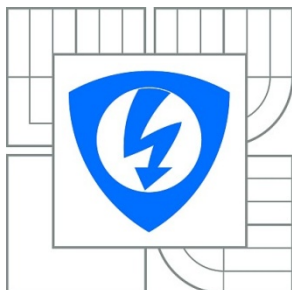


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

NÁVRH ŘÍDICÍHO SYSTÉMU PRO MOBILNÍ CÍRKULAČNÍ SYSTÉM PRO TRANSPORT PLIC

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

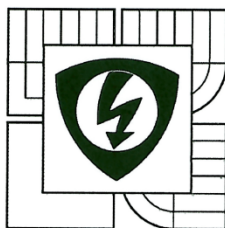
AUTHOR

Bc. JIŘÍ SONNENSCHNEIN

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JIŘÍ SEKORA



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Jiří Sonnenschein
Ročník: 2

ID: 125075
Akademický rok: 2013/14

NÁZEV TÉMATU:

Návrh řídicího systému pro mobilní cirkulační systém pro transport plic

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s modulem mechanického plicního simulátoru a modulem pro transport plic. 2) Seznamte se s parametry kontrolovanými během transportu plic. 3) Navrhněte modul řídicího systému pro připojení senzorů, sběr dat a přenos těchto dat technologií Bluetooth. 4) Použitými senzory budou měřič teploty, průtoku, tlaku a hladinový senzor. Systém bude umožňovat i řízení čerpadla pro plnění převozní nádoby. 5) Navržený systém realizujte a ověřte správnost návrhu. 6) Proveďte vyhodnocení funkce systému.

Téma bude řešeno ve spolupráci s Fachhochschule Technikum Wien v rámci mezinárodního projektu ALVEOPIC. Student se bude podílet na řešení dílčích částí projektu dle zadání konzultanta.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] BITTER, Rick, Taqi MOHIUDDIN a Matt NAWROCKI. LabView advanced programming techniques. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, c2007, 499 s. ISBN 08-493-3325-3.

[2] THOMPSON, Timothy J, Paul J KLINE, C KUMAR a C KUMAR. Bluetooth application programming with the Java APIs: Control PC Application Using Mobile Phone over Bluetooth. Essentials ed. Boston: Morgan Kaufmann, 2008, xviii, 286 p. ISBN 01-237-4342-7.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 23.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Jiří Sekora

Konzultanti diplomové práce: Matthias Frohner, M.Sc.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

V diplomové práci je sepsán přehled anatomie a fyziologie plic, mechanika dýchání. Dále je popsán modul mechanického plicního simulátoru (iLung 2.0) a modul pro transport plic. U modulu pro transport plic je popsáno jeho použití, konstrukce, funkce, sledované parametry a schéma řízení. Jsou popsány součásti řídicí jednotky mobilního cirkulačního modulu, u kterých je představen způsob napájení a princip komunikace. V navazujících kapitolách je popsán vývoj modulu pro přímou kontrolu a hlášení stavu zařízení DCNM (*Direct Control and Notification Module*).

KLÍČOVÁ SLOVA

Plíce, mechanický plicní simulátor, modul pro transport plic.

ABSTRACT

In the first part of this master's thesis an overview about lungs (anatomy, physiology and respiratory mechanics) is given. Next sections are focused on description of the mechanical lung simulator and the mobile circulatory module. The use, construction, function, observed parameters and control scheme of the mobile circulatory module is described. Control unit which is divided into separate modules is introduced including description of power supply and communication. In following chapters a description of DCNM (*Direct Control and Notification Module*) is given.

KEYWORDS

Lungs, mechanical lung simulator, mobile circulatory module.

SONNENSCHHEIN, J. *Návrh řídicího systému pro mobilní cirkulační systém pro transport plíc*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 59 s., 3 s. příloh. Vedoucí diplomové práce Ing. Jiří Sekora.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Návrh řídicího systému pro mobilní cirkulační systém pro transport plíc“, jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 19. května 2014

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Jiřímu Sekorovi, za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 19. května 2014

.....

podpis autora

OBSAH

Úvod	11
1 Plíce	12
1.1 Anatomie dýchacích cest	12
1.1.1 Plíce (<i>pulmo</i>).....	13
1.2 Plicní cévy.....	13
1.3 Výměna dýchacích plynů.....	14
1.4 Plicní objemy a kapacity.....	15
1.5 Mechanika dýchání	16
2 Modul mechanického plicního simulátoru	19
2.1 Konstrukce	20
2.2 Komunikace a řízení	22
2.2.1 Komunikace s PC.....	22
2.2.2 Komunikace se senzory	23
2.3 Senzory	23
2.3.1 Tlak	23
2.3.2 Teplota	24
2.3.3 Vlhkost.....	24
2.3.4 Průtok.....	25
3 Modul pro transport plic	26
3.1 Použití modulu	26
3.2 Konstrukce a funkce	27
4 MCM – Návrh řídicí jednotky	32

4.1	ESS (<i>External Supply System</i>)	33
4.2	SRMM (<i>Supply Regulation and Monitoring Module</i>)	35
4.3	MCBM (<i>Main Control Board Module</i>)	35
4.4	ACDSM (<i>Actuator Control and Driver Stage Module</i>)	36
4.5	DCAM (<i>Data Conditioning and Aquisitioning</i>)	37
4.6	ECM (<i>External Communications Module</i>)	38
4.7	DCNM (<i>Direct Control and Notification Module</i>)	38
4.8	Komunikace mezi moduly	39
4.8.1	USART	39
4.8.2	Komunikační protokol	40
5	DCNM – Vývoj zařízení	42
5.1	Zapojení a obsluha periférií	44
5.1.1	Rotační enkodér s potvrzovacím kontaktem	44
5.1.2	Blok tlačítek	46
5.1.3	LCD	47
5.1.4	Signalizace alarmu	48
6	DCNM - Programové řešení	49
6.1	Realizace menu	50
6.2	Knihovny a hlavičkové soubory	53
7	Závěr	54
	Literatura	55
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	58
	Seznam příloh	59

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Dýchací soustava	12
Obr. 1.2: Plicní objemy a kapacity	16
Obr. 1.3: Normální dechový objem V_n plic a odpovídající průběh nitrohruďního p_h a nitroplicního p_n tlaku, během vdechu a výdechu	17
Obr. 1.4: Závislost nitrohruďního tlaku p_h na objemové roztažnosti plic V_n při jejich plnění vzduchem (A), nebo solným fyziologickým roztokem (B)	17
Obr. 1.5: Schematický model dýchání.....	18
Obr. 2.1: Mechanický plicní simulátor i-Lung 2.0	19
Obr. 2.2: iLung 2.0, rám přístroje, rozměry v milimetrech	20
Obr. 2.3: iLung 2.0, plastová komora, rozměry v milimetrech	21
Obr. 2.4: Mechanika respiračního systému	21
Obr. 3.1: Schematický náčrt modulu pro transport plic. V1 (pohotovostní uzavírací ventil), V2 V4 V5 (uzavírací ventily), V3 (zpětný ventil).....	27
Obr. 3.2: Transportní box (Eurobox - 40706).....	28
Obr. 3.3: Peristaltické čerpadlo.....	29
Obr. 3.4: Topné těleso.....	31
Obr. 4.1: Návrh řídicí jednotky, propojení jednotlivých modulů a periférií	32
Obr. 4.2: Řídicí jednotka, přehled rozvodu napájení mezi moduly a perifériemi	33
Obr. 4.3: Řídicí jednotka, přehled konektorů napájení modulů ESS a SRMM.....	34
Obr. 4.4: Řídicí jednotka, přehled komunikace mezi moduly a perifériemi	36
Obr. 4.5: UART, definice datového rámce	40
Obr. 5.1: Atmel ATmega32A, vstupně/výstupní porty	43
Obr. 5.2: Schéma zapojení rotačního enkodéru s potvrzovacím kontaktem	44
Obr. 5.3: Rotační enkodér, průběh signálu (rotace doleva).....	45

Obr. 5.4: Rotační enkodér, průběh signálu (rotace doprava).....	45
Obr. 5.5: Schéma zapojení tlačítek	47
Obr. 5.6: Adresace DDRAM řadiče HD44780 pro display 20x4 (znaků x řádků).....	48
Obr. 6.1: Vývojový diagram hlavní smyčky programu	49
Obr. 6.2: Vývojový diagram přerušení čítače/časovače 0	50

SEZNAM TABULEK

Tab. 2.1: Specifikace tlakových senzorů	24
Tab. 2.2: Specifikace senzoru pro měření teploty	24
Tab. 2.3: Specifikace senzoru pro měření vlhkosti.....	25
Tab. 2.4: Specifikace senzoru pro měření průtoku	25
Tab. 3.1: Specifikace topného tělesa	31
Tab. 4.1: Struktura komunikačního rámce.....	40
Tab. 4.2: Definice hodnot pro určení typu zprávy	41
Tab. 6.1: Struktura hlavního menu	51
Tab. 6.2: Hlavní menu, definice prvních dvou položek.....	51
Tab. 6.3: Hlavní menu, definice první dvou položek podnabídky Set	51
Tab. 6.4: Hlavní menu, ukázka zápisu pole pro některé položky hlavního menu	52
Tab. 6.5: Vyhodnocení akce listování v hlavním menu.	52
Tab. 6.6: Hlavní menu, záznam pro podnabídku Set/Set motor speed.....	52

ÚVOD

Diplomová práce se zabývá modulem mechanického plicního simulátoru a modulem pro transport plic. Práce je řešena ve spolupráci s Fachhochschule Technikum Wien v rámci mezinárodního projektu ALVEOPIC.

Modul mechanického plicního simulátoru je zařízení sloužící ke studiu procesu dýchání. Pro tento výzkum je důležité minimalizovat patologické procesy, probíhající v čase od vyoperování plic z prasete domácího, během transportu a před umístěním do mechanického plicního simulátoru. K těmto účelům slouží modul pro transport plic, který umožňuje tyto procesy během transportu minimalizovat.

Protože využití obou modulů počítá s plícemi, je v úvodní kapitole uveden přehled jejich anatomie a fyziologie.

Dále je popsána konstrukce a funkce mechanického plicního simulátoru (iLung 2.0).

V následující kapitole je představen „Mobilní cirkulační modul“. Je popsána jeho konstrukce a funkce. Dále jsou sepsány parametry kontrolované během transportu plic.

Na základě požadavků vyplývajících z výše uvedených kapitol práce pokračuje popisem jednotlivých součástí řídicí jednotky mobilního cirkulačního modulu. Je představen způsob napájení a princip vzájemné komunikace mezi moduly, kterými je řídicí systém tvořen.

V navazujících kapitolách je popsán vývoj modulu pro přímou kontrolu a hlášení stavu zařízení DCNM (*Direct Control and Notification Module*).

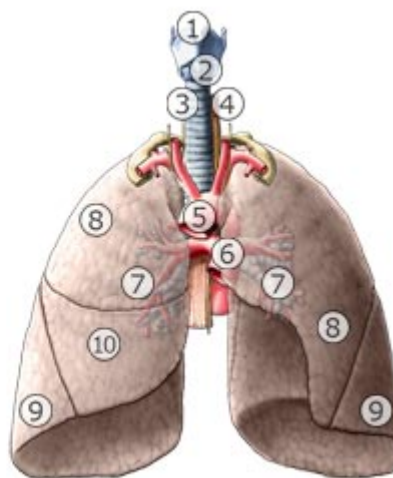
1 PLÍCE

Základní anatomický a fyziologický popis plic je v této kapitole odvozen z literatury věnující se tematice lidské fyziologie a anatomie. Pro další účely budeme předpokládat, že plíce prasete, jakožto plíce savce, svými rozměry podobnými člověku, odpovídají plicím lidským. Jeden z rozdílů, které je vhodné zmínit je, že plíce prasete mají pravou plíci tvořenou čtyřmi laloky a levou plíci dvěma laloky. Oproti tomu lidská pravá plíce má laloky tři a levá dva. [14],[15]

1.1 Anatomie dýchacích cest

Plíce jsou hlavní částí dýchací soustavy. Ta je tvořena nosní dutinou (*cavum nasi*), nosohltanem (*nasopharynx*), hrtanem (*larynx*), průdušnicí (*trachea*) a průduškami (*bronchus dexter et sinister*), které se dále větví na průdušinky (*bronchioly*).

1. **chrupavka štítná** (*cartilago thyroidea*)
2. **chrupavka prstencová** (*cartilago cricoidea*)
3. **průdušnice** (*trachea*)
4. **jícen** (*oesophagus*)
5. **srdečnice** (*aorta*)
6. **cévní kmen plicnice** (*truncus pulmonalis*)
7. **průdušky** (*bronchi*)
8. **horní plicní lalok** (*lobus superior*)
9. **dolní plicní lalok** (*lobus inferior*)
10. **střední plicní lalok** (*lobus medius*)



Obr. 1.1: Dýchací soustava (Převzato z: [22])

Nosní dutina (*cavum nasi*) je začátkem dýchacích cest. Přepážkou nosní (*septum nasi*) je rozdělena na dvě poloviny. Její hlavní funkcí je predehřívání a zvlhčování vzduchu, zachycování mechanických nečistot a antimikrobiální působení.

Nosohltan (*nasopharynx*) je pokračováním dutiny nosní, ze které je vzduch veden do ústní části hltanu a dále do **hrtanové části** hltanu (*laryngopharynx*).

Hrtan (*larynx*) propojuje laryngopharynx s průdušnicí.

Průdušnice (*trachea*) je trubice tvořena chrupavčitými prstenci, svalovinou a vazivem. Její délka je přibližně 120 mm, průměr 20 mm.

Průduškami je souhrnně nazván systém trubic, které vedou vzduch z průdušnice do dýchacích odstavců plic. Rozdělují se na **pravou a levou průdušku** (*bronchus dexter et sinister*). Pravá průduška je kratší a širší (délka 30 mm, šířka 15 mm). Levá průduška je naopak delší a užší (délka 40 – 50 mm, šířka 11 mm). Obě průdušky vstupují **brankou** (*hilus pulmonis*) do příslušného **plicního křídla** a dále se dělí na průdušky (*bronchy*) a průdušinky (*bronchioly*), čímž vytváří průduškový strom. [8],[9],[11],[12]

1.1.1 Plíce (*pulmo*)

Jsou párovým orgánem, jehož účelem je dýchání (výměna plynů mezi vzduchem a krví). Objem plic dospělého člověka je 4500 – 6500 cm³, hmotnost 345-780 g. Jsou uloženy v hrudní dutině. Každá plíce se nachází v jedné z pleurálních dutin. Mezi těmito dutinami leží mezihrudí (*mediastinum*), ve kterém jsou umístěny průdušnice, jícen, srdce a cévy. Pleurální dutiny jsou plicemi zcela vyplněny. Povrch plicních křídel je kryt **poplicnicí**. Vnitřní stěna hrudníku je tvořena **pohrudnicí**. Mezi nimi se nachází **pleurální dutina** vyplněna tenkou vrstvou kapaliny, ve které je stálý negativní tlak. Tento podtlak udržuje plíci rozepjatou.

Pravá plíce se dělí na tři laloky, levá na dva laloky. Mezi nimi vznikají meziblokové rýhy, které vedou směrem k plicnímu hilu. Tyto laloky se dále člení na samostatné segmenty, které se dělí na lalůčky. Do každé plíce, laloku a segmentu vede samostatně průduška, do lalůčku pak průdušinka. Průdušinky se dále rozdělují na respirační průdušinky a ty na alveolární chodbičky, končící plicními váčky, ze kterých se vyklenují **plicní sklípky** (*alveoly*). [8],[9],[11],[12]

1.2 Plicní cévy

Krevní oběh plic dělíme na funkční a nutritivní. Funkční oběh zajišťují cévy pulmonální, nutritivní cévy bronchiální.

Funkční oběh tvoří malý oběh krevní a slouží k okysličování krve. Malý krevní

oběh začíná plicním kmenem (*truncus pulmonalis*) vystupujícím z pravé srdeční komory, který se dělí na dvě plicní tepny (*arteriae pulmonales*) určené pro pravé a levé plicní křídlo. Pulmonální arterie přivádí odkysličenou krev. Tlak v *arteriae pulmonales* se pohybuje v rozmezí 1,3 kPa (diastola) až 3,3 kPa (systola), při rychlostech toku krve od $0 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ do $0,9 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Její větve sledují větvení bronchiálního stromu. Na úrovni respiračních bronchů se tepénky dělí na větévky, které vedou k alveolárním chodbičkám. Zde vytváří hustou síť vlásečnic, vedoucích do stěn alveolů. Z vlásečnicových sítí vedou pulmonální venuly, směřující k periférii lalůčku. Jejich spojením vznikají větší žíly, až nakonec dvě žíly vystupují z každého plicního křídla. Celkem čtyři plicní žíly (*venae pulmonales*) pak vstupují do levé srdeční síně.

Nutritivní oběh zajišťuje výživu a odvod zplodin metabolismu. Tepnami nutritivního oběhu jsou rr. bronchiales. Vyživují bronchy, vmezežené vazivo plic a mízní uzliny. Žíly nutritivního oběhu jsou vv. bronchiales. Nesbírají všechnu krev přivedenou rr. bronchiales, neboť začínají až v oblasti středních a větších bronchů. Odtok žilní krve z bronchiálního řečiště se děje pomocí anastomos. Ty jsou propojeny s bronchopulmonárními žilami, které nepatří do nutritivního systému a propojují tak nutritivní a funkční oběh. [8],[9],[11],[12]

1.3 Výměna dýchacích plynů

Výměna dýchacích plynů probíhá na základě difuze po tlakovém spádu. Difuzní konstanta CO_2 je 20x větší, než O_2 . V plicních sklípcích difunduje do krve plicních vlásečnic kyslík přes stěnu plicního sklípku. Oxid uhličitý difunduje opačným směrem.

Parciální tlak kyslíku v atmosféře je 21 kPa, ve sklípcích 13,3 kPa, v odkysličené krvi vlásečnic 5,3 kPa. Difuze končí vyrovnáním tlaku mezi sklípky a krví vlásečnic, čemuž odpovídá tlakový spád 8 kPa.

Parciální tlak CO_2 v atmosféře je 0,04 kPa, ve sklípcích 6,1 kPa, v odkysličené krvi vlásečnic 5,3 kPa. Difuze opět končí vyrovnáním tlaku mezi sklípky a krví vlásečnic, čemuž odpovídá tlakový spád 0,8 kPa. [9],[10],[12]

1.4 Plicní objemy a kapacity

Plicní objemy dělíme na statické a dynamické. U dynamických plicních objemů je sledován vztah k času. Přehled objemů a kapacit je uveden na Obr. 1.2.

Statické plicní objemy:

- **Dechový objem** (V_T): 0,5 l. Objem, který vdechneme a vydechneme při klidném dýchání.
- **Inspirační rezervní objem** (IRV): 2 - 3 l. Objem, který lze maximálně vdechnout po klidném vdechu.
- **Expirační rezervní objem** (ERV): 1 l. Objem, který lze maximálně vydechnout po klidném výdechu.
- **Reziduální objem** (RV): 1,2 l. Objem, který v plicích zůstává po maximálním výdechu.

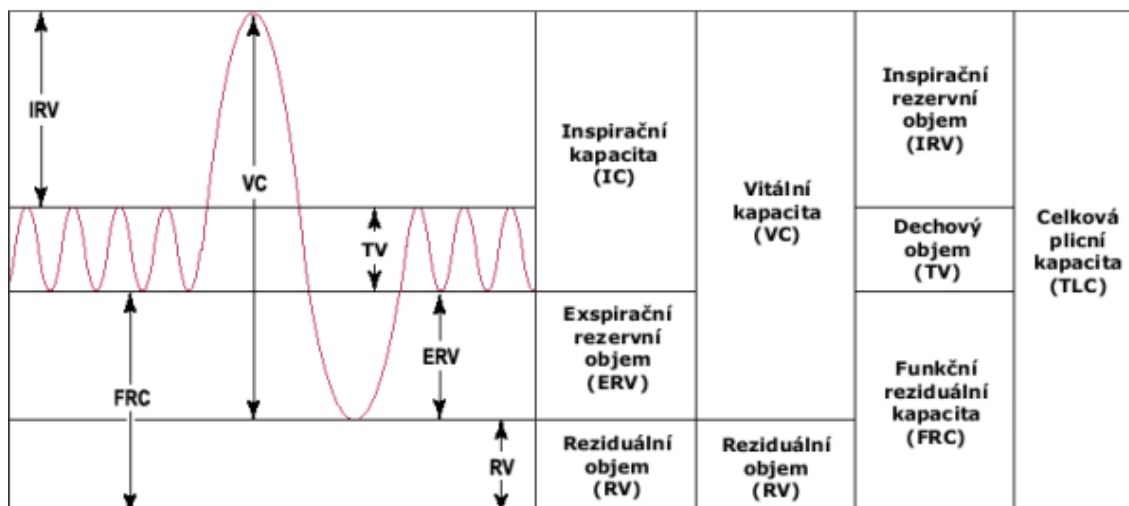
Statické plicní kapacity:

- **Vitální kapacita plic** (VC): 3 - 5 l. Objem, který maximálně vydechneme po maximálním vdechu ($V_T + IRV + ERV$).
- **Funkční reziduální kapacita** (FRC): Objem, který zůstává v plicích po klidném výdechu ($ERV + RV$).
- **Celková kapacita plic** (TLC): Součet vitální kapacity a reziduálního objemu ($VC + RV$).

Dynamické plicní objemy:

- **Minutová ventilace** (V_E): 6 - 7 l/min., při dechové frekvenci 12 - 15 vdechů za minutu.
- **Alveolární minutová ventilace** (V_A): 4,2 - 5,7 l/min. Objem vzduchu, který projde prostorem sklípků za minutu.
- **Maximální minutová ventilace**: 120 - 170 l/min. Největší objem vzduchu, který je možno ventilovat během minuty.

[12],[13]

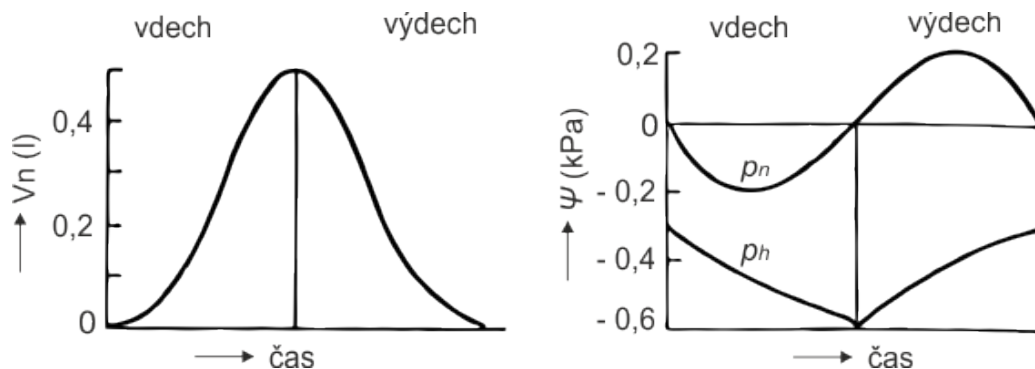


Obr. 1.2: Plicní objemy a kapacity. (Upraveno podle: [13],[16])

1.5 Mechanika dýchání

Vdech je zahájen stahem vdechových svalů (svaly zdvihající žebra a bránici). Jedná se o děj aktivní, během kterého se zvětší hrudní dutina. Tlak v pleurální dutině (nitrohruční tlak p_h) je normálně negativní. Jeho klidová hodnota činí 0,3 kPa. Při vdechu se tento podtlak zvýší na 0,6 kPa. Plíce sledují rozšiřující se pleurální dutinu a rozpínají se. Hnací silou pro plicní ventilaci je tlakový rozdíl mezi atmosférickým tlakem p_a a nitroplicním tlakem p_n . Při poklesu tlaku p_n , kdy $p_n < p_a$ začne vzduch proudit do plic.

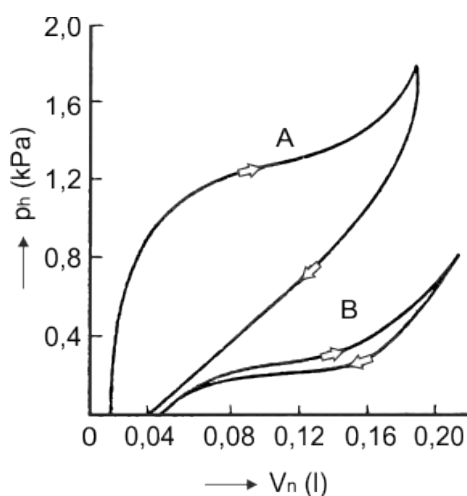
Výdech začíná relaxací vdechových svalů, případně působením výdechových svalů (způsobí tahem za žebra jejich sklonění a tím zmenšení hrudní dutiny). Žebra a bránice se vracejí do původní polohy. Tím se zmenšuje ve všech směrech objem hrudní dutiny. Nitroplicní tlak p_n stoupá nad hodnoty atmosférického tlaku p_a ($p_n > p_a$) a vzduch proudí ven z plic. Tlak v pleurální dutině p_h se vrací zpět k hodnotě 0,3 kPa. Výdech je ukončen v okamžiku, kdy se nitroplicní tlak rovná tlaku atmosférickému ($p_n = p_a$).



Obr. 1.3: Normální dechový objem V_n plic a odpovídající průběh nitrohruďního p_h a nitroplicního p_n tlaku, během vdechu a výdechu. (Upraveno podle: [10])

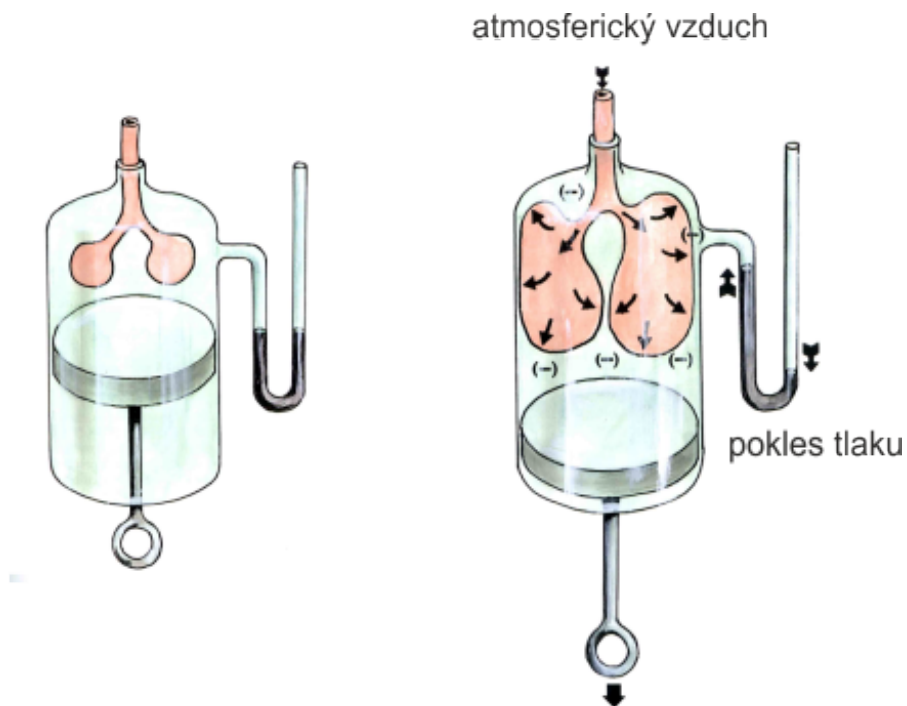
Plicní ventilace je dále závislá na poddajnosti (*compliance*) plic a hrudníku. Čím je poddajnost větší, tím menší práci je třeba vykonat k rozepnutí plic. Hlavními faktory, ovlivňující poddajnost jsou: průměr dýchacích cest, elasticita plicní tkáně a povrchové napětí v plicních sklípcích.

Povrchové napětí v plicních sklípcích má velký podíl na poddajnosti plic. Závisí zejména na povrchovém napětí lipoproteinového filmu (*surfaktantu*), který pokrývá povrch plicních sklípků (*alveolů*). Toto napětí vzniká na rozhraní sklípkového vzduchu a surfaktantu. Podporuje smrštění alveolů a brání jejich rozepnutí. Význam tohoto napětí je znázorněn na Obr. 1.4, kde je uvedena závislost nitrohruďního tlaku p_h na objemové roztažnosti plic, pro plíce naplněné vzduchem (A) a plíce naplněné solným fyziologickým roztokem (B).



Obr. 1.4: Závislost nitrohruďního tlaku p_h na objemové roztažnosti plic V_n při jejich plnění vzduchem (A), nebo solným fyziologickým roztokem (B). (Upraveno podle: [10])

Mechanismus dýchání lze schematicky znázornit modelem (Obr. 1.5), ve kterém je pleurální dutina zastoupena plastovým válcem s pístem. Plíce jsou zastoupeny balónek, které jsou napojeny na trubici, která utěsňuje vstup do válce. Skrz trubici je umožněna komunikace balónku s atmosférickým vzduchem. Pohybem pístů je simulována činnost vdechových svalů. Stažením pístu dochází ke zvětšení dutiny uvnitř válce. Dochází v ní k poklesu tlaku. Z vnějšího prostředí vniká do balónků atmosférický vzduch (zahájení vdechu). Balónek se roztahují do prostoru se sníženým tlakem. Při návratu pístu do původní polohy dojde k vyrovnání tlaků mezi vnějším a vnitřním prostředím. Díky pružnosti stěn balónků dochází k jejich smrštění. Vzduch uniká ven z balónků až do ukončení výdechu. [10],[11]



Obr. 1.5: Schematický model dýchání. (Upraveno podle: [11],[16])

2 MODUL MECHANICKÉHO PLICNÍHO SIMULÁTORU

Mechanický plicní simulátor i-Lung 2.0 (Obr. 2.1) je kombinací aktivního (možnost dynamicky měnit chování plic) / pasivního plicního simulátoru, pomocí něhož lze ve spojení s LabVIEW studovat proces dýchání. Výhodou celého systému je, že studii lze provádět ex – vivo, což oproti studiím prováděným in – vivo značně usnadňuje jak legislativní proces, tak i samotnou náročnost prováděných měření.

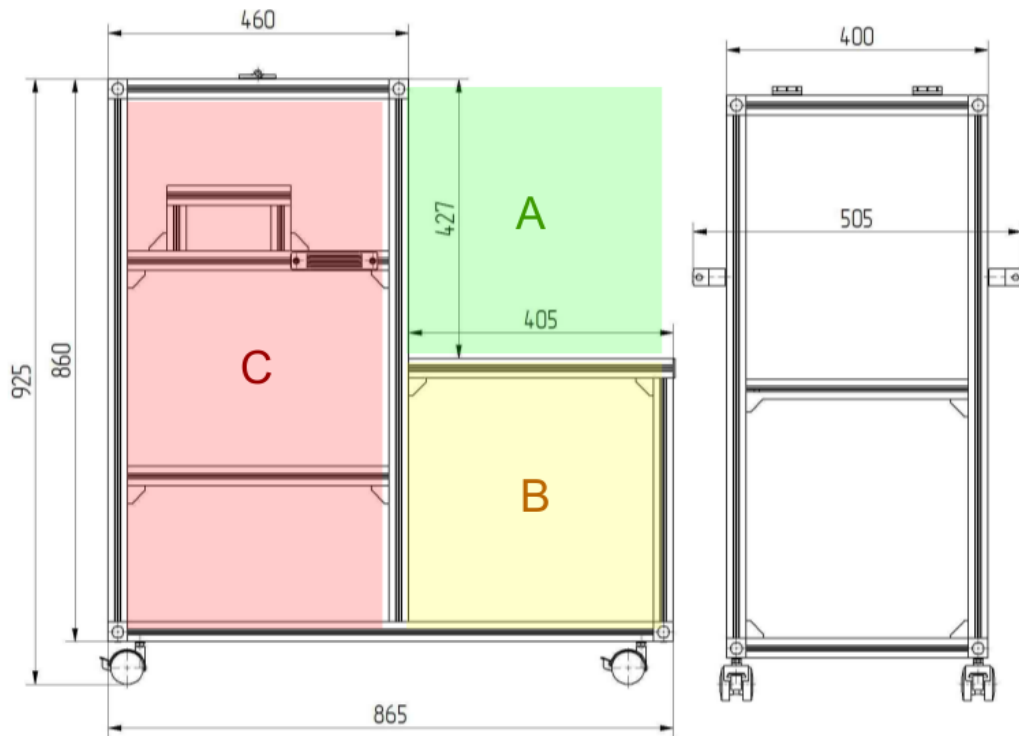
Přístroj je zkonstruován tak, aby umožňoval provádět simulace dvojím způsobem. První možností je využití latexového vaku, který svými vlastnostmi simuluje plíce. Druhou je pak zavedení samotných plic, které jsou získány z prasete domácího (*Sus scrofa f. domestica*). [1],[2]



Obr. 2.1: Mechanický plicní simulátor i-Lung 2.0. (Převzato z: [2])

2.1 Konstrukce

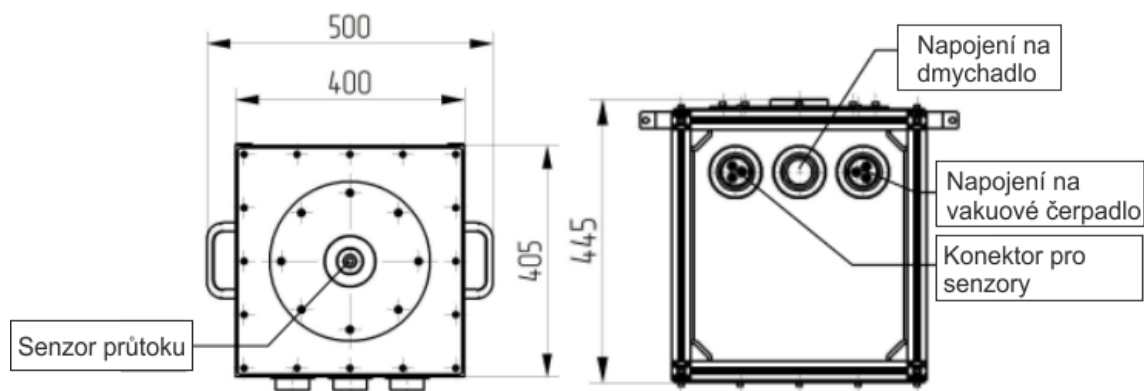
Základnou přístroje je kovová konstrukce (Obr. 2.2) o rozměrech 865 mm na šířku a 925 mm na výšku. Uvnitř tohoto rámu jsou upevněny jednotlivé komponenty.



Obr. 2.2: iLung 2.0, rám přístroje, rozměry v milimetrech. (Upraveno podle: [2])

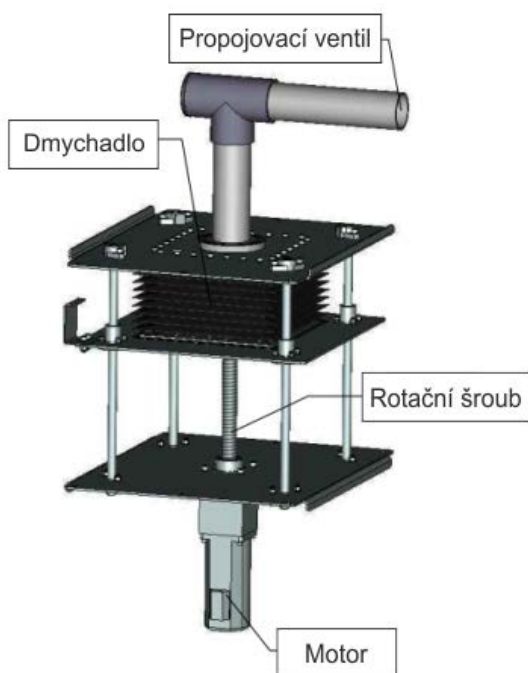
V části A je umístěna plastová komora. Pod ní v části B a C mechanický modul respiračního systému. V sekci C je pak umístěna elektronika. Tu tvoří zdroj napájení a řídicí jednotka celého systému. Elektronika je od pracovní části s plastovou komorou oddělena. Tím je zabezpečena ochrana před vnikem kapalin, či krve, ke kterému by mohlo dojít během zavádění plic do komory.

Hlavní část tvoří modul simulující prostor, ve kterém jsou v přirozeném prostředí plíce (Obr. 2.3). Tento modul je zkonstruován z průhledného plastového materiálu (polymethylmethacrylate), což umožňuje snadné pozorování činnosti přístroje. Do tohoto prostoru jsou upevněny plíce, nebo simulační latexový vak. Vnitřní rozměr komory je 300x300x420 mm, což odpovídá pracovnímu objemu 38 litru. Přístup do vnitřních prostor je zajištěn pomocí odnímatelného víka, které je uchyceno šrouby.



Obr. 2.3: iLung 2.0, plastová komora, rozměry v milimetrech. (Upraveno podle: [2])

Komora je pomocí ventilů, které jsou umístěny na dně nádoby napojena na dmychadlo a vakuové čerpadlo (Obr. 2.4). Díky vakuovému čerpadlu je možné v komoře udržovat stálý podtlak a simulovat tak prostředí, ve kterém se běžně nacházejí plíce. Dmychadlo je propojeno s motorem skrze rotační šroub, který svým pohybem reguluje tlak uvnitř komory. Tato změna tlaku odpovídá fyziologickému procesu dýchání. Maximální změna objemu dmychadla, které lze za pomoci tohoto systému dosáhnout je 5,5 litru. Proces nádechu odpovídá zvýšení podtlaku, proces výdechu pak snížení podtlaku. [1],[2]



Obr. 2.4: Mechanika respiračního systému. (Upraveno podle: [2])

2.2 Komunikace a řízení

Řídicí jednotku celého přístroje tvoří jednodeskový počítač (SBC - Single Board Computer). Jednodeskové počítače mají na rozdíl od klasických počítačů veškeré součásti – jako mikroprocesor, paměť, vstupně-výstupní rozhraní, umístěny na jedné základní desce. Díky této konstrukci je snížen počet komponent a konektorů, což do značné míry eliminuje výskyt případných poruch. Zároveň jsou redukovány i rozměry, váha a spotřeba energie. Všechny tyto výhody předurčují SBC k nasazení v řídicích systémech.

Vybraný jednodeskový počítač je tvořen procesorem ARM9, který je postaven na 32-bitové architektuře. Tento procesor je skrze sériové periferní rozhraní (SPI) připojen k real-time procesoru Cortex-M3. Obslužný operační systém je postaven na Linuxovém jádře. [1],[2],[3],[4],[5]

2.2.1 Komunikace s PC

S řídicí jednotkou lze obousměrně komunikovat skrze sériovou linku RS-232, nebo rozhraním Ethernet. V případě komunikace skrze sériovou linku probíhá obsluha přes přímo zapojený monitor a klávesnici. V případě rozhraní Ethernet přes připojené PC.

Řídicími příkazy lze ovládat motor, který pohybuje dmychadlem a reguluje tak tlak uvnitř nádoby a vakuové čerpadlo. Komunikace v obou případech probíhá nejprve s ARM9. Příkazy z PC nebo sériové linky jsou zpracovány operačním systémem a příslušné instrukce jsou poslány sběrníci SPI do Cortex-M3. Mikrokontrolér pak na základě těchto příkazů vyše příslušné signály jednotce motoru, nebo vakuovému čerpadlu.

Komunikace probíhá i opačným směrem. Mikrokontrolér sbírá data od všech senzorů a spínačů. Na základě těchto dat poté umožňuje opětovně zaslat instrukce motoru a vakuovému čerpadlu. Zároveň přeposílá tato data do ARM9 k dalšímu zpracování. Tato data mohou poté být zobrazena na displeji, či dále zpracovávána na PC. [1],[2]

2.2.2 Komunikace se senzory

Komunikaci se senzory zajišťuje transceiver (vysílač a přijímač) pro protokol RS-485. Ten je propojen asynchronní sériovou linkou s mikrokontrolérem Cortex-M3. Protokol umožňuje v daném čase komunikaci pouze jedním směrem. Z toho důvodu je jako typ komunikace zvolen master/slave.

Tento typ komunikace probíhá tak, že master (řídící jednotka) zahajuje komunikaci v režimu vysílání (spokesman). Slave (senzor) je ve stavu naslouchání (listener). Řídící jednotka nejprve adresuje konkrétní senzor a zašle mu instrukce. Poté se řídící jednotka (master) přepne do režimu naslouchání. Adresovaný senzor (slave) se přepne do režimu vysílání. Vykoná zadaný příkaz, předá řídící jednotce informaci o vykonání příkazu a přepne se zpět do režimu naslouchání. Po přijetí a ověření odezvy senzoru se řídící jednotka přepne zpět do režimu vysílání a může opět zahájit komunikaci. [2],[6],[7]

2.3 Senzory

Zařízení je vybaveno senzory pro sledování parametrů jak uvnitř boxu, ve kterém jsou umístěny plíce/latexový vak, tak v okolním prostředí. Ve vnitřním prostředí je sledován průtok vzduchu, teplota, tlak, vlhkost a UV záření. Ve vnějším prostředí je pak měřena teplota, tlak a vlhkost. [2]

2.3.1 Tlak

Tlak je měřen jak uvnitř, tak vně nádoby. Pro měření tlaku je použit diferenční senzor tlaku (měří rozdíl tlaku ve dvou prostředích nezávisle na okolním prostředí).

Tlak uvnitř nádoby je tlak měřen senzorem Freescale MPXV2010DP. Tlak vně nádoby senzorem Freescale MPX5100DP. Jejich specifikace je uvedena v Tab. 2.1. Data jsou ze senzorů získávána s rozlišením 1 mbar. [2],[16]

Tab. 2.1: Specifikace tlakových senzorů. [2]

Senzor:	Freescle MPXV2010DP	Freescle MPX5100DP
Výrobce:	Freescle Semiconductor	Freescle Semiconductor
Provozní tlak:	1.45 psi / 0.1 bar / 10 kPa	14.5 psi / 1 bar / 100 kPa
Typ tlaku:	Diferenční	Diferenční
Přesnost :	0.5 %	2.5 %
Provozní napájecí napětí :	10 V	5 V
Maximální provozní teplota:	+ 125 C	+ 125 C
Minimální provozní teplota:	- 40 C	- 40 C

2.3.2 Teplota

Teplota je měřena ponorným odporovým teploměrem (měříme dle závislosti elektrického odporu vodiče nebo polovodiče na teplotě) Heraeus W-EYK6 s citlivostí 0.01 ° C. Specifikace je uvedena v Tab. 2.2. [2],[16]

Tab. 2.2: Specifikace senzoru pro měření teploty. [2]

Senzor:	W-EYK 6
Přesnost:	dle normy: DIN EN 60751 Klasse 1/3B
Teplotní rozsah:	-30°C až +500°C
Vnitřní odpor:	0,25 Ω +/- 0,1 Ω

2.3.3 Vlhkost

Pro měření vlhkosti ve vnějším a vnitřním prostředí je zvolen senzor Sensirion SHT75. Jedná se o kapacitní senzor (vratně sorbuje vlhkost z prostředí, čímž se mění jeho elektrický odpor a kapacita), měřící relativní vlhkost (poměr mezi skutečným a maximálním nasyceným obsahem vody ve vzduchu). Jeho specifikace je uvedena v Tab. 2.3. Vlhkost je měřena s citlivostí 0.1% RH. [2],[16]

Tab. 2.3: Specifikace senzoru pro měření vlhkosti. [2]

Senzor:	Sensirion SHT75
Spotřeba:	80uW (při 12bit, 3V, 1 měření / s)
Pracovní rozsah (relativní vlhkost):	0 - 100% RH
Odezva (relativní vlhkost):	8 sec (tau 63%)
Maximální provozní teplota:	+ 125 C
Minimální provozní teplota:	- 40 C

2.3.4 Průtok

Průtok vzduchu do plic je měřen průtokoměrem se žhaveným vláknem (principem měření je ochlazování drátku žhaveného na určitou teplotu proudem plynu). Specifikace použitého senzoru AWM720P1 Airflow jsou uvedeny v Tab. 2.4. [2],[16]

Tab. 2.4: Specifikace senzoru pro měření průtoku. [2]

Senzor:	AWM720P1 Airflow
Spotřeba:	60 mW
Pracovní rozsah (průtok):	0-200 SLPM
Odezva:	6 ms
Maximální provozní teplota:	+85°C
Minimální provozní teplota:	-25°C

3 MODUL PRO TRANSPORT PLIC

Modul pro transport plic (Mobile Circulation Module - MCM) je zařízení sloužící jednak k přípravě plic před umístěním do simulátoru iLung 2.0, dále pak pro samotný transport. Modul je navržen tak, aby co nejlépe zabezpečil stabilizaci plicní tkáně pro navazující experimenty v iLung 2.0 simulátoru. [17],[19]

3.1 Použití modulu

Plíce jsou před umístěním do MCM nejprve důkladně očištěny. Poté jsou na plicní tepny (*arteriae pulmonales*) a plicní žíly (*venae pulmonales*) operativně přichyceny konektory pro MCM. Takto připravené plíce jsou umístěny do modulu.

Iniciační režim spustí cirkulaci perfuzního roztoku nejprve v opačném směru (*venae pulmonales* → pulmo → *arteriae pulmonales*). Tím se zajistí vyplavení případných krevních sraženin. Poté je zahájena cirkulace ve směru *arteriae pulmonales* → pulmo → *venae pulmonales*.

Modul umožňuje transport a uchování plic po dobu 4 hodin. Dvě hodiny připadají na použití se zapojením v elektrické síti, další dvě hodiny na samotný transport. Během něj je modul napájen 12 V baterií, s možností dobíjení ze standardní autozásuvky.

Modul umožňuje během perfuze plic měřit tlak a průtok roztoku před i za plící. V zásobníku pro roztok je umístěn hladinový a teplotní senzor. Teplota v zásobníku je regulována pomocí topné desky. Na základě registrace dat z těchto senzorů dokáže modul detekovat pokles tlaku, či únik roztoku. V případě, že hodnoty neodpovídají definovanému rozsahu, systém vyhlásí alarm. Ten je signalizován přímo modulem a zároveň vyvolá poplach na tabletu.

Řídicí systém dále umožňuje ovládat čerpadlo a regulovat tak rychlost průtoku roztoku systémem. Hodnoty aktuálního tlaku a teploty jsou zobrazovány na displeji.

Napájení je zajištěno dobíjecími 12 V bateriemi. Ty mohou být dobíjeny jak z běžné elektrické sítě (230 V), tak ze standardní autozásuvky (12 V).

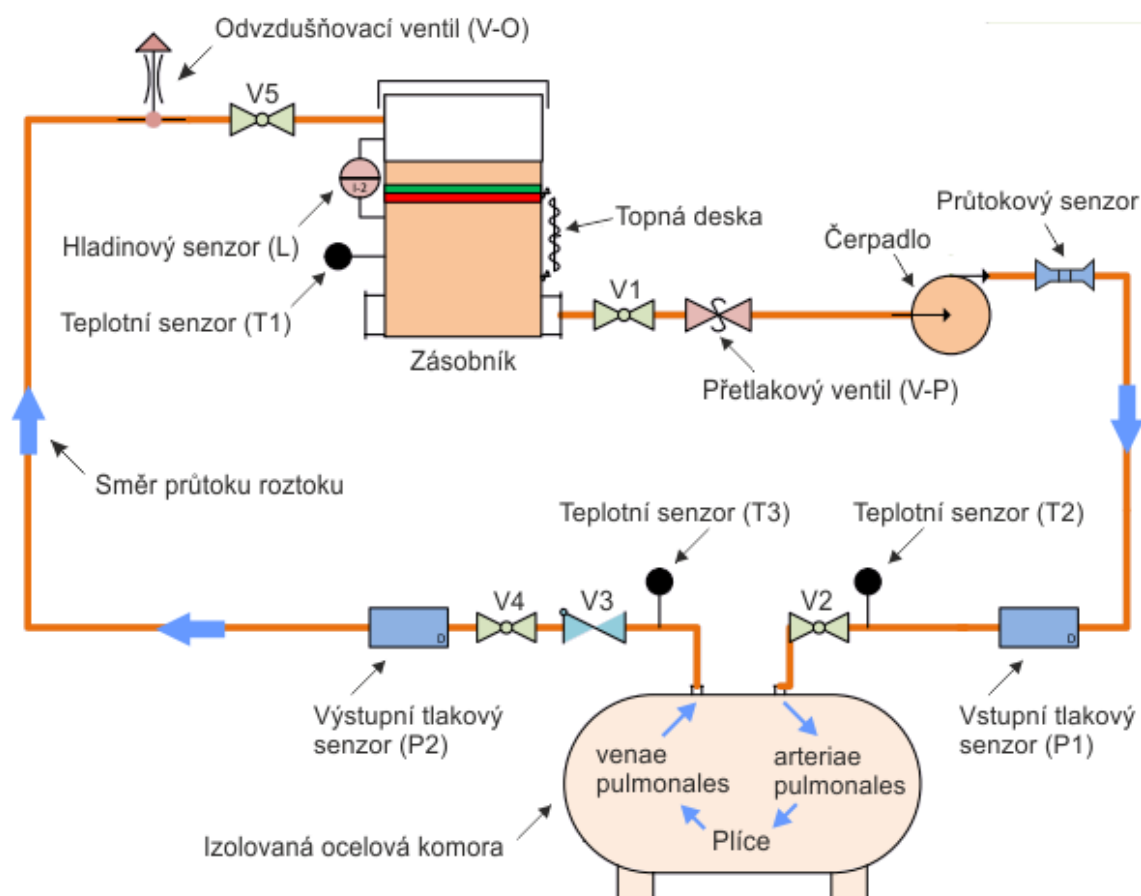
Data (průtok, teplota, tlak), sbíraná ze senzorů jsou bezdrátově odesílána do

externího zařízení (technologie Bluetooth). Tím je tablet s operačním systémem Android. Komunikace mezi tabletem a řídicí jednotkou probíhá obousměrně a je postavena na protokolu ISO/IEEE 11073-20601 (Personal health device communication protokol) [31]. Tablet umožňuje regulovat tlak v okruhu a teplotu roztoku.

Část modulu, kterou tvoří propojovací deska, lze rychle vyjmout. Je kompatibilní se simulátorem iLung 2.0 a umožňuje jednoduché přemístění plic. Zároveň disponuje konektorem, pomocí něhož lze plíce napojit na externí okruh ventilace. [17],[19]

3.2 Konstrukce a funkce

V této kapitole jsou popsány konstrukční prvky mobilní cirkulační jednotky, včetně senzorů a jimi snímaných parametrů. Schematický náčrt celkové konstrukce je znázorněn na (Obr. 3.1).



Obr. 3.1: Schematický náčrt modulu pro transport plic. V1 (pohotovostní uzavírací ventil), V2 V4 V5 (uzavírací ventily), V3 (zpětný ventil). (Upraveno podle: [17])

Transportní box

Přístroj je umístěn uvnitř izolovaného hliníkového transportního boxu o rozměrech 800x600x600 mm. Vnitřní izolace je zhotovena z polystyrenových desek. V tomto boxu je umístěna komora s plícemi, čerpadlo, zásobník s vyživovacím roztokem, zdroj napájení a elektronika. [17],[19]



Obr. 3.2: Transportní box (Eurobox - 40706). (Převzato z: [17])

Komora

Izolovaná ocelová komora je stěžejní částí celého přístroje. Uvnitř této komory jsou umístěny plíce, které jsou pomocí dvojice konektorů napojeny na okruh s vyživovacím roztokem. Tato komora je konstrukčně sestavena tak, aby zamezila jakémukoliv úniku kapaliny z vnitřního okruhu, který by mohl způsobit poškození řídicího systému a elektroniky. Rozměr komory je téměř shodný s plastovou komorou přístroje iLung (300x300x420 mm). [17],[19]

Zdroj napájení

Celková spotřeba přístroje je odhadnuta i s rezervou na 130 W. Z toho největší odběr připadá na motor čerpadla (34,5 W) a topná tělesa (2×35 W).

Přístroj je napájen 12 V, bezúdržbovým olověným akumulátorem VRLA (Valve Regulated Lead Acid) o kapacitě 19 Ah. Operační čas na baterii činní 1,5 hodiny.

Baterii je možno dobíjet jak z běžné elektrické sítě (230 V), tak ze standardní SAE-J563 autozásuvky (12 V).

Napájecí napětí je 24 V pro motor čerpadla a 5 V pro mikroelektroniku.

System napájení umožňuje přístroji plynulý chod i během přepínání mezi akumulátorem, elektrickou sítí (230V) a standardní SAE-J563 autozásuvkou. [17],[19]

Čerpadlo

Pro zajištění konstantní hodnoty tlaku v rozvodném systému je použito peristaltické čerpadlo, které dle principu konstrukce není v přímém kontaktu s vyživovacím roztokem. Tlak v rozvodném systému je čerpadlem udržován na hodnotě 3,5 kPa. Pohon je zajištěn 24 V DC motorem s odběrem 34,5 W. Točivý moment motoru je 1,8 Nm. [17],[19]



Obr. 3.3: Peristaltické čerpadlo. (Upraveno podle: [17])

Rozvodný systém

Rozvodný okruh začíná zásobníkem o objemu 3 l s vyživovacím roztokem. Z něj vychází systém trubic, které propojují další komponenty. Šířka trubic je 2 cm, což odpovídá šířce pulmonální arterie. V okruhu je umístěno několik uzavíratelných ventilů (V2, V4, V5). Dále pak zpětný ventil (V3), zabraňující zpětnému toku roztoku do komory, odvzdušňovací ventil (V-O) a přetlakový ventil (V-P). Průtok roztoku systémem je zajištěn pomocí čerpadla. [17],[19]

Senzory teploty

V systému jsou umístěny celkem tři teplotní senzory. První teplotní senzor (T1) měří teplotu roztoku v zásobníku. Druhý (T2) kontroluje teplotu před vstupem roztoku do komory, třetí (T3) za komorou. Teplota v systému je udržována ve fyziologickém rozmezí 34 – 36 °C. Minimální interval detekce je 1 s. Data ze všech tří senzorů jsou

odesílána do řídicí jednotky k dalšímu zpracování. Primárním účelem senzorů je sběr dat pro regulaci teploty topnými tělesy. [17],[19]

Senzory tlaku

Tlakové senzory jsou v systému dva. První (P1) měří tlak před vstupem do komory, druhý (P2) za komorou. Tlak v systému je udržován na hodnotě 3,5 kPa, což přibližně odpovídá tlaku v arteriae pulmonales při systole. Minimální interval detekce je 1 s. Signály z tlakových senzorů jsou opět odesílány do řídicí jednotky k dalšímu zpracování. Na základě vyhodnocení dat z tlakových senzorů je regulován výkon čerpadla. [17],[19]

Senzor průtoku

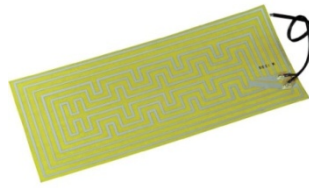
Pomocí senzoru průtoku měříme rychlost proudění vyživovacího roztoku v systému. Signály o průtoku jsou zasílány řídicí jednotce. Průtokový senzor nemá vliv na řízení čerpadla a výstupní data jsou tak zejména informativního charakteru. Z důvodu přesnějšího měření je senzor umístěn v co největší vzdálenosti od čerpadla. Předpokládané rychlosti průtoku jsou okolo 4 l/min. Minimální interval detekce je 1 s. [17],[19]

Hladinový senzor

Hladinovým senzorem je kontrolováno množství roztoku v zásobníku. Stavové signály jsou posílány řídicí jednotce a vyhodnocovány. Celkový objem roztoku v zásobníku je 2 l. Rozsah detekce senzoru je v rozmezí 2 – 0,3 l. Pokles pod 0,3 l vyvolá alarm. Hladinový senzor společně se senzorem tlaku a průtoku umožňuje detekovat únik roztoku ze systému a v případě velkého úbytku hladiny spojeného s rychlým průtokem a nízkým tlakem automaticky vypne přístroj. [17],[19]

Topná deska

Pomocí dvou topných těles je zajištěn ohřev roztoku v zásobníku na teplotu v rozmezí 34 – 36 °C. Ohřev je řízen na základě signálů získaných z teplotních senzorů (T1, T2, T3). [17],[18],[19]



Obr. 3.4: Topné těleso. [18]

Další specifikace topného tělesa FOLIENHEIZG. 320X137MM je uvedena v příloze A.1.

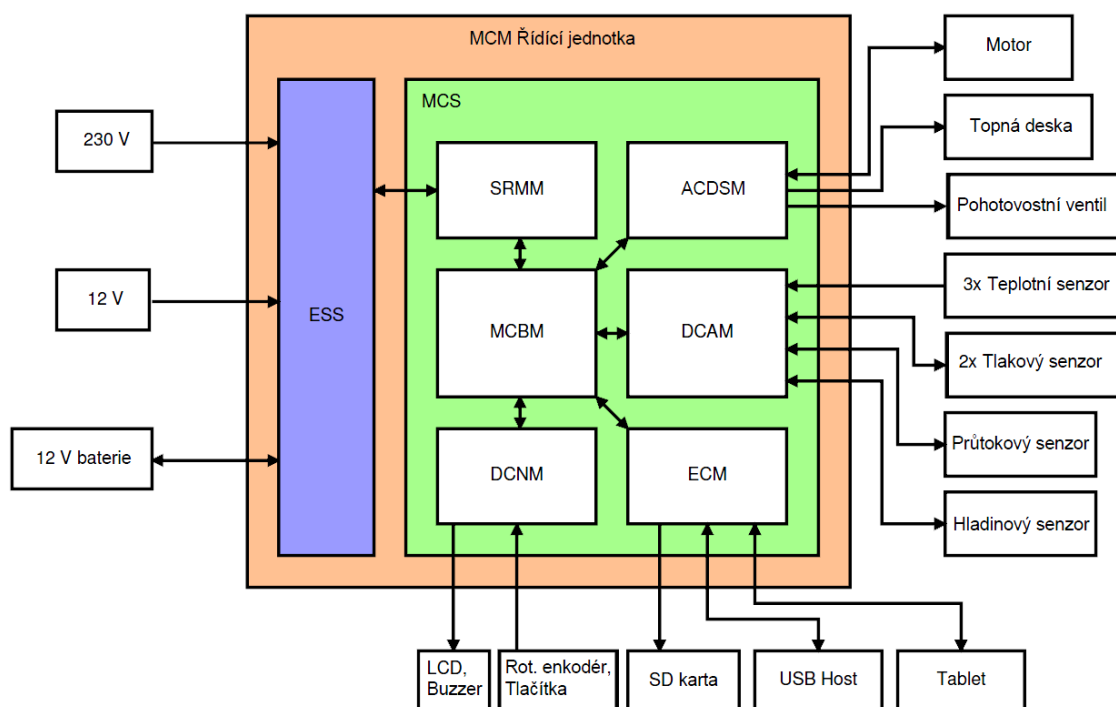
Tab. 3.1: Specifikace topného tělesa [18]

Výrobek:	Thermo technologies no.532886
Rozměry (délka x šířka):	320 mm x 137 mm
Napětí:	12 V
Výkon:	35 W

4 MCM – NÁVRH ŘÍDICÍ JEDNOTKY

Na základě požadavků daných konstrukčním řešením popsaným v kapitole 3 byl vyhotoven návrh realizace řídicí jednotky. Vzhledem k tomu, že se na její konstrukci podílí více členů, bylo přistoupeno k modulárnímu řešení. To spočívá v rozdělení řídicí jednotky na několik funkčních celků, které jsou vzájemně propojeny sběrnici. Tento přístup k řešení je výhodný, protože lze práci rozdělit mezi dílčí řešitele. Jednotky mohou být nezávisle otestovány, lze pružně měnit jejich návrh a s tím související konstrukci, či software. V případě selhání některé z jednotek při provozu zařízení, lze vadnou část snadněji nahradit novou a zkrátit tak čas pro případnou opravu vady přístroje.

Návrh celé řídicí jednotky, včetně napájecí části a dílčích modulů s připojenými periferiemi je uveden na (Obr. 4.1). Podrobnosti o jednotlivých subsystémech jsou uvedeny níže. [23],[24],[25]



Obr. 4.1: Návrh řídicí jednotky, propojení jednotlivých modulů a periferií. [23],[24],[25]

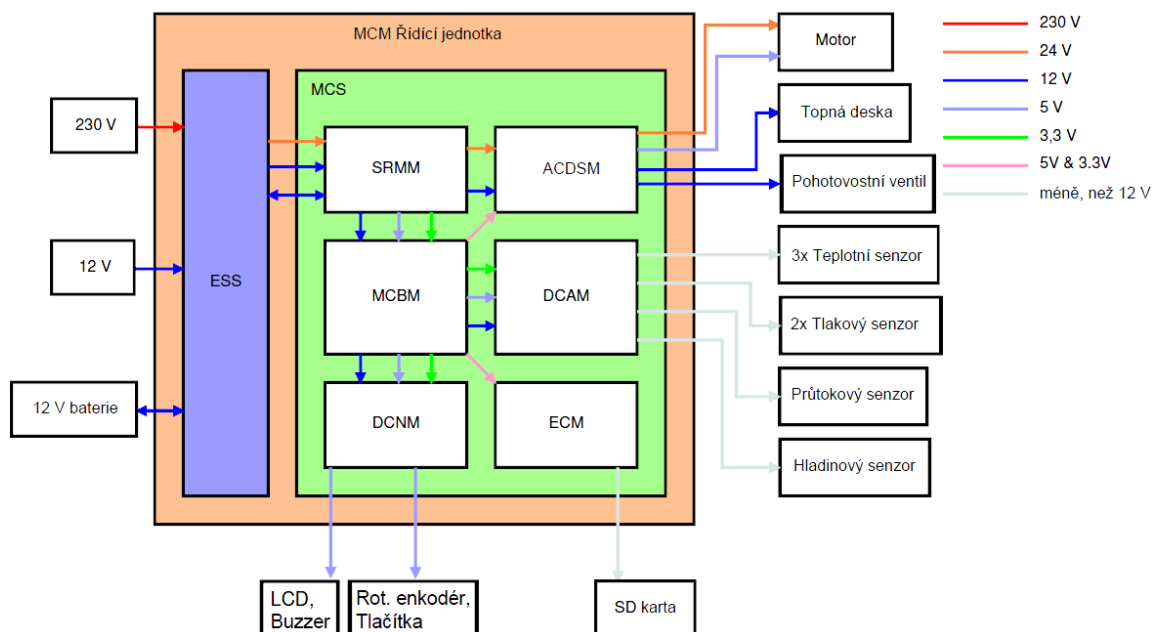
Řídicí jednotka je primárně rozdělena na dva hlavní subsystémy. **ESS** (*External supply system* - Externí zdroj napájení) a **MCS** (*Main kontrol system* - Hlavní řídicí

system). Návrh hlavního řídicího systému je kompletně realizován v rámci projektu Alveopic - včetně návrhu hardware a software, výběru sensoriky a dalších periférií. Jednotlivými součástmi subsystému MCS jsou moduly SRMM (*Supply Regulation and Monitoring Module*), ACDSM (*Actuator Control and Driver Stage Module*), MCBM (*Main Control Board Module*), DCNM (*Direct Control and Notification Module*), DCAM (*Data Conditioning and Aquisitioning*) a ECM (*External Communications Module*).

4.1 ESS (*External Supply System*)

Vývoj externího zdroje napájení není součástí projektu a jeho dodání je zajištěno externím dodavatelem dle požadavků, které jsou na něj kladeny. Cílem je dosáhnout možnosti napájet zařízení ze tří různých zdrojů. Jimi jsou elektrická rozvodová síť (230 V), standardní SAE-J563 autozásuvka (12 V) a bezúdržbový olovený akumulátor VRLA (Valve Regulated Lead Acid).

Celkové schéma rozvodu napájení mezi jednotlivými moduly a perifériemi je uvedeno na (Obr. 4.2).



Obr. 4.2: Řídicí jednotka, přehled rozvodu napájení mezi moduly a perifériemi. [23],[24],[25]

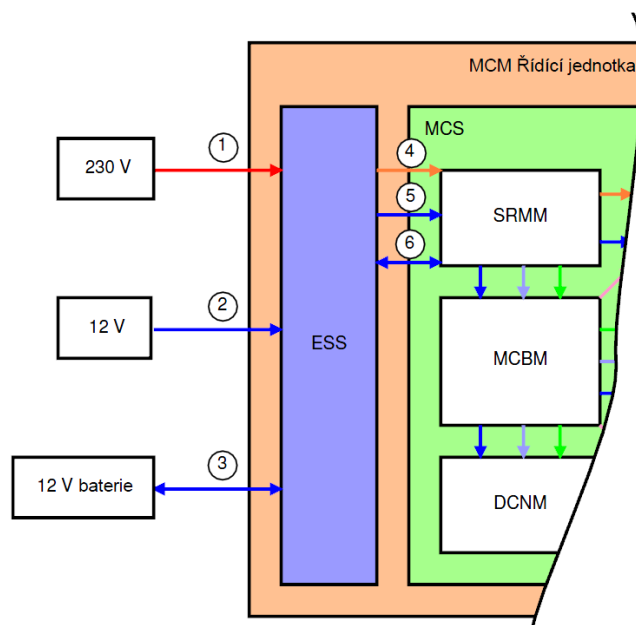
Dle výše uvedených požadavků napájecí zdroj poskytuje spolehlivou transformaci vstupního napětí z 230 V na požadovaných 12 V potřebných pro distribuci do jednotlivých modulů. Zdroj je také schopen dodat do řídicí jednotky napájecí napětí 24 V, které je potřebné pro funkci motoru čerpadla vyživovacího roztoku. Jednotka ESS je dále vybavena pohotovostním spínačem pro možnost okamžitého odpojení přístroje od zdroje napětí.

Regulace napětí na 5 V a 3,3 V již není součástí této jednotky, ale stará se o ni modul **SRMM** (*Supply Regulation and Monitoring Module*), do kterého jsou zároveň zapojeny všechny výstupní konektory napájení z jednotky ESS.

Jednotka je vybavena třemi vstupními a jedním výstupním konektorem (Obr. 4.3), umožňující jej propojení mezi vstupně/výstupními periferiemi. Díky tomu poskytuje oddělený výstup pro 24 V, 12 V a samostatný konektor pro baterii.

Níže uvedenému schématu (Obr. 4.3) odpovídají tyto konektory:

1. Síťový konektor 230 V, IEC-60320 C14, typ samec
2. Automobilový konektor 12 V, SAE-J563, typ samice
3. Dvoupólový šroubovací konektor pro baterii
4. Konektor pro připojení k modulu SRMM, 6-pin Molex JR-5566 s vedením (24 V, 12 V, Batt +, Batt -, 2x GND), typ samec



Obr. 4.3: Řídicí jednotka, přehled konektorů napájení modulů ESS a SRMM. [23],[24],[25]

4.2 SRMM (*Supply Regulation and Monitoring Module*)

K tomuto modulu jsou připojeny vývody napájení z jednotky ESS. Její hlavní funkcionalitou je tak distribuce napájecího napětí (12 V, 24 V, 5 V, 3,3 V) do dalších modulů a transformace vstupního napětí 12 V na 5 V a 3,3 V.

Jednotka umožňuje přesně sledovat napětí a odběr ze všech vstupních zdrojů napájecího napětí - síťového zdroje (230V), zdroje autozásuvky (12V) a baterie. Takto získané informace jsou odesílány **MCBM** (*Main Control Board Module*), která zajišťuje jejich další zpracování.

Modul dále zajišťuje přepínání mezi zdroji napájení, bez ztráty funkčnosti zařízení během přepínací fáze, řídí a reguluje nabíjení akumulátoru.

Jednotka je vybavena těmito vstupně/výstupními konektory:

1. Konektor pro připojení k modulu ESS, 6-pin Molex JR-5566 s vedením (24 V, 12 V, Batt +, Batt -, 2 x GND), typ samice
2. Konektor pro připojení k modulu ACDSM, 4-pin Molex JR-5566 (24 V, 12 V, 2 x GND), typ samec
3. Konektor pro připojení k modulu MCBM, MMIP konektor [32], typ samec

Jednotka zároveň provádí regulaci napětí a distribuci proudu do dalších modulů, dle výše uvedeného schématu (Obr. 4.2.).

4.3 MCBM (*Main Control Board Module*)

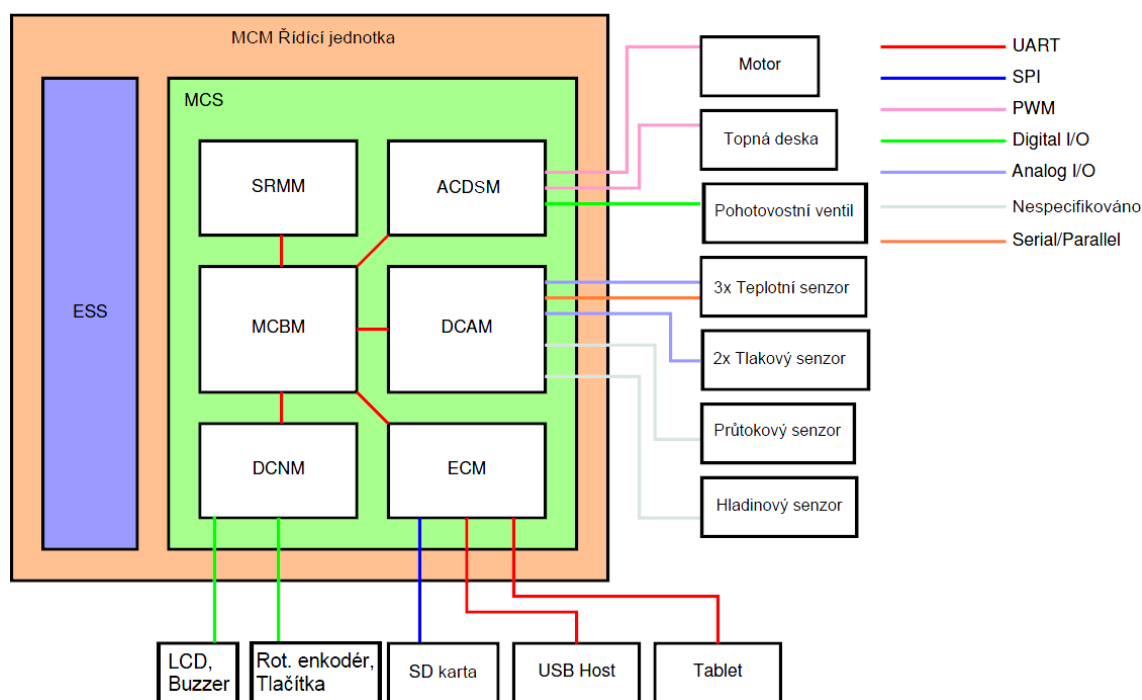
Veškerá komunikace mezi moduly je řízena centrální jednotkou **MCBM** (*Main Control Board Module*), která je propojena s dalšími jednotkami a koordinuje jejich vzájemnou interakci a komunikaci. Jako standard pro komunikaci mezi jednotlivými moduly je zvolen full-duplex UART – Universal Asynchronous Receiver and Transmitter.

Propojení modulů je realizováno prostřednictvím jediného druhu konektoru tvořeného standardní kolíkovou lištou 2,54 mm s definovaným pořadím pinů.

Jednotka je vybavena těmito vstupně/výstupními konektory:

1. 5x MMIP konektor, typ samec, pro moduly SRMM, ACDSN, DCAM, ECM, DCNM

Celkové schéma způsobu komunikace mezi jednotlivými moduly a periferiemi je uvedeno na (Obr. 4.4).



Obr. 4.4: Řídicí jednotka, přehled komunikace mezi moduly a periferiemi. [23],[24],[25]

4.4 ACDSM (*Actuator Control and Driver Stage Module*)

Modul zodpovídá za řízení motoru čerpadla. To je realizováno prostřednictvím PWM (Pulzně šířková modulace). Stejným způsobem je řízena i regulace topných desek. Výhodami tohoto zapojení je, že PWM umožňuje spínání na stejnosměrném napětí s bezztrátovou regulací výkonu.

Jednotka zajišťuje ovládání pohotovostního ventilu, který dokáže v případě přijetí definované chybové zprávy uzavřít.

Parametry, jako jsou otáčky motoru, či stav topných desek jsou zasílány modulu MCBM prostřednictvím rozhraní UART. Prostřednictvím stejného komunikačního

rozhraní zároveň jednotka přijímá od modulu MCBM řídicí příkazy, na jejichž podkladě umožňuje regulovat otáčky motoru, ohřev topných těles a stav pohotovostního ventilu.

Jednotka je vybavena těmito vstupně/výstupními konektory:

1. Konektor pro připojení k modulu ESS, 4-pin Molex JR-5566 (24 V, 12 V, 2x GND), typ samice
2. Konektor pro připojení k modulu MCBM, MMIP konektor, typ samec
3. Konektor pro připojení k motoru, 2-pin Molex JR-5566, typ samice
4. Konektor pro připojení k motoru, 4-pin small (2,54 mm pitch) Molex, typ samec
5. Konektor pro připojení topných těles 2x 2-pin Molex JR-5566, typ samice
6. Konektor pro pohotovostní ventil, 2-pin Molex JR-5566, typ samice

4.5 DCAM (*Data Conditioning and Aquisitioning*)

Modul obsluhuje sběr dat (analogových nebo digitálních) z průtokového, hladinového, tlakových a teplotních senzorů. Samotný modul však neprovádí jejich vyhodnocení. Jeho účelem je data pouze detekovat, je – li potřeba filtrovat či zesílit v definovaném formátu zaslat k vyhodnocení do modulu MCBM. Ta pak obslouží a vyhodnotí příchozí signál, na základě něhož zašle instrukce modulu ACDSM. Signály ze senzorů jsou zároveň odesílány modulu ECM, která zajišťuje jejich ukládání na SD kartu a odeslání do externího zařízení (tablet).

Jednotlivé senzory jsou připojeny k samostatným modulům, které se starají o zpracování vstupních signálů. Tyto moduly jsou k DCAM jednotce připojeny pomocí portu SMIP (Sensor Module Interchangeability Port), s definovanou specifikací způsobu zapojení.

Jednotka je vybavena těmito vstupně/výstupními konektory:

1. Konektor pro připojení k modulu MCBM, MMIP konektor, typ samec
2. Konektory pro připojení k modulům senzorů, 8x SMIP konektor, typ samice

4.6 ECM (*External Communications Module*)

Modul zajišťuje převod dat přijatých z MCBM do formátu, který je dán normou ISO/IEEE 11073-20601 [31].

Zpracovaná data jsou ukládána na SD kartu. Modul dále řídí komunikaci s tabletem, připojeným pomocí Bluetooth a vzájemnou výměnu odchozích dat a příchozích instrukcí, které jsou dále zasílány modulu MCBM k vyhodnocení a dalšímu zpracování.

Jednotka je vybavena UART-to-USB převodníkem, který slouží jako alternativa k Bluetooth modulu. Pomocí USB konektoru se lze k jednotce připojit a provádět její odladování.

Jednotka je vybavena těmito vstupně/výstupními konektory:

1. Konektor pro připojení k modulu MCBM, MMIP konektor, typ samec
2. Slot pro SD kartu
3. USB B-typ konektor, typ samice

4.7 DCNM (*Direct Control and Notification Module*)

Modul je navržen zejména z důvodu možnosti obsluhovat zařízení v případě výpadku komunikace mezi tabletem a modulem ECM. Funguje tak jako záloha pro ovládání jednotky a zobrazování stavu připojených periférií.

Disponuje displejem 4x20 znaků, na kterém jsou zobrazovány informace přijaté z modulu MCBM.

Pomocí ovládací periferie, kterou je rotační enkodér s potvrzovacím kontaktem lze ovládat menu jednotky, zobrazovat informační obrazovky a nastavovat potřebné parametry.

Dále je k jednotce připojeno šest tlačítek pro reset jednotlivých modulů v případě poruchy. Tato tlačítka jsou chráněna proti náhodnému stisku.

Požadavkem na ovládání tohoto modulu je obsluha s ochrannými pracovními pomůckami (rukavice).

V případě definovaných chybových stavů jednotka zobrazuje příslušná hlášení a spouští alarm. Alarm je řešen formou výstražného zvuku a signalizován červenou diodou.

Jednotka je vybavena těmito vstupně/výstupními konektory:

1. Konektor pro připojení k modulu MCBM, MMIP konektor, typ samec
2. Konektor pro připojení displeje
3. Konektor pro připojení rotačního enkodéru
4. Konektor pro připojení signalizační LED
5. Konektor pro připojení reproduktoru (buzzer)

4.8 Komunikace mezi moduly

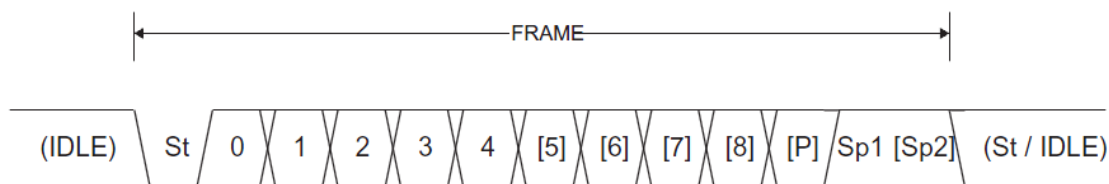
Jednotlivé moduly spolu komunikují skrze MMIP konektor po rozhraní USART.

4.8.1 USART

Univerzální asynchronní/synchronní sériová linka je nastavena pro asynchronní komunikaci, s následující definicí datového rámce (Obr. 4.5):

- Start bit (St) – Zahájení přenosu. Dochází k synchronizaci vysílače/přijímače. Linka se nachází ve stavu log. 0
- Datové bity (0-8) – Pro přenos dat je použito 8 datových bitů, které jsou čteny od bitu nejnižší váhy (LSB).
- Parity bit (P) – Slouží jako kontrolní suma přenosu dat. Pro větší přesnost při pozdějším automatickém určení přenosové rychlosti jednotkou MCBM je využito liché parity.
- Stop bity (Sp1, Sp2) – Označují ukončení přenosu. Je využito dvou stop bitů. Stav linky se nachází v log. 1

Po ukončení přenosu (IDLE) datového rámce se linka nachází ve stavu log. 1.



Obr. 4.5: UART, definice datového rámce. (Převzato z: [27])

4.8.2 Komunikační protokol

Návrh komunikačního protokolu byl při tvorbě diplomové práce ve formě konceptu. Jeho kompletní specifikace bude vyhotovena dílčími řešiteli projektu ALVEOPIC.

Komunikační rámec

Zprávy mezi moduly jsou vyměňovány dle předem definovaného komunikačního rámce. Jeho struktura je uvedena v Tab. 4.1. V současné fázi projektu nejsou bloky rámce HEADER ID a CRC - 16 využívány.

Tab. 4.1: Struktura komunikačního rámce.

Část rámce	Počet bitů	Hodnota (hex)	Popis
START	8	0xAA	Začátek datového rámce
HEADER	msg-type	Tab. 4.2	Typ zprávy (horní 4 bity (MSB))
	length	0x00 - 0x0F	Počet bajtů přenášejících data (dolní 4 bity (LSB))
HEADER ID	8	0x00	Specifikuje ID konkrétního typu zprávy (msg-type)
DATA BYTES	0 - 128	nespecifikováno	Přenos dat.
CRC - 16	8	0x00	Kontrolní součet (nevyužito)
STOP	8	0x00	Ukončení datového rámce

HEADER - msg-type (typy zpráv)

Typ zprávy, která se nachází v části rámce DATA BYTES (přenášená data) je definován v HEADER (hlavičce) rámce v horních 4 bitech (MSB). Jednotlivé typy a jim přiřazené hodnoty jsou uvedeny v Tab. 4.2.

Tab. 4.2: Definice hodnot pro určení typu zprávy.

Část rámce	Hodnota (MSB, binárně)	Popis obsahu přenášených dat
error	0001	Úroveň chyby, kód chyby, identifikátor chyby
ack	0010	Potvrzení příjmu dat, provedení akce
nack	0011	Chyba příjmu dat
status	0100	nespecifikováno
config	0101	nespecifikováno
stream	0110	nespecifikováno
ctrl	0111	nespecifikováno
event	1000	Událost, detekovaná z periferie modulu

HEADER – lenght (délka zprávy)

Délka zprávy, která se nachází v části rámce DATA BYTES (přenášená data) je definována v HEADER (hlavičce) rámce v dolních 4 bitech (LSB). Rozsah je uveden v Tab. 4.1.

DATA BYTES (přenášená data)

Přenášená data mohou mít rozsah 0 – 16 bajtů. Jejich typ a rozsah je předem definován v hlavičce komunikačního rámce.

5 DCNM – VÝVOJ ZAŘÍZENÍ

Dle požadavků stanovených v kapitole 4.7 bylo přistoupeno k samotné realizaci modulu pro přímé ovládání a zobrazování notifikačních hlášení z řídicí jednotky DCNM (*Direct Control and Notification Module*).

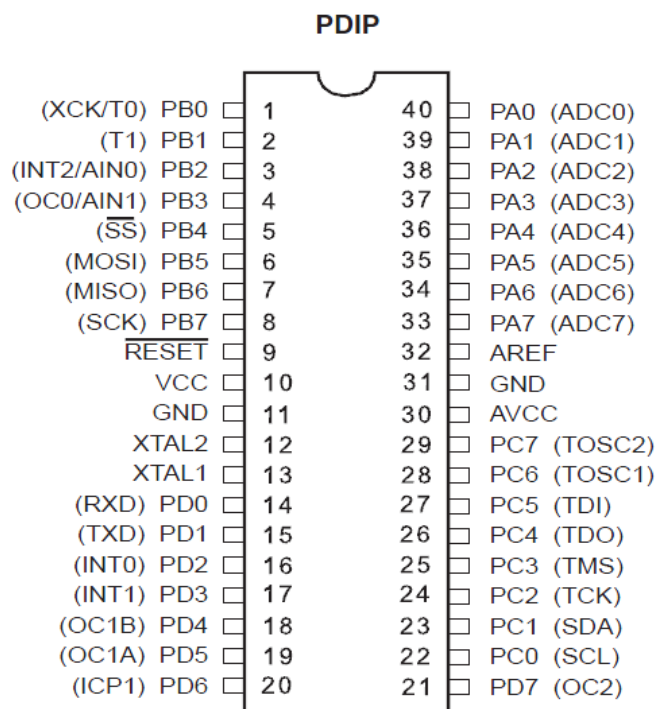
Platforma pro vývoj zařízení

Pro vývoj modulu byl zvolen komerční kit EvB 4.3 vyráběný společností AND-TECH, osazený mikrokontrolérem Atmel ATmega32A v pouzdře DIP40, který dle níže uvedené specifikace splňuje požadavky kladené na vývoj zařízení, kterými jsou:

- Podpora UART (piny RXD, TXD)
- Podpora čítače/časovače
- Taktování externím oscilátorem 16MHz
- Dostatečný počet vstupně/výstupních pinů (32 I/O pinů)
- Dostačující paměť (32 kB)
- Programovatelnost v jazyce C
- Nízká spotřeba

Mikrokontrolér ATmega32A

Mikrokontrolér je postaven na RISC AVR architektuře, která využívá technologie CMOS. Řada AVR využívá Harvardské architektury (paměť pro program je fyzicky oddělena od paměti pro data). K dispozici jsou tři paměťové prostory – programová paměť typu FLASH o kapacitě 32 KB (životnost 10000 zapisovacích cyklů), dále vnitřní paměťový prostor SRAM o kapacitě 2 KB a datová paměť EEPROM o kapacitě 1 KB. Pro programátora je k dispozici 32 vstupně/výstupních portů (PA – PD) adresovatelných po 8 bitech. Kontrolér může být taktován vnitřním RC oscilátorem o taktu 1 – 8 MHz (po kalibraci s odchylkou $\pm 1\%$), či externím krystalem. K dispozici jsou 4 kanály pro PWM, 8 kanálů pro A/D převodník, rozhraní UART I2C a JTAG. Pracovní napětí kontroléru je 4,5 V – 5,5 V. Rozmístění vstupně/výstupních portů je uvedeno na (Obr. 5.1). [27]



Obr. 5.1: Atmel ATmega32A, vstupně/výstupní porty. (Převzato z: [27])

Vývojový kit dále obsahuje vhodné periferie, které je možno okamžitě využít. Jsou jimi zejména blok pěti tlačítek, blok osmi LED, USB konektor (napájení kitu, komunikace s PC), buzzer, pět napájecích pinů s napětím +5 V, pět zemnicích pinů, externí krystal o frekvenci 16 MHz.

Programování jednotky

Nahrát program do mikrokontroléru je možné pomocí USB-UART FT232RL (virtuální port COM), za předpokladu přítomnosti Boot Loaderu (zavaděče, umožňujícího zápis do paměti FLASH a EEPROM). Pro programování pak lze využít dodávaného software AND-Load for EvB 4.x with CL. [26]

Volba software

Volba softwaru byla podmíněna možností psát program v jazyce C. Jako programovací prostředí bylo vybráno Atmel Studio 6.1. To umožňuje programování a odlaďování zařízení postavených na mnoha platformách, jako jsou Atmel ARM, Cortex-M a Atmel AVR. Je v něm implementován editor s vizuální asistencí, díky které je značně usnadněno programování. Další výhodou je možnost simulace konkrétního typu mikrokontroléru přímo v aplikaci, což usnadňuje ladění programu.

5.1 Zapojení a obsluha periférií

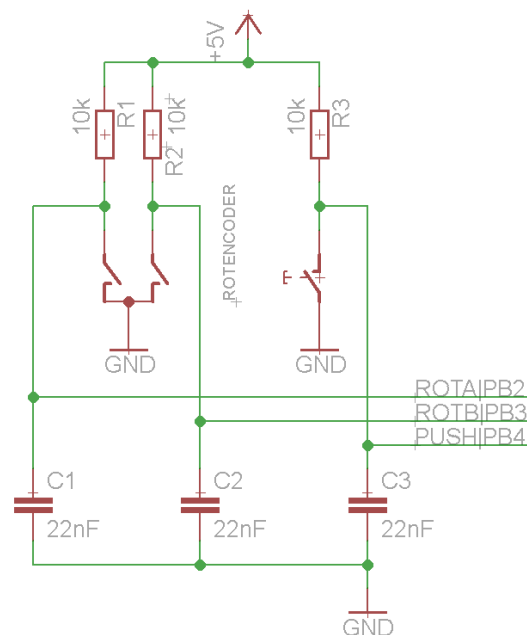
Pro obsluhu, možnost přehledného zobrazení daných parametrů a akustickou signalizaci jsou k jednotce připojeny periférie, kterými jsou rotační enkodér s potvrzovacím kontaktem, blok tlačítek, LCD, buzzer a signalizační dioda. Specifikace je uvedena v samostatných podkapitolách. Celkové schéma zapojení jednotky je uvedeno v samostatné příloze (B.2), prototyp jednotky na vývojovém kitu EvB 4.3 pak v příloze (B.1).

5.1.1 Rotační enkodér s potvrzovacím kontaktem

Pro nastavování/zobrazování potřebných parametrů a procházení menu je jako ovládací periférie zvolen rotační enkodér P-RE30S. Jedná se o zařízení, pomocí kterého lze na základě jeho otáčení vyhodnotit směr rotace. Ve spojení s potvrzovacím kontaktem, tak pomocí jediného zařízení získáme možnost jednoduše obsluhovat celé zařízení.

Způsob zapojení

Rotační enkodér s potvrzovacím kontaktem je k mikrokontroléru zapojen dle schématu (Obr. 5.2). Porty mikrokontroléru (PB2, PB3, PB4) jsou nastaveny jako vstupní a jsou u nich aktivovány vnitřní pull-up rezistory.

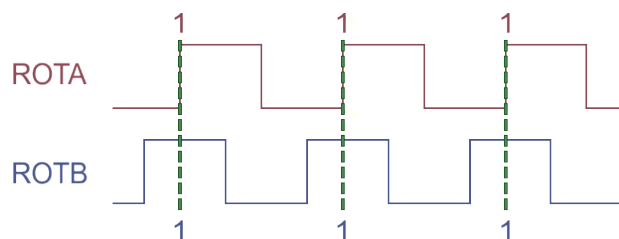


Obr. 5.2: Schéma zapojení rotačního enkodéru s potvrzovacím kontaktem.

Zpracování signálu z rotačního enkodéru

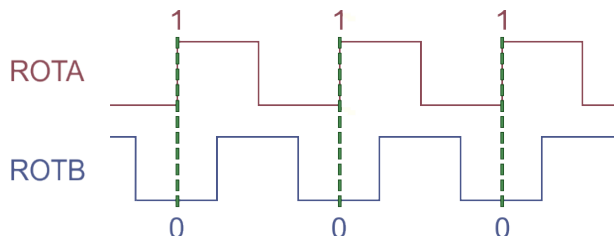
Detekční algoritmus je řízen časovačem, pomocí kterého je v pravidelném intervalu sledován stav enkodéru. Při zpracování signálu je nejprve provedena detekce náběžné hrany na vstupu z ROTA (pokud je port ROTA v log. 1 a předchozí stav byl log. 0).

Otočení doleva je vyhodnoceno, pokud je ROTA v log. 1 a ROTB v log. 1 a zároveň je splněna podmínka detekce vzestupné hrany portu ROTA (Obr. 5.3).



Obr. 5.3: Rotační enkodér, průběh signálu (rotace doleva).

Otočení doprava je vyhodnoceno, pokud je ROTA v log. 1 a ROTB v log. 0 a zároveň je splněna podmínka detekce vzestupné hrany portu ROTA (Obr. 5.4).



Obr. 5.4: Rotační enkodér, průběh signálu (rotace doprava).

Ve všech ostatních případech je stav rotačního enkodéru vyhodnocen jako klidový.

Celý algoritmus je ukončen podmínkou, ve které je po registraci otočení rotačním enkodérem doleva/doprava a současně log. 0 na portech ROTA a ROTB resetován status pomocné proměnné pro detekci vzestupné hrany portu ROTA.

Protože průběh signálu během otáčení enkodérem není ideální, je jak softwarově tak hardwarově ošetřen. Hardwarově je potlačení zákmitů řešeno blokovacími kondenzátory (Obr. 5.2). Softwarové řešení potlačení zákmitů je realizováno prostřednictvím časovače, díky kterému je stav jednotlivých pinů dvakrát testován a

pouze pokud je během stanoveného intervalu neměnný, je impuls vyhodnocen jako pozitivní.

Otáčení enkodérem doleva, či doprava je doprovázeno zvukovou indikací.

Detekce potvrzovacího kontaktu

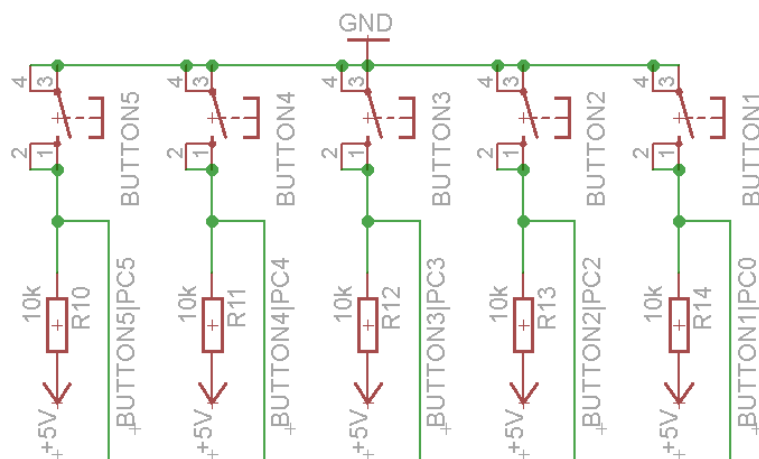
Vstup z tlačítka je ošetřen proti zákmitům podobným způsobem jako v případě detekce otáčení (Obr. 5.2). Rozdílem je pouze delší čas testování zákmitů. U potvrzovacího kontaktu byla navíc implementována detekce krátkého a dlouhého stisku, které je využito pro dodatečnou funkcionalitu při obsluze jednotky.

Pro detekci délky stisku je opět využito časovače, kterým testujeme čas mezi dobou stisku tlačítka a jeho uvolněním. Krátký stisk je vyhodnocen v případě, že je tento interval kratší, než jedna sekunda. Dlouhý stisk je vyhodnocen v případě stisku delšího, než jedna sekunda. Registrace dlouhého stisku je indikována zvukovým upozorněním. Stejně tak je indikováno i potvrzení krátkého stisku.

5.1.2 Blok tlačítek

Pro možnost zaslání příkazů k resetování jednotek SRMM, ACDSM, MCBM, ACDSM, DCAM a ECM prostřednictvím UART je modul vybaven pěti tlačítky. Tlačítko pro reset samotného modulu DCNM je připojeno přímo na $\overline{\text{RESET}}$ pin mikrokontroléru, ke kterému je zároveň připojen i programátor a výstup pro reset z MMIP konektoru. Tlačítka jsou chráněna proti nechtěnému stisku zabudováním pod kryt jednotky. Jejich aktivace je tak možná pouze za pomoci nástroje. Dále je ochrana zabezpečena aktivací tlačítka až po stisku, který je delší než dvě sekundy.

Tlačítka jsou k mikrokontroléru zapojena dle schématu (Obr. 5.5). Porty mikrokontroléru (PC0, PC1, PC2, PC3, PC4) jsou nastaveny jako vstupní a jsou u nich aktivovány vnitřní pull-up rezistory.



Obr. 5.5: Schéma zapojení tlačítek.

Algoritmus pro detekci tlačítek je obdobný jako u potvrzovacího kontaktu rotačního enkodéru. Ošetření zámků je provedeno softwarově. Potvrzení stisku tlačítka je hlášeno zvukovou signalizací.

5.1.3 LCD

Vzhledem k tomu, že většina informací bude řízena a obsluhována z externího zařízení (tablet) a jednotka DCNM tak slouží pouze k zobrazení a nastavení základních parametrů v případě výpadku komunikace s tabletem, byl pro zobrazování vybrán znakový displej AMC2004AR-B o velikosti 20x4 (znaků x řádků), který je kompatibilní s řadičem HD44780. Schéma zapojení displeje je uvedeno v příloze (B.2).

Pro komunikaci s displejem je využito 4 bitové komunikace, při které je snížen počet vstupních pinů do mikrokontroléru. Pro připojení tak potřebujeme 4 datové piny, 2 řídicí (RS – přenos instrukcí/dat, E – zahájení komunikace) a jeden pin pro spínání podsvětlení displeje (podsvětlení je tak možno zapnout/vypnout výběrem v menu). Protože využíváme pouze zápisu na displej, je možné pin RW (čtení/zápis) trvale uzemnit. Pro připojení displeje jsou využity porty PA0 - 7.

Pomocí řadiče HD44780 lze obsluhovat velké množství displejů v nejběžnějších konfiguracích 8 až 80 znaků na 1 až 4 řádcích. Řadič jako takový nedokáže rozlišit k jakému displeji je připojen a z toho důvodu je potřeba softwarově zajistit správnou práci s DDRAM (*Display Data Random Access Memory*) řadiče. Pro zvolený display AMC2004AR-B je konfigurace následující (Obr. 5.6). [28]

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
00	01	02	03	04	05	06	07	08	09	0A	0B	0C	0D	0E	0F	10	11	12	13
40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	4A	4B	4C	4D	4E	4F	50	51	52	53
14	15	16	17	18	19	1A	1B	1C	1D	1E	1F	20	21	22	23	24	25	26	27
54	55	56	57	58	59	6A	6B	6C	6D	6E	6F	70	71	72	73	74	75	76	77

Obr. 5.6: Adresace DDRAM řadiče HD44780 pro display 20x4 (znaků x řádků).
(Převzato z: [29])

Jas a kontrast displeje lze nastavit pomocí trimrů umístěných na desce plošného spoje.

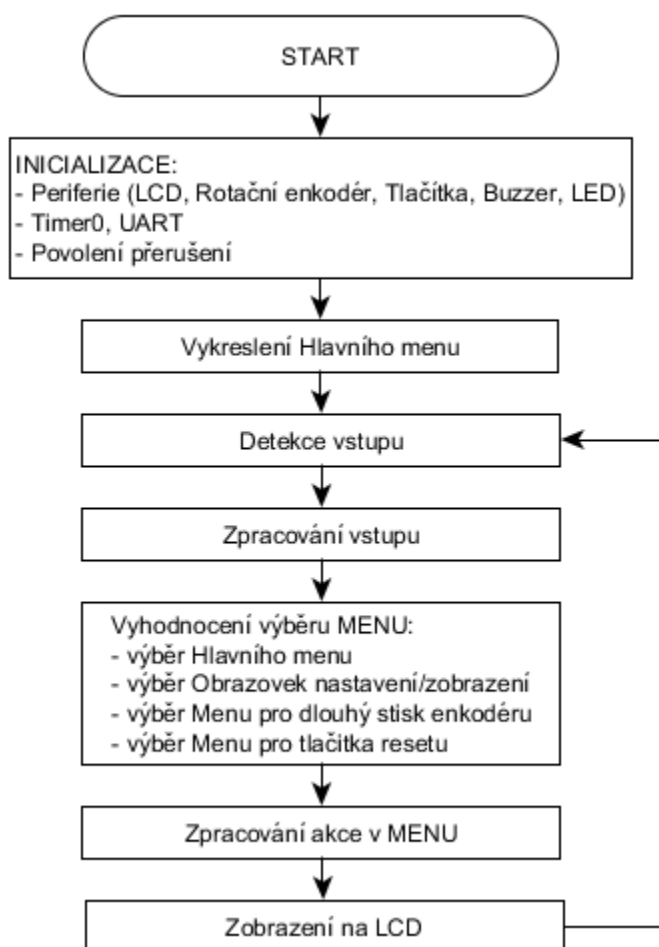
5.1.4 Signalizace alarmu

Pro možnost akustické signalizace alarmu, obsluhy tlačítek a rotačního enkodéru je modul vybaven magnetickým buzzerem BMT1205XH7.5, který dosahuje minimální hlasitosti 83 dB na vzdálenost 10 cm. Buzzer je připojen k portu PC7, který je nastaven jako výstupní. Pro světelnou signalizaci je k modulu připojena (PD7) červená LED. Schéma zapojení je uvedeno v příloze (B.2).

6 DCNM - PROGRAMOVÉ ŘEŠENÍ

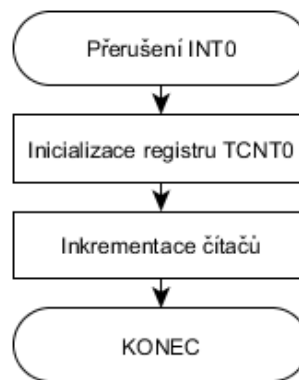
Hlavním cílem, při tvorbě softwarového řešení jednotky DCNM bylo postupovat takovým způsobem, který umožní snadné rozšíření jednotky o nové položky v menu, či obrazovky pro sledování specifických parametrů. Při tvorbě této diplomové práce byly požadavky na položky v menu a jeho samotná struktura definovány pouze ve formě konceptu. Software včetně návrhu obvodu je dodán k dalšímu zpracování v rámci projektu ALVEOPIC a z toho důvodu je při tvorbě všech knihoven pro obsluhu periférií, vykreslování menu, a dalších obrazovek kladen důraz na co nejuniverzálnější řešení, které lze dále rozvíjet.

Program pro obsluhu jednotky DCNM pracuje dle vývojového diagramu uvedeného na Obr. 6.1.



Obr. 6.1: Vývojový diagram hlavní smyčky programu.

Pro možnost přesného časování je u mikrokontroléru spuštěno přerušení pomocí 8 bitového čítače/časovače 0. Zdrojem hodinového signálu je externí krystal o frekvenci 16MHz. Pro přesné časování tak bylo použito předděličky 64 a při každém přerušení je nastaven registr TCNT0 na 6. Díky tomu nastane přerušení každou 1 ms. Vývojový diagram přerušení je uveden na Obr. 6.2.



Obr. 6.2: Vývojový diagram přerušení čítače/časovače 0.

Po spuštění jednotky je zahájena **Inicializace**. Během ní jsou nastaveny příslušné porty perifériím, je spuštěn časovač a povoleno přerušení, nastaveny registry pro UART (dle specifikace 4.8). Následně je vykreslena startovní obrazovka indikující načítání, které je signalizováno na displeji, LED a zvukovým upozorněním. Poté je provedeno **vykreslení menu**. Následně program v nekonečné smyčce detekuje vstup (způsob detekce je popsán v kapitole 5.1.), na základě kterého provádí jeho vyhodnocení a dle aktuálního stavu provádí vykreslování příslušných obrazovek na LCD.

6.1 Realizace menu

Menu pro mikrokontrolér může být vytvořeno několika způsoby. Nejběžnějším způsobem je možnost stavového automatu, kde je výběr a akce menu realizována pomocí podmínek `switch` a `case`. Takovéto menu je však v případě, že není předem známá struktura programu poměrně nepřehledné a obtížně rozšiřitelné. Proto bylo přistoupeno k rozdělení menu na dvě části. Hlavní menu a Menu pro výběr obrazovek nastavení/zobrazení.

Hlavní menu je realizováno za pomoci struktury jazyka C (constant structure array). Díky tomuto návrhu lze nové položky do menu snadno přidat, či odstranit. Počet položek v menu, či vnořených podnabídek není nijak limitován a lze jej jednoduše rozšířit přidáním do definované struktury. Struktura hlavního menu je definována dle Tab. 6.1.

Tab. 6.1: Struktura hlavního menu.

```
typedef const struct MenuStructure
{
const char *text; // Řetězec pro zobrazení na LCD
unsigned char num_menurecords; // Počet položek podnabídce menu
unsigned char up; // Vyhodnocení pohybu nahoru
unsigned char down; // Vyhodnocení pohybu dolů
unsigned char enter; // Vyhodnocení stisku enter
void ( *fp ) ( void ); // Ukazatel na funkci (funkce obrazovky
// nastavení/zobrazení)
}MenuRecord;
```

Řetězce pro zobrazení pak na LCD lze tak snadno definovat a upravovat. Pro první dvě položky Hlavního menu jsou definovány následovně (Tab. 6.2.).

Tab. 6.2: Hlavní menu – definice prvních dvou položek

```
const char menu_000[] = " [Main Screen] "; // 0
const char menu_001[] = " Set "; // 1
const char menu_002[] = " Display "; // 2
```

Položky některé z podnabídky (např. Set), menu jsou definovány obdobně (Tab. 6.3).

Tab. 6.3: Hlavní menu, definice první dvou položek podnabídky Set.

```
const char menu_100[] = " [Set] "; // 5
const char menu_101[] = " Motor Speed "; // 6
const char menu_102[] = " Target Temperature"; // 7
```

Možnost listovat v menu je zajištěna pomocí pole, které tvoří prvky ze struktury hlavního menu (Tab. 6.1). Ukázka tohoto pole pro výše uvedené dvě položky hlavního menu (Tab. 6.2.) a podnabídky Set (Tab. 6.3) je uvedena v Tab. 6.4.

Tab. 6.4: Hlavní menu, ukázka zápisu pole pro některé položky hlavního menu.

```

MenuEntry menu[] =
{
    {menu_000, 5, 0, 0, 0, 0}, // 0
    {menu_001, 5, 1, 2, 6, 0}, // 1
    {menu_002, 5, 1, 3, 15, 0}, // 2

    {menu_100, 9, 0, 0, 0, 0}, // 5
    {menu_101, 9, 6, 7, 6, FP_set_motor_speed}, // 6
    {menu_102, 9, 6, 8, 7, FP_set_target_temperature}, // 7
}
    
```

Dle hodnot ukazatelů zapsaných v tomto poli lze procházet strukturou menu, či spustit funkci pro vykreslení obrazovky nastavení/zobrazení.

Vyhodnocení akce při listování v hlavním menu (např. u záznamu „Set“ - menu_001) probíhá dle Tab. 6.5:

Tab. 6.5: Vyhodnocení akce listování v hlavním menu (vztaženo k Tab. 6.4.)

menu_001	struktura pro zobrazení na LCD displej
5	počet položek v podnabídce menu
1	rotace enkodérem doleva - jdi na položku 1
2	rotace enkodérem doprava - jdi na položku 2
6	stisk enkodéru - jdi na položku 6 (podnabídka „Set“)
0	ukazatel na funkci (v tomto případě prázdný)

Vyhodnocení akce při listování v podnabídce „Set“ probíhá obdobně. Rozdílem je však v tomto případě přítomnost funkce, která je spuštěna při potvrzení výběru (stisk rotačního enkodéru):

Tab. 6.6: Hlavní menu, záznam pro podnabídku Set/Set motor speed.

```

{menu_101, 9, 6, 7, 6, FP_set_motor_speed}, // 6
    
```

Funkce `FP_set_motor_speed` nastaví FLAG pro **menu výběru obrazovek nastavení/zobrazení** (v tomto případě pro nastavení otáček motoru čerpadla), jehož obsluha již probíhá odděleně. Obdobným způsobem lze spouštět další nabídky.

6.2 Knihovny a hlavičkové soubory

Pro obsluhu jednotlivých periférií a samotný program bylo vytvořeno několik vlastních hlavičkových souborů a knihoven.

- `buttons.h` – Hlavičkový soubor pro ovládání tlačítek. Obsahuje definici portů a pinů, ke kterým jsou tlačítka připojena, dále makra pro kontrolu stavu tlačítek a prototypy funkcí.
- `buttons.c` – Knihovna pro registraci tlačítek.
- `buzzer.h` – Hlavičkový soubor pro obsluhu buzzeru. Obsahuje definici portů a pinů, ke kterým je buzzer připojen, prototypy funkcí a globální definice proměnných.
- `buzzer.c` – Knihovna pro ovládání buzzeru.
- `header.h` – Hlavičkový soubor globálních proměnných a funkcí.
- `main.c` – Hlavní zdrojový soubor.
- `lcd.h` – Hlavičkový soubor pro ovládání LCD. Knihovna byla převzata a upravena. [30]
- `lcd.c` – Knihovna pro ovládání LCD. Knihovna byla převzata a upravena. [30]
- `lcd_menu.h` – Hlavičkový soubor pro ovládání menu. Obsahuje deklarace globálních proměnných, funkčních prototypů a maker.
- `lcd_menu.c` – Knihovna pro ovládání menu.
- `LED.h` – Hlavičkový soubor pro obsluhu LED. Obsahuje definici portů a pinů, ke kterým je LED připojena, prototypy funkcí a globální definice proměnných.
- `LED.c` – Knihovna pro ovládání LED.
- `rotatory.h` – Hlavičkový soubor pro obsluhu rotačního enkodéru. Obsahuje definici portů a pinů, ke kterým je rotační enkodér připojen a prototypy funkcí.
- `rotatory.c` – Knihovna pro ovládání rotačního enkodéru.

7 ZÁVĚR

Diplomová práce byla řešena ve spolupráci s Fachhochschule Technikum Wien v rámci mezinárodního projektu ALVEOPIC. Byl navázán kontakt s dílčími řešiteli, získány potřebné podklady a na základě nich průběžně konzultováno a zpracováváno řešení.

Během vypracování diplomové práce jsem se nejprve seznámil s modulem mechanického plicního simulátoru. Dále pak s modulem pro transport plic a parametry kontrolovanými během transportu plic. Vypracoval jsem přehled o konstrukci a funkci modulu pro transport plic, ze které plynou požadavky na řídicí jednotku.

Na základě spolupráce s FCHT Wien byl zpracován návrh řídicí jednotky, která je rozdělena na dvě hlavní části. Jsou jimi externí zdroj napájení ESS (*External Supply System*) a hlavní řídicí systém MCS (*Main Control System*).

Hlavní řídicí systém je rozdělen na šest modulů. Modul pro řízení a distribuci napájení SRMM (*Supply Regulation and Monitoring Module*), modul pro ovládání motoru čerpadla ACDSM (*Actuator Control and Driver Stage Module*), modul pro řízení komunikace mezi jednotkami MCBM (*Main Control Board Module*), modul pro přímou kontrolu a hlášení stavu zařízení DCNM (*Direct Control and Notification Module*), modul pro sběr dat ze senzorů DCAM (*Data Conditioning and Aquisitioning*) a modul pro externí komunikaci s tabletem ECM (*External Communications Module*).

Moduly jsou vzájemně propojeny speciálním konektorem, který zajišťuje distribuci napájení a umožňuje vzájemnou komunikaci. Ta probíhá po rozhraní UART s definovaným komunikačním rámcem.

Pro Modul přímé kontroly a hlášení stavu zařízení (DCNM) bylo zpracováno softwarové a hardwarové řešení, které bylo zasláno k dalšímu zpracování v rámci projektu ALVEOPIC.

LITERATURA

- [1] WURM, Markus. *Entwicklung eines aktiven Lungenmodells*. Wien, 2010-04-07. Masterarbeit. Fachhochschule Technikum Wien
- [2] RWETC. S.R.O. *I-Lung 2.0 simulator: Documentation*. 2013-02-13.
- [3] *NET-SBC spec brochure: Single Board Computers for NEC Large-Screen LCD Displays*. 2012. Dostupné z: http://www.necdisplay.com/documents/AccessoryManuals/NET-SBC_SpecBrochure.pdf
- [4] HÄSSIG, Santiago. Single-Board Computer (SBC) Hardware and Software Capabilities for Real-Time Processing. [online]. 2010 [cit. 2013-11-30]. Dostupné z: <http://www.ece.gatech.edu/academic/courses/ece4007/10spring/ECE4007L04/tm1/TRP2.pdf>
- [5] VOJÁČEK, Antonín. Základní typy jednodeskových počítačů - Embedded SBC. In: *Automatizace.HW.cz* [online]. 2007-01-21 [cit. 2013-12-03]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2007012101#ebx>
- [6] AXELSON, Jan. Designing RS-485 Circuits. *Circuit cellar: The computer applications journal* [online]. 1999, č. 107 [cit. 2013-12-03]. Dostupné z: http://www.embeddedsys.com/subpages/resources/images/documents/microsys_art_RS485.pdf
- [7] FRÝZA, Tomáš. *Řízení sériové komunikace: Mikroprocesorová technika a embedded systémy. Přednáška 7*. Brno, 2011-12-16 [cit. 2013-12-03]. Dostupné z: http://www.urel.feec.vutbr.cz/~fryza/downloads/mpt_pred_07.pdf
- [8] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008, 302 s. ISBN 978-80-247-1521-6.
- [9] PÁČ, Libor. *Anatomie člověka II: splachnologie, kardiovaskulární systém, žlázy s vnitřní sekrecí*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2007, 192 s. ISBN 978-80-210-4291-9.
- [10] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2006c1997, 275 s. ISBN 80-010-3425-9.
- [11] ČIHÁK, Radomír a Jaroslav VALENTA. *Anatomie 2*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2002, 470 s. ISBN 80-247-0143-X.

- [12] MOUREK, Jindřich a Jaroslav VALENTA. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012, 222 s. Sestra (Grada). ISBN 978-802-4739-182.
- [13] Plicní objemy. WikiSkripta [online]. 2011-04-17 [cit. 2013-12-07]. Dostupné z: http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/7a/LungVolume_cs.png
- [14] Fetal Pig - Respiratory. *University of Pittsburg* [online]. 2007-12-03 [cit. 2013-12-04]. Dostupné z: http://www.upt.pitt.edu/ntress/Bio1_Lab_Manual_New/fetal_pig_respiratory_intro.htm
- [15] ThePigSite Pig Health: Respiratory System. In: *The Pig Site* [online]. [cit. 2013-12-04]. Dostupné z: <http://www.thepigsite.com/pighealth/article/9/respiratory-system>
- [16] HUSÁK, M. X34SES - Senzorové systémy: Přednášky. [online]. [cit. 2013-12-06]. Dostupné z: <http://www.micro.feld.cvut.cz/home/X34SES/prednasky/>
- [17] ESCHLI, Anton. FACHHOCHSCHULE TECHNIKUM WIEN. *Mobile Circulation Module (MCM): Project description*. Vídeň, 2013-06-03.
- [18] THERMO TECHNOLOGIES. *Heater: Datasheet*. 2013. Dostupné z: http://www.produktinfo.conrad.com/datenblaetter/525000-549999/532886-da-01-ml-HEIZFOLIE_320X137MM_de_en.pdf
- [19] Konzultace s FHT Wien. 2013-12.
- [20] KAINKA, Burkhard. *Využití rozhraní PC. Měření, řízení a regulace pomocí standardních portů PC*. 1. vyd. Ostrava: HEL, 1999, 133 s. ISBN 80-902-0593-3.
- [21] KAINKA, Burkhard. *USB. Měření, řízení a regulace pomocí sběrnice USB*. 1. vyd. Praha: BEN, 2002, 247 s. ISBN 80-730-0073-3.
- [22] HELEKAL, Ivan. Koordinační Středisko Transplantací. *Plíce - anatomie* [online]. [cit. 2013-12-23]. Dostupné z: http://www.kst.cz/web/?page_id=2201
- [23] SIEBENHOFER, Raphael. FCHT WIEN. *MCM - Control Unit: Overview and Preliminary Specification*. FHT Wien, 2014-02-20.
- [24] Konzultace s FHT Wien. 2014-02.
- [25] Konzultace s FHT Wien. 2014-04.
- [26] AND-TECH. *EvB 4.3 v4 User's Guide*. Dostupné z: <http://and-tech.pl/wp-content/download/zestaw%20evb%204.3/evb4.3%20v4%20manual.pdf>

- [27] ATMEL CORPORATION. *ATmega32A [DATASHEET]*. 2014-02. Dostupné z:
http://www.atmel.com/Images/Atmel-8155-8-bit-Microcontroller-AVR-ATmega32A_Datasheet.pdf
- [28] LCD Addressing. In: *AlfredState: SUNY College of Technology* [online]. [cit. 2014-04-01].
Dostupné z:
http://web.alfredstate.edu/weimandn/lcd/lcd_addressing/lcd_addressing_index.html
- [29] ORIENT LCD. *AMC2004AR-B: [DATASHEET]*. Dostupné z:
<http://store.comet.bg/download-file.php?id=2209>
- [30] Peter Fleury's Home Page: LCD library for HD44870 based LCD's. [online]. [cit. 2014-04-13]. Dostupné z: <http://homepage.hispeed.ch/peterfleury/lcdlibrary.zip>
- [31] ISO/IEEE 11073-20601. *Health informatics: Personal health device communication*. Switzerland, 2010. Dostupné z:
http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber=54331
- [32] SIEBENHOFER, Raphael. FCHT WIEN. *MCM - MCS Module Interconnection: Port(MMIP)*. 2014-02-23.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

<i>SPI</i>	Sériové periferní rozhraní (<i>Serial Peripheral Interface</i>)
<i>MCM</i>	Mobilní cirkulační modul (<i>Mobile circulation module</i>)
<i>ACDSM</i>	Modul pro ovládání motoru čerpadla (<i>Actuator Control and Driver Stage Module</i>)
<i>DCAM</i>	Modul pro sběr dat ze senzorů (<i>Data Conditioning and Aquisitioning Module</i>)
<i>DCNM</i>	Modul pro přímou kontrolu a hlášení stavu zařízení (<i>Direct Control and Notification Module</i>)
<i>ECM</i>	Modul pro externí komunikaci s tabletem (<i>External Communication Module</i>)
<i>ESS</i>	Externí zdroj napájení (<i>External Supply System</i>)
<i>MCBM</i>	Modul pro řízení komunikace mezi jednotkami (<i>Main Control Board Module</i>)
<i>MCS</i>	Hlavní řídicí systém (<i>Main Control System</i>)
<i>MMIP</i>	Port pro propojení modulů (<i>Module Interconnection Port</i>)
<i>PCB</i>	Deska plošných spojů (<i>Printed Circuit Board</i>)
<i>SMIP</i>	Port pro připojení senzorů (<i>Sensor Module Interchangeability Port</i>)
<i>SRMM</i>	Modul pro řízení a distribuci napájení (<i>Supply Regulation and Monitoring Module</i>)
<i>I/O</i>	Vstup/Výstup (<i>Input/Output</i>)

SEZNAM PŘÍLOH

A	Katalogové listy	I
A.1	Topné těleso FOLIENHEIZG. 320X137MM.....	I
B	MCBM řídicí jednotka	II
B.1	Prototyp jednotky DCNM na vývojovém kitu EvB 4.3.....	II
B.2	Navrhnuté schéma zapojení jednotky DCNM	III

A KATALOGOVÉ LISTY

A.1 Topné těleso FOLIENHEIZG. 320X137MM

Conrad Elektronik
Artikelnummer: 532886



Datenblatt Heizfolie

Datasheet heater

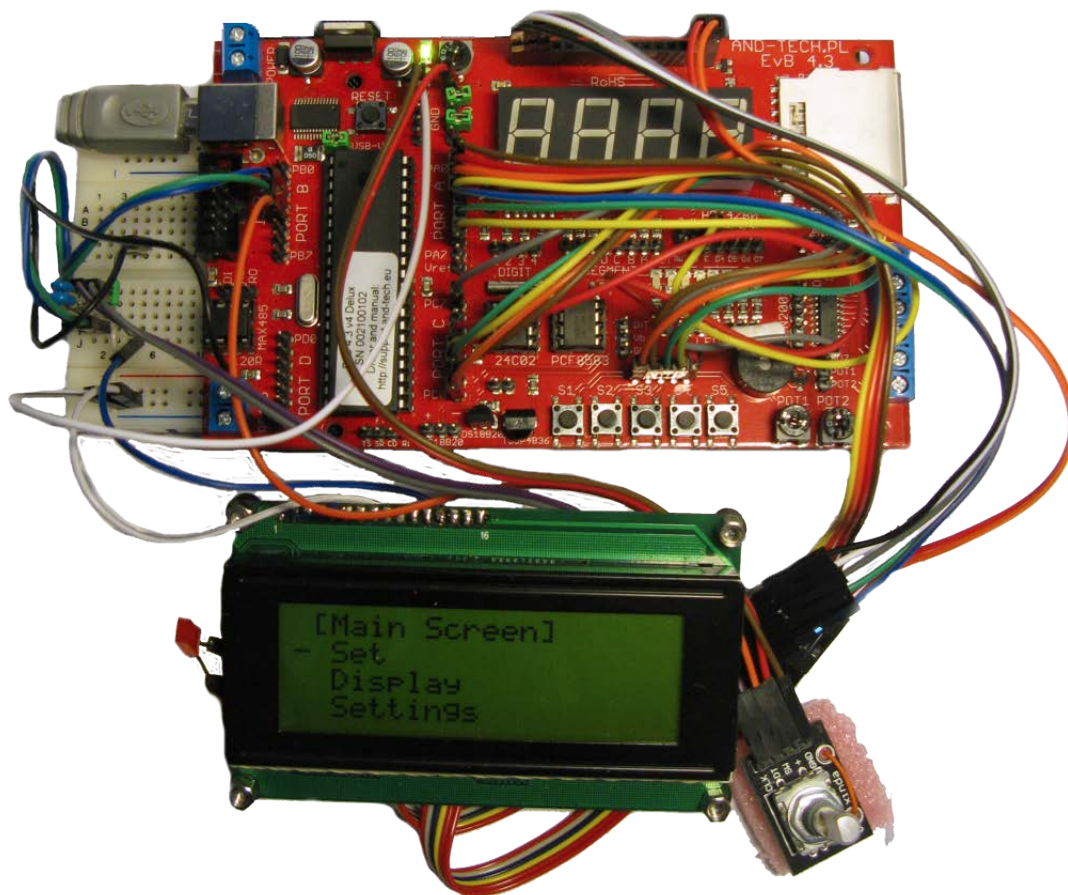
Nennspannung: <i>Nominal Voltage:</i>	12 V
Nennleistung: <i>Effective Output:</i>	36 W +/-10%
Abmessungen [mm/Zoll]: <i>Dimensions [mm/inch]:</i>	137 mm x 320 mm 5.39" x 12.6"
Oberflächentemperatur*: <i>Surface temperature**:</i>	ca. 60 – 65 °C approx. 140 – 149 °F
Regelthermostat: <i>Thermostat:</i>	ohne without
Sicherheitsthermostat: <i>Safety Thermostat:</i>	ohne without
Dicke: <i>Thickness:</i>	ca. 0,4 mm (0.016") approx. 0.4 mm (0.016")
Träger: <i>Carrier:</i>	125 µm Polyesterfolie 125 microns polyester foil
Klebeband: <i>Adhesive Tape:</i>	Flammhemmendes Polyesterklebeband m. Silikon-Schutzpapier Flame-retardant polyester foil with silicon protective paper
Klebstoff: <i>Adhesive:</i>	Modifiziertes Acrylat Modified Acrylate
Versiegelung: <i>Sealing:</i>	Hochtemperaturbeständiger Dichtstoff High-temperature resistant sealant
Elektro-Anschluss: <i>Electrical Connection:</i>	Zwillingskabel 2x 0,75 mm ² Double cable 2x 0.75 mm ²
Temperaturbereich: <i>Temperature Range:</i>	Dauerbelastung -40 °C (-40 °F) bis max. +95 °C (+ 203 °F) Long term loading -40 °C (-40 °F) up to max. +95 °C (+203 °F)
RoHS konform: <i>RoHS compliant:</i>	Ja yes
Schutzrad: <i>Degree of Protection:</i>	IP X4 IP X4
Bemerkung:	ACHTUNG: Aufgrund der hohen Heizleistung, bezogen auf die Fläche, kann die Heizfolie ohne ausreichende Kühlung oder Temperaturregelung bei Dauerbetrieb überhitzen und dadurch zerstört werden!
Comment:	Attention: Due to the heating power, relative to the size of the heater surface, the heater foil should not be CONSTANTLY operated without sufficient temperature control or cooling, as this can lead to overheating and this can destroy the heater foil.

* Heizfolie frei in der Luft hängend, die Wärmeabgabe erfolgt nur an die Umgebungsluft

** Temperature was measured with the heater suspended freely in the air, the heat was only given off to the ambient air

B MCBM ŘÍDICÍ JEDNOTKA

B.1 Prototyp jednotky DCNM na vývojovém kitu EvB 4.3



B.2 Navrhnuté schéma zapojení jednotky DCNM

