a Steffen LEONHARDT. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2014, **11**(1), [cit. 2016-04-14]. DOI: 10.1186/1743-0003-11-3. ISSN 1743-0003.  
Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/3>
- [7] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.



- [8] HALADOVÁ, Eva, et al. *Léčebná tělesná výchova: cvičení*. 3. vydání. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. ISBN 978-80-7013-460-3.
- [9] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Velký lékařský slovník*. 7. aktualiz. vyd. Praha: Maxdorf, 2007. Jessenius. ISBN 978-80-7345-130-1.
- [10] BEDNAŘÍK, Josef, Zdeněk AMBLER a Evžen RŮŽIČKA. *Klinická neurologie*. Praha: Triton, 2010. ISBN 978-80-7387-389-9.
- [11] KŘIVÁNKOVÁ, Marie. *Rehabilitace pacientů v akutní fázi cévní mozkové příhody a kvalita života*. Brno, 2012. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, Katedra fyzioterapie a rehabilitace. Vedoucí práce Mgr. Martina Tarasová, Ph.D.
- [12] Lineární pohony. *Technika a trh*. Brno: CCB, 2004, 2(11-12), 24-25. ISSN 1210-5902.
- [13] CHVAILLER, Samuel. *Comparative study and selection criteria of linear motors*. PhD. Lausanne: 2006, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne
- [14] ŠIMON, Josef. BLDC aneb DC motor s nulovými náklady na údržbu. *ELEKTRO: odborný časopis pro elektrotechniku* [online]. 2011, 22(10) [cit. 2016-04-14]. ISSN 1210-0889. Dostupné z: <http://www.odbornecasopisy.cz/elektro/casopis/tema/bldc-aneb-dc-motor-s-nulovymi-naklady-na-udrzbu--10016>
- [15] VOJÁČEK, Antonín. El. motory a jejich řízení - základní přehled - 1.díl. In: *Automatizace.HW.cz / Elektronika v automatizaci* [online]. Praha: HW server s.r.o., 2014 [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/el-pohony-mereni-a-regulace/el-motory-a-jejich-rizeni-zakladni-prehled.html>
- [16] UHER, Petr. Přesné pohybové šrouby a lineární krokové aktuátory. *AUTOMA: časopis pro automatizační techniku* [online]. 2006, 13(08) [cit. 2016-04-14]. ISSN 1210-9592. Dostupné z: [http://automa.cz/index.php?id\\_document=31365](http://automa.cz/index.php?id_document=31365)

- [17] T.E.A. TECHNIK S.R.O. *Zdvížené převodovky TSE*. Brno, 2013. Dostupné také z: [http://www.teatechnik.cz/doc/Zdvine\\_pevodovky\\_TSE.pdf](http://www.teatechnik.cz/doc/Zdvine_pevodovky_TSE.pdf).
- [18] VOJÁČEK, Antonín. Magnetické senzory s Halloovým efektem - 1.princip. In: *Automatizace.HW.cz / Elektronika v automatizaci* [online]. Praha: HW server s.r.o., 2007 [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/magneticke-senzory-s-hallovym-efektem-1-princip>
- [19] Krokový motor. In: *Pohonnatechnika.cz* [online]. [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://www.pohonnatechnika.cz/skola/motory/krokovy-motor>
- [20] PAVELKA, Jiří a Jiří ZDĚNEK. *Elektrické pohony a jejich řízení*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2010. ISBN 978-80-01-04642-5.
- [21] Rehabilitační a transportní robot | ROBOTSYSTEM. In: *ROBOTSYSTEM* [online]. Ostrava, 2012 [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://www.robotsystem.cz/clanek/rehabilitacni-a-transportni-robot/12>
- [22] Care Service Robot is First in the World to Obtain ISO13482 | Panasonic Newsroom Global. In: *Panasonic Global* [online]. 2014 [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://news.panasonic.com/global/topics/2014/26411.html>
- [23] VOJÁČEK, Antonín. El. motory a jejich řízení - základní přehled - 2.díl. In: *Automatizace.HW.cz / Elektronika v automatizaci* [online]. Praha: HW server s.r.o., 2014 [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/el-pohony-komponenty/el-motory-a-jejich-rizeni-2dil-principy-rizeni.html>
- [24] KULIŠKA, Juraj. *Riadiaci modul technologického procesu*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta informatiky. Vedoucí práce Prof. Ing. Václav Přenosil, CSc.
- [25] Rehabilitační robotické lůžko ANYMOV. In: *BTL zdravotnická technika, a.s.* [online]. Praha, 2016 [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://www.btl.cz/produkty-porkocile-rehabilitacni-systemy-anymov>

- [26] *BTS ANYMOV: Robotic hospital bed for early mobilization of patients affected by stroke*. BROOKLYN NY. Dostupné z:  
<http://www.btsbioengineering.com/products/rehabilitation-aids/bts-anymov>
- [27] TIMOTION TECHNOLOGY. *TA7 Series: Linear Actuators*. New Taipei City. Dostupné také z: <http://www.timotion.com/product.php?ProductID=8>
- [28] SKALICKÝ, Jiří. *Elektrické pohony a výkonová elektronika: současný stav, perspektivy a výuka: inaugurační přednáška ke jmenování profesorem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, VUTIUM, 2000. Vědecké spisy Vysokého učení technického v Brně. ISBN 80-214-1601-7.
- [29] PIKULA, J. *Návrh absolutních snímačů polohy s Hallovyými sondami*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 67 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Pavel Houška, Ph.D.
- [30] Základní principy krokových motorů. In: *Portál pro strojní konstruktéry* [online]. Praha, 2013 [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://e-konstrukter.cz/novinka/zakladni-principy-krokovych-motoru>
- [31] VOJÁČEK, Antonín. Programovací režimy pro PLC dle IEC 61131-3 (CoDeSys) | Automatizace.HW.cz / *Elektronika v automatizaci* [online]. Praha: HW server s.r.o., 2011 [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/programovaci-rezimy-pro-plc-dle-iec-611313-codesys>
- [32] TROJAN, Stanislav. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3.přepřac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
- [33] EVANS, Ronald C. *Illustrated orthopedic physical assessment*. 3. St. Louis (Missouri): Mosby/Elsevier, c2009. ISBN 978-032-3045-322.
- [34] SILVESTRI, Linada Anne. *Saunders Comprehensive Review for the NCLEX-PN® Examination*. 6. St. Louis (Missouri): Saunders, 2015. ISBN 978-0323289313.
- [35] MAIXNER, Ladislav. *Mechatronika: učebnice*. Brno: Computer Press, 2006. Učebnice (Computer Press). ISBN 80-251-1299-3.

- [36] MASARYKOVA UNIVERZITA. Úvod do fyzioterapie – propedeutika I. Brno, 2012. Dostupné také z: <https://is.muni.cz/el/1451/podzim2012/bp1137/>. Studijní materiály.
- [37] KREJČÍ, Alois. *Pokročilé techniky řízení pohybu pro mechatronické aplikace*. Plzeň, 2012. Diplomová práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra kybernetiky. Vedoucí práce Ing. Martin Goubej.
- [38] JEDLIČKA, Petr. *Přehled obvodů řady TTL 7400*. 2. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005. ISBN 80-730-0169-1.
- [39] CHYTIL, Jiří. Stabilizátor 78xx a 79xx | 8bitu.cz. In: *Elektronika, elektrotechnika, číslicová technika a akustika | 8bitu.cz* [online]. 2006 [cit. 2016-04-24]. Dostupné z: <http://www.8bitu.cz/clanek/stabilizator-78xx-a-79xx>
- [40] DOLEŽAL, I. a kol. *Analogová elektronika*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií, 2014. ISBN 978-80-7494-136-8
- [41] VOJÁČEK, Antonín. Mag. senzory s Hallovým efektem - 4. díl - senzory s digit. výstupem | Automatizace.HW.cz. In: *Automatizace.HW.cz | Elektronika v automatizaci* [online]. Praha, ©1997-2014 [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/mag-senzory-s-hallovym-efektem-4-dil-senzory-s-digit-vystupem>
- [42] Drive Technology - Safety Integrated - Siemens. In: *Siemens Global Website* [online]. ©1996-2016 [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: <http://www.industry.siemens.com/topics/global/en/safety-integrated/machine-safety/product-portfolio/drive-technology/Pages/safety-drives.aspx?tabcardname=functions>
- [43] *ISO/TS 15066:2016: Robots and robotic devices -- Collaborative robots*. 2016.
- [44] X20CP1381. *Perfection in Automation* [online]. 2016 [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <http://www.br-automation.com/cs/produkty/control-systems/x20-system/x20-cpus/x20cp1381/#techdata>

[45] Skládací lůžka ABE. *PROMA REHA, s.r.o.* [online]. Česká Skalice, ©1991-2016 [cit. 2016-03-12]. Dostupné z: <http://www.promareha.cz/vyrobky/luzka/pecovatelska-luzka/skladaci-luzka-abe/>

[46] SÝKORA, Daniel. *Návrh a realizace vzorových úloh pro PLC B&R Automation*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav automatizace a informatiky. Vedoucí práce Ing. et Ing. Stanislav Lang

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1:</b> Dělení lineárních motorů dle fyzikálního principu.....	- 23 -
<b>Obrázek 2:</b> Dělení lineárních motorů dle konstrukce.....	- 24 -
<b>Obrázek 3:</b> Fotografie zdvižné převodovky lineárního aktuátoru.....	- 26 -
<b>Obrázek 4:</b> Princip Hallova jevu .....	- 27 -
<b>Obrázek 5:</b> Signál kódovaný pulsně šířkovou modulací.....	- 31 -
<b>Obrázek 6:</b> Nemocniční elektrické lůžko ABE .....	- 33 -
<b>Obrázek 7:</b> Rozdělení segmentů ložné plochy nemocničního lůžka ABE.....	- 33 -
<b>Obrázek 8:</b> Rozmístění lineárních aktuátorů na spodní straně lůžka .....	- 34 -
<b>Obrázek 9:</b> Rozsahy zdvihů pohyblivých segmentů elektrického lůžka.....	- 35 -
<b>Obrázek 10:</b> Výkresová dokumentace lineárních aktuátorů TiMOTION TA7 .....	- 37 -
<b>Obrázek 11:</b> PLC X20CP1381 a motor modul X20MM4456 .....	- 38 -
<b>Obrázek 12:</b> Displej 6PPT 30.0702–20W .....	- 38 -
<b>Obrázek 13:</b> Schéma DPS pro převod napět'ových úrovní v programu Eagle 7.2.0....	- 41 -
<b>Obrázek 14:</b> Návrh a realizace DPS pro převod napět'ových úrovní .....	- 41 -
<b>Obrázek 15:</b> Schematické uspořádání řídicího okruhu automatizovaného systému	- 43 -
<b>Obrázek 16:</b> Hlavní okno Automation Studia verze 4.2 .....	- 45 -
<b>Obrázek 17:</b> Vývojový diagram hlavního větvení programu.....	- 46 -
<b>Obrázek 18:</b> Vývojový diagram a zdrojový kód podprogramu <i>VÝBĚR POLOHY</i> .....	- 49 -
<b>Obrázek 19:</b> Zdrojový kód podprogramu <i>ANTITRENDELENBURGOVA POLOHA</i> .....	- 51 -
<b>Obrázek 20:</b> Vývojový diagram podprogramu <i>ANTITRENDELENBURGOVA POLOHA</i>	- 52 -
<b>Obrázek 21:</b> Úvodní strana obslužného programu.....	- 53 -
<b>Obrázek 22:</b> Strana 2 – Nastavení lůžka do výchozí pozice .....	- 54 -
<b>Obrázek 23:</b> Strana 3 – Základní menu obslužného softwaru.....	- 55 -
<b>Obrázek 24:</b> Strana 4 – Manuální ovládání.....	- 56 -
<b>Obrázek 25:</b> Strana 5 – Výběr typu zdvihu .....	- 56 -
<b>Obrázek 26:</b> Strana 6 – Nastavení automatického polohování .....	- 57 -

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1:</b> Parametry lineárních aktuátorů TA7 .....	- 36 -
<b>Tabulka 2:</b> Seznam použitých součástek pro DPS .....	- 40 -

## Seznam příloh

### PŘÍLOHA A

CD obsahující:

- Zadání diplomové práce (pdf)
- Kompletní diplomovou práci (pdf)
- Projekt PromaPostel (zip)
- Stručný návod obslužného softwaru (pdf)

**PŘÍLOHA B:** Robotická lůžka BTS Anymov, ROBOCOUCHAIR a Resyone

**PŘÍLOHA C:** Stručný návod obslužného softwaru

## B Robotická lůžka BTS Anymov, ROBOCOUCHAR a Resyone

ROBOTICKÉ LŮŽKO BTS ANYMOV [26]



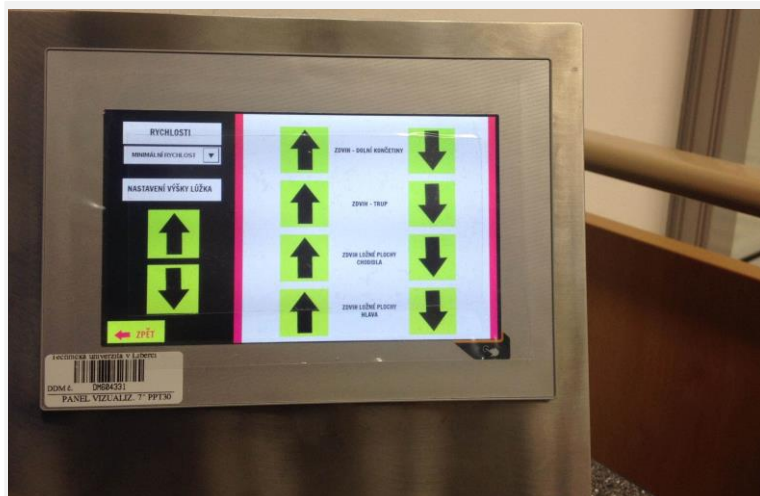
REHABILITAČNÍ A TRANSPORTNÍ ROBOT ROBOCOUCHAR [21]







## **C Stručný návod obslužného softwaru**



# S-BED

PROGRAM PRO AUTOMATICKÉ POLOHOVÁNÍ PACIENTSKÉHO LŮŽKA

NÁVOD K POUŽITÍ

**LIBEREC 2016**

Autor: Barbora Bitmanová

 **TECHNICKÁ  
UNIVERZITA  
V LIBERCI**  
[www.tul.cz](http://www.tul.cz)

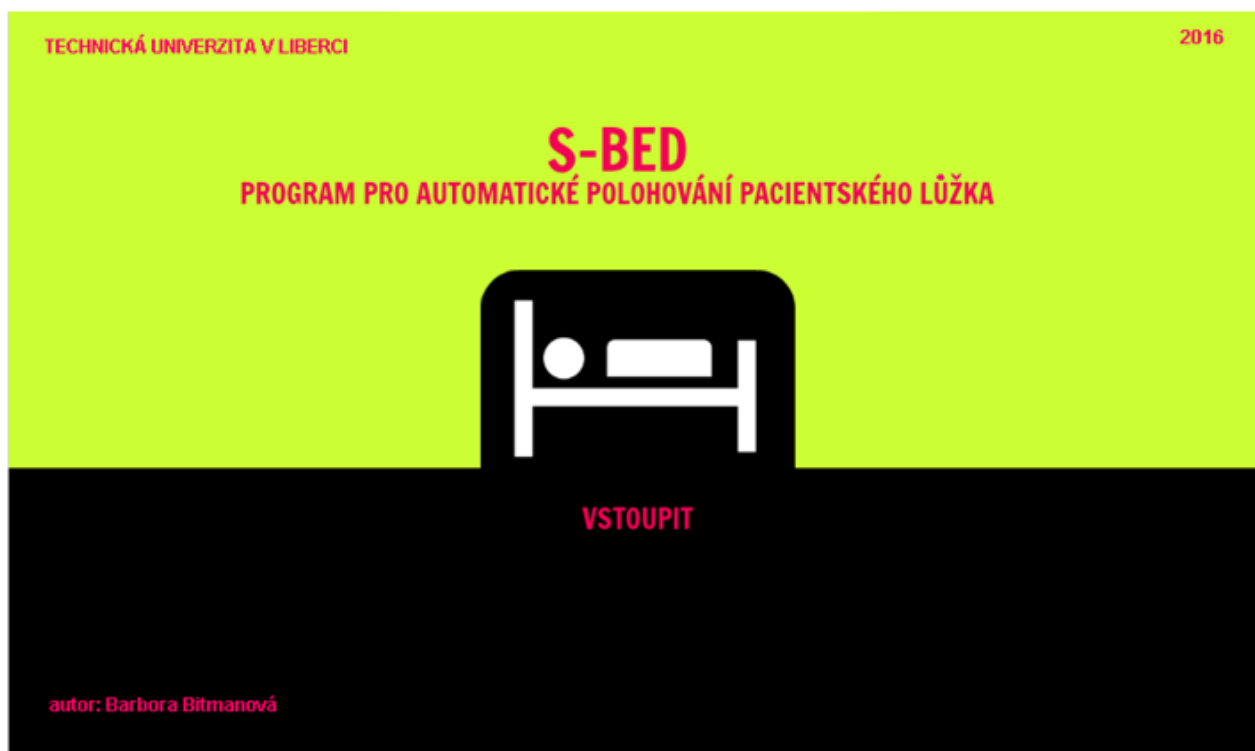
## ÚVOD

Tento návod je určen uživatelům softwaru automatického polohovatelného lůžka. Součástí je stručný návod pro jednoduché nastavení. Dokument obsahuje náhledy jednotlivých oken programu a popis funkcí jednotlivých tlačítek.

### Upozornění:

Tento dokument slouží jako ukázka návodu obslužného softwaru k automatické polohovatelné posteli S-BED. Nelze se na něj nijak odvolávat ani ho považovat za jeho plnohodnotné vydání.

## A Úvodní strana programu



### 1) Tlačítko „VSTOUPIT“

Stiskem tlačítka bude program přepnut do následujícího okna pro výchozí nastavení (strana 3)

## B Nastavení polohovacího lůžka do výchozí pozice



### 1) Tlačítko „OK“

Stiskem tlačítka bude lůžko nastaveno do výchozí pozice.



Upozornění: komponenty lůžka budou uvedeny do pohybu.

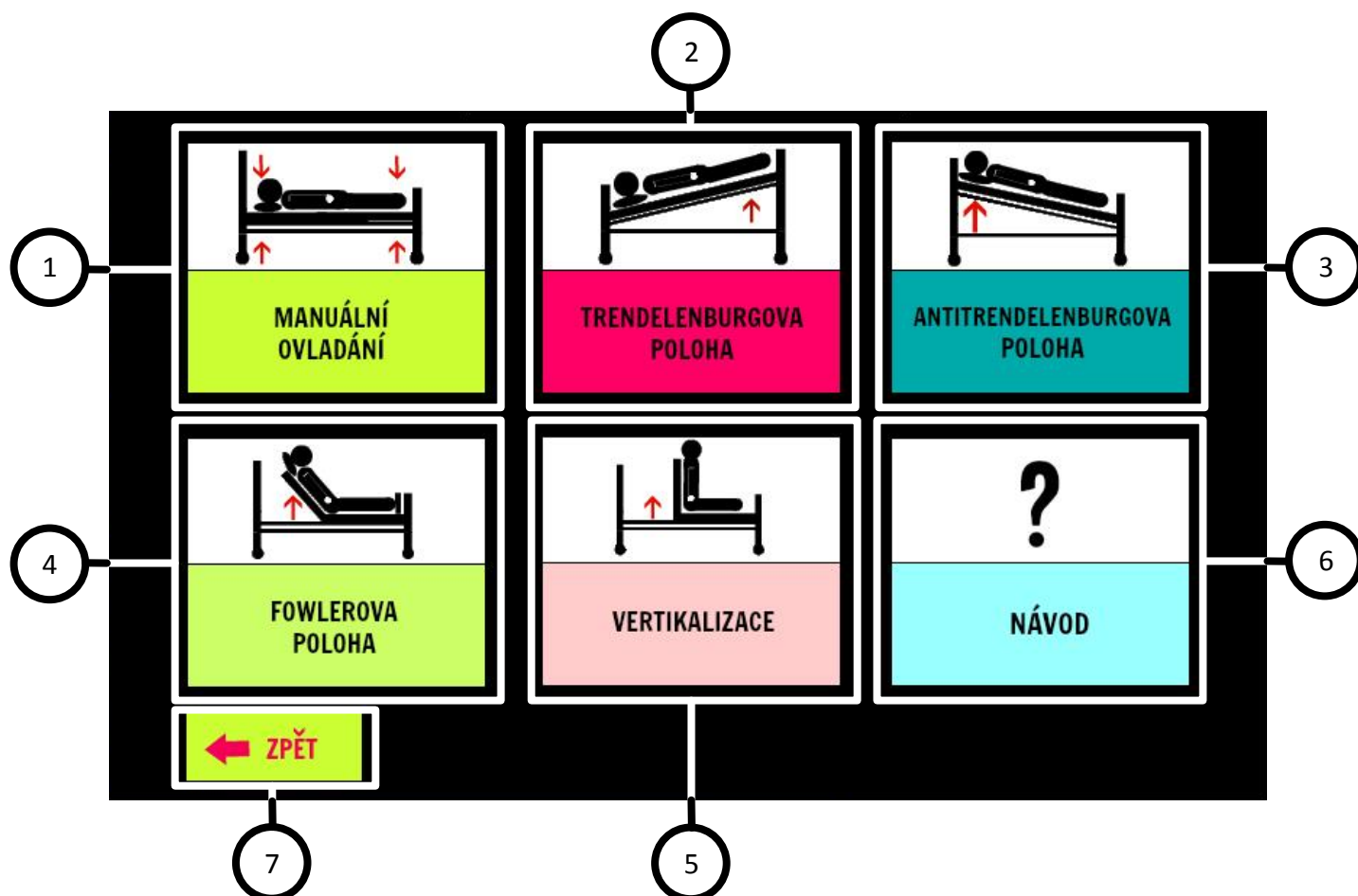
### 2) Tlačítko „POKRAČOVAT“

Stiskem tlačítka bude program přesunut do základního menu programu (strana 4).



Upozornění: tlačítko „POKRAČOVAT“ zůstává neaktivní, dokud není potvrzeno výchozí nastavení lůžka.

## C Hlavní menu programu



### 1) Tlačítko „MANUÁLNÍ OVLÁDÁNÍ“

Stiskem tlačítka bude spuštěn modul pro manuální ovládání (strana 5).

### 2) Tlačítko „TRENDELENBURGOVA POLOHA“

Stiskem tlačítka bude program přesměrován do nastavení automatického polohování dané polohy (strana 6 a 7).

### 3) Tlačítko „ANTITRENDELENBURGOVA POLOHA“

Stiskem tlačítka bude program přesměrován do nastavení automatického polohování dané polohy. Možnosti nastavení jsou stejné, jako je uvedeno v oddílu F na straně 7.

## 4) Tlačítko „FOWLEROVA POLOHA“

Stiskem tlačítka bude program přesměrován do nastavení automatického polohování dané polohy. Možnosti nastavení jsou stejné, jako je uvedeno v oddílu F na straně 7.

## 5) Tlačítko „VERTIKALIZACE“

Stiskem tlačítka bude program přesměrován do nastavení automatického polohování. Možnosti nastavení jsou stejné, jako je uvedeno v oddílu F na straně 7.

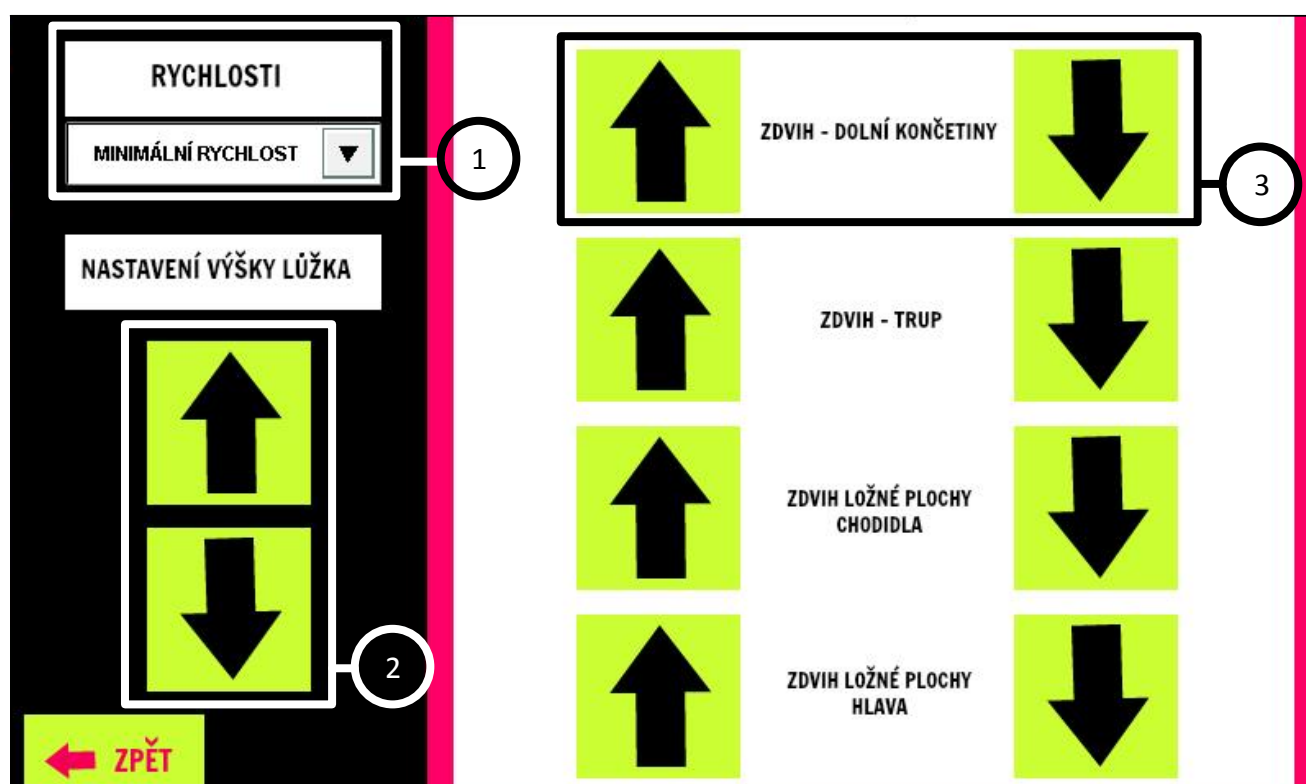
## 6) Tlačítko „NÁVOD“

Stiskem tlačítka bude otevřen návod v obdobném provedení jako je tento dokument.

## 7) Tlačítko „ZPĚT“

Stiskem tlačítka bude program navrácen do úvodního okna (strana 2).

## D Manuální ovládání



**1) Tlačítka „RYCHLOSTI“**

Při stisku tlačítka se na dotykovém displeji objeví nabídka tří různých rychlostí, se kterými budou dané pohyby prováděny. Výběrem jedné z nich bude rychlost nastavena.

**2) Tlačítka „▲▼“**

Stiskem tlačítek bude nastavována výška ložné plochy.

**3) Tlačítka „▲▼“**

Stiskem jednotlivých „šipek“ bude polohováno jednotlivými osami lůžka a to vždy v kladném nebo záporném směru pohybu.

**E Volba typu zdvihu****TRENDELENBURGOVA POLOHA****PLYNULÝ ZDVIH**

1

**KROKOVÝ ZDVIH**

2

**ZPĚT**



### 1) Tlačítko „PLYNULÝ ZDVIH“

Stisknutím tlačítka bude program přeměřován do nastavení automatického polohování. Nastavení je zádáváno obdobně jako je tomu v případě zdvihu krokového (strana 7), pouze se zde nezadá hodnota daného kroku, jelikož se jedná o pohyb plynulý.

Segment lůžka bude napolohován do pozice o úhlu náklonu, který je do programu zadán jako **CÍLOVÁ POLOHA**. V této poloze sečka po dobu, která je zadána jako **DOBA SETRVÁNÍ V POLOZE**, a poté se opět navrátí do nulové polohy. Celý tento proces se bude opakovat tolikrát, kolikrát je zadáno uživatelem (**POČET CYKlickÝCH OPAKOVÁNÍ**).

### 2) Tlačítko „KROKOVÝ ZDVIH“

Stiskem tlačítka bude program přeměřován do nastavení automatického polohování (strana 7).

## F Nastavení automatického polohování

**TRENDELENBURGOVA POLOHA**

<div style="background-color: black; color: white; padding: 5px; font-weight: bold;">RYCHLOSTI</div> <div style="background-color: white; padding: 5px; margin-top: 5px;">MINIMÁLNÍ RYCHLOST <span style="float: right;">▼</span></div> <div style="text-align: center; border: 1px solid black; border-radius: 50%; width: 30px; height: 30px; margin: 10px auto;">4</div>	<div style="background-color: black; color: white; padding: 5px; font-weight: bold;">CÍLOVÁ POLOHA <small>(ve stupních)</small></div> <div style="text-align: right; margin-right: 10px; border: 2px solid red; border-radius: 50%; width: 30px; height: 30px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">5</div> <div style="background-color: black; color: white; padding: 5px; font-weight: bold;">POČET CYKlickÝCH OPAKOVÁNÍ</div> <div style="text-align: right; margin-right: 10px; border: 2px solid red; border-radius: 50%; width: 30px; height: 30px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">6</div> <div style="background-color: black; color: white; padding: 5px; font-weight: bold;">VELIKOST KROKU <small>(ve stupních)</small></div> <div style="text-align: right; margin-right: 10px; border: 2px solid red; border-radius: 50%; width: 30px; height: 30px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">7</div>	<div style="background-color: black; color: white; padding: 5px; font-weight: bold;">DOBA SETRVÁNÍ V POLOZE</div> <div style="background-color: white; padding: 5px; margin-top: 5px;">NEZVOLENO <span style="float: right;">▼</span></div> <div style="text-align: center; border: 1px solid black; border-radius: 50%; width: 30px; height: 30px; margin: 10px auto;">8</div>
---	---	---

START

1

STOP

2

ZPĚT

3

**1) Tlačítko „START“**

Stiskem tlačítka bude spuštěno nastavené automatické polohování.

Pokud nejsou do jednotlivých polí zadány hodnoty, program nebude spuštěn.

**2) Tlačítko „STOP“**

Stiskem tlačítka bude přerušeno právě probíhající polohování a všechny nastavené hodnoty se anulují. Jednotlivé osy lůžka zůstanou v poloze, při které došlo k zastavení.



Upozornění: Po tomto zásahu je nutné pokračovat stisknutím tlačítka „ZPĚT“. Tlačítko „START“ je neaktivní.

**3) Tlačítko „ZPĚT“**

Stiskem tlačítka bude program přesměrován na stranu pro opětovné nastavení lůžka do výchozí pozice (strana 3).

**4) Tlačítko „RYCHLOSTI“**

Při stisku tlačítka se na dotykovém displeji objeví nabídka tří různých rychlostí, se kterými budou dané pohyby prováděny. Výběrem jedné z nich bude rychlost nastavena.

**5) Tlačítko „CÍLOVÁ POLOHA“**

Stiskem tlačítka je zobrazena číslíková klávesnice pro zadání koncové poloha osy lůžka. Hodnoty jsou zadávány ve stupních (vzhledem k horizontální rovině).

**6) Tlačítko „POČET CYKlickÝCH OPAKOVÁNÍ“**

Stiskem tlačítka je zobrazena číslíková klávesnice pro zadání počtu cyklů, jež udávají, kolikrát bude cílové polohy dosaženo.

**7) Tlačítko „VELIKOST KROKU“**

Stiskem tlačítka je zobrazena číslíková klávesnice pro zadání velikosti kroku (ve stupních) Hodnota udává, po jakých úsecích bude cílové polohy dosaženo.

**8) Tlačítko „DOBA SETRVÁNÍ V POLOZE“**

Při stisku tlačítka se na dotykovém displeji objeví výběr z časových údajů, které představují časové prodlevy mezi jednotlivými změnami poloh (mezi kroky).

## OBSAH

	<b>ÚVOD</b> .....	2
<b>A</b>	Úvodní strana programu.....	2
<b>B</b>	Nastavení polohovacího lůžka do výchozí pozice.....	3
<b>C</b>	Hlavní menu programu.....	4
<b>D</b>	Manuální ovládání.....	5
<b>E</b>	Volba typu zdvihu.....	6
<b>F</b>	Nastavení automatické polohování.....	7