



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Návrh a konstrukce pomůcky pro manipulaci
s nespolupracujícím subjektem při EIT měření**

**Design and construction of a tool for
non-cooperating subject manipulation during
EIT measurement**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Karel Hanzálek

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Václav Ort

Kladno 2019



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Hanzálek** Jméno: **Karel** Osobní číslo: **419009**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Návrh a konstrukce pomůcky pro manipulaci s nespolupracujícím subjektem při EIT měření

Název bakalářské práce anglicky:

Design and construction of a tool for non-cooperating subject manipulation during EIT measurement

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a zkonstruujte prototyp pneumatické pomůcky pro manipulaci s nespolupracujícím relaxovaným subjektem, například animálním modelem. Pomůcka musí umožňovat nadzdvihnutí subjektu (max. hmotnost 100 Kg) za účelem nasazení či úpravy polohy EIT pásu, případně ošetření elektrody pro zlepšení kontaktu mezi elektrodou a kůží. Návrh a konstrukci proveďte tak, aby pomůcka byla bezpečná a jednoduchá na údržbu a ovládání. Funkčnost pomůcky otestujte.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Leonhardt Steffen, Lachmann Burkhard, Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?, Intensive Care Medicine, ročník 38, číslo 12, 2012, 1917-1929 s.
- [2] Vobecký, J., Záhlava, V, Elektronika, součástky a obvody, principy a příklady, ed. 2, Grada Publishing s.r.o., 2001, ISBN 80-7169-884-9

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Václav Ort

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Leoš Tejkl

Datum zadání bakalářské práce: **18.02.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2020**


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


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

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Návrh a konstrukce pomůcky pro manipulaci s nespolupracujícím subjektem při EIT měření“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně 15. 5. 2019

.....

Karel Hanzálek

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Václavu Ortovi za motivaci a jeho čas mi věnovaný a veškeré konzultace týkající se tématu práce. Dále děkuji firmě Linet, konkrétně paní Ing. Barboře Prajzlerové za vyslechnutí mých požadavků a odkázáním mě k příslušným odborníkům.

ABSTRAKT

Návrh a konstrukce pomůcky pro manipulaci s nespolupracujícím subjektem při EIT měření

Tato práce se zabývá řešením problematiky spojené s měřením EIT, konkrétně s řešením obtíží při nadzvedávání pohybově omezeného ležícího pacienta, neschopného spolupracovat při zavádění měřicího EIT pásu kolem jeho hrudi. V současné době není běžně dostupná žádná praktická manipulační pomůcka, která by usnadnila nasazení měřicího pásu kolem hrudníku nespolupracujícího pacienta jednou osobou. Proto cílem práce bylo navrhnout a zkonstruovat prototyp pneumatické pomůcky, jež by uvedenou problematiku řešila. Bakalářská práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část.

Teoretická část obsahuje popis problematiky dosavadního způsobu nasazování EIT pásu u nespolupracujícího pacienta a jednotlivých komplikací s nasazováním pásu spojených.

V praktické části se popisuje výroba jednotlivých částí navrženého prototypu pneumatické manipulační pomůcky, zvedající horní polovinu pacienta na dvou příčně položených vacích, mezi nimiž vznikne tunel o dostatečných rozměrech pro protažení EIT pásu. Je zde uveden technický popis, jaký materiál byl použit a popis funkcí jednotlivých komponent.

Ve výsledcích práce jsou popsány funkce vyrobené manipulační pomůcky a výsledky provedených testů na dobrovolnících. Bylo ověřeno, že vyrobená pomůcka zvládne zvednout pacienta o hmotnosti do 140 kg tělesné váhy.

Klíčová slova:

Elektrická impedanční tomografie, manipulace s nespolupracujícím pacientem, elektrodový EIT pás

ABSTRACT

Design and construction of a tool for non-cooperating subject manipulation during EIT measurement

This bachelor thesis focuses on removing the issues associated with EIT measurements, namely the difficulties common when lifting a lying and non-cooperative patient up during a deployment of a measuring EIT belt around his chest. Currently, there is no labour saving lifting device available on the market facilitating a comfortable way of fitting the measuring EIT belt around patient's chest simply, by means of a single service staff only. The aim of this thesis is to propose and devise a prototype of a labour saving pneumatic equipment. Thesis is divided into two parts, a theoretical and a practical one.

Theoretical part analyses existing methods of deployment of an EIT belt to a non-cooperating lying patient and deals with individual issues associated.

Practical part describes the devising of separate parts of the proposed labour saving handling equipment lifting the upper part of patient's body by two transversed pouches, with the tunnel created between them with sufficient dimensions to pull the EIT belt trough. There is a technical description, description of material used and the functions of separate components included.

Final part zooms into all functions of devised equipment and tests it on volunteers. It has been proved, that the labour saving pneumatic equipment can handle the lifting a patient with up to 140 kg of body mass.

Keywords:

Electrical impedance tomography, handling a non-cooperative patient, measuring EIT belt

Obsah

1	Úvod	9
1.1	Přehled současného stavu	10
1.1.1	Způsob nasazení elektrodového EIT pásu na hrudník pacienta	11
1.1.2	Metoda nasazení EIT pásu zvednutím horní poloviny těla pacienta	11
1.1.3	Metoda nasazení EIT pásu rolováním pacienta	12
1.1.4	Restrikce pro zvedání břemene	13
1.1.5	Genderová statistika ve zdravotnictví	14
1.1.6	Polohování pacienta	15
1.2	Cíle práce	16
2	Metody	17
2.1	Výroba vnitřního vaku	18
2.2	Spolupráce s firmou Linet	20
2.2.1	Upravený vývod – spodní část	22
2.2.2	Upravený vývod – horní matice s přítlačnou plochou	23
2.3	Výroba vnějšího vaku	24
2.4	Zkoušky pevnosti	26
2.5	Teoretická maximální nosnost	27
2.6	Vypočtené hodnoty	29
2.7	Výpočet maximální nosnosti	30
3	Schéma zapojení pneumatického obvodu	31
3.1	Popis prvků pneumatického obvodu	31
3.1.1	Pojistný ventil	31
3.1.2	Možné rizikové situace	32
3.1.3	Redukční ventil	33
3.1.4	Nožní spínací ventil	34
3.1.5	Výroba krytu	34
4	Výsledky	37
5	Diskuse	40
6	Závěr	44
	Seznam použité literatury	45
	Seznam obrázků	48
	Seznam tabulek	49

Příloha A: Seznam použitých komponent.	50
Příloha B: Abstrakt vydaný ve Sborníku semináře BMII 2019.....	51
Příloha C: Obsah Přiloženého CD	52

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
m	kg	hmotnost
p	Pa, atm	tlak
d	mm	rozměr
B_0, B_1, B_2	konstanta	

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
EIT	Elektrická impedanční tomografie
FDM	Fused Deposition Modeling
PLA	Polyactic acid
ABS	Akrylonitributadienstyren
PE-LD 04	Nízkohustnotní polyethylen
PES	Polyester

1 Úvod

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je diagnostická metoda, která umožňuje dynamické, neinvazivní a kontinuální tomografické zobrazení změn rozložení plynů v hrudní dutině. Tato metoda má použití v respirační péči při monitorování funkce plic nebo při kontrole vedení ventilační terapie u pacientů s vážnými respiračními problémy. [1, 2]

V závislosti na typu EIT zařízení používá tato metoda hrudní gumový pás, osazený různým počtem EIT elektrod. Platí, že s vyšším počtem elektrod roste kvalita rozlišení obrazu zkoumané tkáně. Používané EIT pásy bývají obvykle osazeny elektrodami v počtu 16 až 32 elektrod, umístěnými na pásu rovnoměrně ve stejných vzdálenostech. Následně může být pomocí elektrod měřeno kontinuální tomografické mapování změn rozložení plynu v hrudní oblasti. [1, 3]

Aby měření bylo co nejpřesnější a byl vyloučen výskyt exogenních artefaktů, je nutné docílit dokonalého kontaktu elektrod EIT pásu s kůží pacienta. [2, 4] Pokud pacient nespolupracuje, nebo pokud není při vědomí, může být samotný proces měření komplikovaný a zdouhavý. Jestliže pacient v supinační poloze je v bezvědomí, či umělém spánku, pak korekce kontaktů elektrod s pacientem je značně obtížná. [5, 6]

Jelikož se jedná o relativně jednoduché, a hlavně neinvazivní měření, lze provádět EIT měření dlouhodobě. [7] K zajištění dobrého kontaktu mezi elektrodou a pokožkou musí EIT pás poměrně těsně obepínat hrudník pacienta. [2] To může mít za následek nedostatečné prokrvení tkáně v dané oblasti a riziko vzniku dekubitu. [8, 9] Proto je nutné při dlouhodobém měření pás po doporučených časových intervalech posouvat a povolovat. [10] S tím souvisí i případná korekce polohy elektrod z důvodu zajištění bezchybného měření. Při každé korekci a posouvání polohy EIT pásu na pacientovi by bylo nutné, v souladu s nařízením vlády č. 361/2007 Sb. [11] zajistit nejméně tři osoby tak, aby dvě nadzvedávaly pacienta, zatímco třetí by podsunovala pás. Po podsunutí pásu je třeba pacienta položit zpět na lůžko a zkontrolovat, zda mají všechny, nebo minimálně 15 z 16 elektrod dostatečný kontakt s jeho pokožkou, aby měření bylo správné. Pokud ne, proces je třeba znovu opakovat. [12] Tento opakující se úkon je jak časově, tak z hlediska personálního nasazení i fyzické námahy zbytečně náročný a celkově značně neefektivní. Z uvedeného důvodu bylo formulováno zadání této práce s cílem navrhnout pomůcku pro manipulaci s nespolupracujícím pacientem,

a to nejen za účelem usnadnění procesu nasazování či úpravy polohy EIT pásu, ale také k významnému zefektivnění využití lidských zdrojů, kterých se v nemocnicích ne vždy dostává.

V medicíně se běžně vyskytuje a využívá velké množství práci usnadňujících manipulačních pomůcek, například hydraulické postele pro pohodlné polohování pacienta nebo praktické aktivní antidekubitní matrace. [9] Tyto matrace fungují na principu vzduchotěsných oddělených vakuových komor, kde jednotlivé komory jsou připojeny ke kompresoru a dle potřeby se přifukují nebo vyfukují. [9, 13] Právě tímto principem je inspirován návrh manipulační pomůcky, která je popsána v další části této práce.

1.1 Přehled současného stavu

Jak již bylo uvedeno, měření EIT u nespolupracujícího pacienta v supinační poloze je značně obtížné. Obtížnost je dána především tím, že se EIT pás musí nasadit kolem celého obvodu hrudi pacienta, přičemž dorzální část hrudi je u ležícího pacienta nepřístupná. Vzhledem k tomu, že v současné době není běžně dostupná žádná usnadňující pomůcka pro nadzvednutí pacienta a nasazení EIT pásu, je třeba zajistit, aby při jeho nasazování nedocházelo ke zbytečně nadměrnému zatěžování personálu nemocnic a zdravotnických pracovišť, nebo potíží při dodržování hlediska nejen etického, ale i stávajících zákonných norem a omezení. Zároveň, aby nedocházelo k překračování maximální povolené hmotnosti zvedaných břemen, se kterými mohou zaměstnanci bez pomoci manipulačních prvků zacházet, a také ochránit, pokud se týká možného poranění personálu vlivem dlouhodobé či krátkodobé nadměrné zátěže.

1.1.1 Způsob nasazení elektrodového EIT pásu na hrudník pacienta

Způsob přiložení elektrodového pásu kolem hrudi vyžaduje značnou přesnost, aby nedocházelo ke zkreslení výsledků výsledného měření. [4, 14] Pro správnou orientaci a snadnější srovnání je na elektrodovém pásu viditelné silikonové značení středu, jak je znázorněno na obrázku č. 1. [2, 12]



Obrázek 1: Detail silikonového značení středu EIT pásu mezi 8. a 9. elektrodou. [12]

Toto označení středu elektrodového pásu je umístěno mezi osmou a devátou elektrodou a mělo by být umístěno na páteř v úrovni mezi 4 a 6 mezižebří. [2, 12, 14]

Výrobce udává dva možné způsoby nasazení elektrodového pásu, buďto zvednutí pacientovy horní poloviny těla v úhlu cca 45° až 80°, nebo převalení pacienta na bok.

1.1.2 Metoda nasazení EIT pásu zvednutím horní poloviny těla pacienta

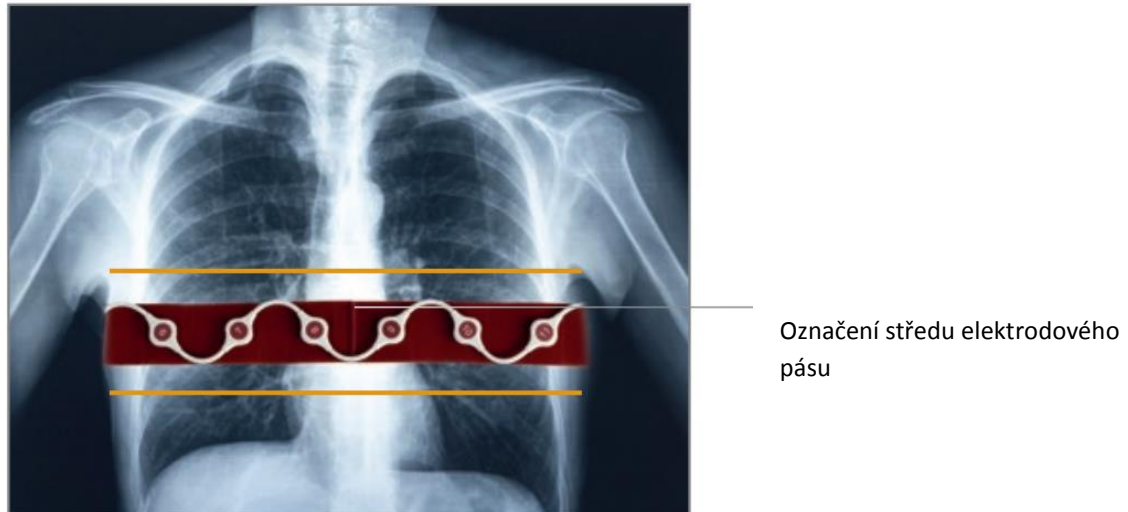
Ideální polohu pro nadzvednutí pacienta znázorňuje obrázek č. 2. Této polohy lze docílit například pomocí polohovatelného lůžka.



Obrázek 2: Nákres zvedání horní poloviny pacienta. [12]

V případě, že lůžko není polohovatelné a neumožňuje přímé nadzvednutí horní poloviny pacientova těla, pak se nadzvednutí pacienta provádí postupně. Nejdříve je nutné opatrně nadzvednout hlavu a pás podélně shora podsunout za krk. Následně obsluhující personál zvedá hrud' pacienta a podsouvá pás dál na úroveň čtvrtého

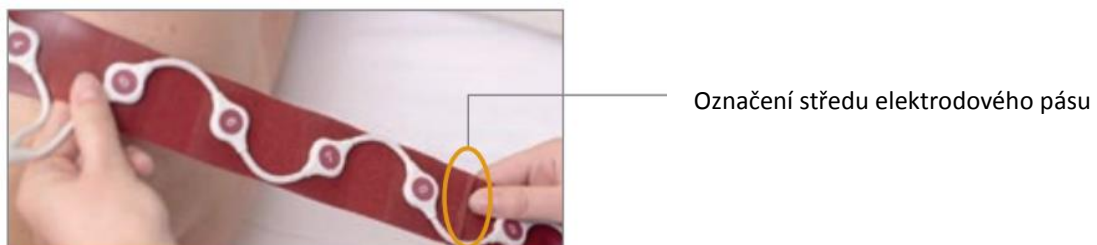
a šestého mezižebří, přičemž stále musí být dbáno, aby označení středu elektrodového pásu zůstalo co nejbližší v oblasti páteře. Detail umístění je znázorněn na obrázku č. 3. [12]



Obrázek 3: Detail umístění EIT pásu na pacientovi. [12]

1.1.3 Metoda nasazení EIT pásu rolováním pacienta

Tato metoda sice není tak fyzicky náročná jako první metoda se zvedáním hrudi pacienta, ale je mnohem obtížnější zaručit při jejím použití přesné nasazení elektrodového pásu. V tomto případě se pacient nejprve převálí na bok a přiloží se polovina EIT pásu kolem odkryté části hrudi. Po kontrole správného polohování středu elektrodového pásu v oblasti páteře se pacient převálí na druhý bok a zbytek pásu se opatrně podsune pod pacientem. Po spojení EIT pásu se pacient opatrně položí zpět na záda. [12]



Obrázek 4: Nasazení EIT pásu u pacienta na boku. [12]

1.1.4 Restrikce pro zvedání břemene

O manipulaci s břemeny pojednává nařízení vlády č. 361/2007 Sb. "*Nařízení vlády, kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci*". [11] Toto nařízení pojednává mimo jiné také o přenášení živého břemene neboli se týká přenášení, zvedání a manipulace při práci s pacienty v nemocnicích a zdravotnických zařízeních. V nařízení se konkrétně uvádí, že:

"Za manipulací s břemenem se považuje přepravování, nebo nošení břemene jedním, nebo současně více zaměstnanci. Zároveň se za manipulaci považuje veškeré zvedání, pokládání, strkání, tahání, posouvání nebo přemísťování, při kterém v důsledku vlastností břemene, nebo nepříznivých ergonomických podmínek může dojít k poškození páteře zaměstnance nebo onemocnění z jednostranné nadměrné zátěže." [11]

Pokud vztáhneme citovaný předpis na manipulaci s pacientem při nasazování pásu, jedná se zejména o zvedání pacienta do výšky. Zároveň je třeba uvést, že toto zvedání je velmi nepřírozené, jelikož se pracovník při zvedání musí ohýbat a naklánět nad lůžko pacienta. Dochází tedy k velkému náporu na páteř v oblasti beder. Podle vyjádření Ministerstva zdravotnictví se hygienické limity pro hmotnost břemen uvedené v § 29 nařízení vlády č. 361/2007 Sb. vztahují na situace, kdy s břemenem manipuluje jedna osoba. V situaci, kdy s břemenem manipuluje více osob, pak se celková hmotnost břemene rozpočítá rovnoměrně na jednotlivé osoby, které s břemenem manipuluje. Přípustný hygienický limit pro hmotnost ručně manipulovaného břemene přenášeného mužem při občasném zvedání a přenášení je stanoven na 50 kg, při častém zvedání a přenášení na 30 kg. Průměrný hygienický limit pro kumulativní hmotnost ručně manipulovaných břemen v průměrné osmihodinové směně je stanoven pro muže na 10000 kg. Přípustný hygienický limit pro ručně manipulované břemeno přenášené ženou je stanoven na 20 kg při občasném zvedání a přenášení nebo na 15 kg při častém zvedání a přenášení. Pro kumulativní hmotnost za celou směnu, kterou může žena zvedat nebo přenášet, je limit stanoven na 6500 kg. Občasným zvedáním a přenášením břemene se rozumí zvedání a přenášení břemene nepřesahující souhrnně 30 minut v průměrné osmihodinové směně. Častým zvedáním a přenášením břemene se rozumí zvedání a přenášení břemene přesahující souhrnně 30 minut v průměrné osmihodinové směně. [11]

Z výše citovaného nařízení vlády vyplývá, že při hmotnosti nadzvedávané horní části těla pacienta o hmotnosti 100 kg činí hmotnost zvedaného břemene přibližně 50 kg

a je zřejmé, že k nadzvednutí pacienta a zavedení pásu jsou potřební minimálně dva pracovníci nebo tři až čtyři pracovnice, což je z hlediska časového vyřízení zaměstnanců značně neefektivní.

1.1.5 Genderová statistika ve zdravotnictví

S ohledem na nařízení vlády č. 361/2007 Sb., rozvedené v předchozí kapitole, které jednoznačně stanovuje maximální povolené hmotnosti, s nimiž se v zaměstnání může manipulovat, je genderové rozdělení pracovních úkonů pracovníků ve zdravotnictví nutné. Pokud ve zdravotnictví převládají ženy, nelze vyloučit, že by se právě ženy převážně podílely na manipulaci s pacientem za účelem zavedení EIT pásu. Jelikož ženy dle nařízení č. 361/2007 Sb. mají zvedat pouze menší břemena do 20 kg případně 15 kg, je v oblasti zdravotnictví zapotřebí zajišťovat k obsluze ležících nespolupracujících pacientů více personálu. Dle českého statistického úřadu je genderová statistika definována takto:

"Genderová statistika znamená, že by všechny statistiky týkající jednotlivců měly zahrnovat kategorii pohlaví, veškeré parametry a další charakteristiky by měly být analyzovány a prezentovány tak, že pohlaví bude uváděno jako primární a obecná kategorie členění a že by všechny statistiky by měly zohledňovat genderové záležitosti, které jsou v bezprostředním zájmu společnosti." [15]

Nejaktuálnější statistické hodnoty genderového rozdělení ve zdravotnictví jsou z roku 2016. Dle těchto hodnot je obecně ve zdravotnictví 220 076 žen a 61 913 mužů. Ženy tedy tvoří 78 % z celkového počtu zaměstnanců ve zdravotnictví. [16]

Pokud se zaměříme na srovnání v užší oblasti, konkrétně pro všeobecné sestry, zjistíme že celkový počet žen je v této profesi 86 993, kdežto mužů jen 2 215. Ženy tedy tvoří přibližně 98 % z celkového počtu v oboru všeobecná sestra. [16]

Z tohoto faktu lze usuzovat, že v převažujících situacích by se na zavádění EIT pásu, následné manipulaci a korekci, podílela výlučně žena. Toto tvrzení sice může být do jisté míry zavádějící, jelikož dle vyhlášky č. 55/2011 Sb. "Vyhláška o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků" se na polohování pacienta mimo jiné může podílet nejen všeobecná sestra, ale také praktická sestra, zdravotnický záchranář, řidič vozidla zdravotnické záchranné služby, sanitář a popřípadě také ergoterapeut, nicméně navrhovaná manipulační pomůcka vítaným způsobem nesporně ulehčí relativně neefektivní práci zdravotnickému personálu. [17]

1.1.6 Polohování pacienta

Cílem polohování je předejít zdravotním komplikacím, jako jsou dekubity, svalové kontury, omezení rozsahu fungování kloubů, deformity kloubů a dechové komplikace. [9]

Právě dekubity jsou potenciálně nejrizikovějším faktorem, který může u nemohoucích pacientů během dlouhodobého EIT měření nastat. Jedná se o místní poškození tkáně, které nastane v důsledku buďto přímého působení tlakem a nadměrnému tření v dané oblasti pacientova těla, nebo imobility a celkovému zhoršení stavu pacienta. Pokud vnější tlak přesáhne hodnotu 32 mm Hg, neboli přibližně 4200 Pa na celkovou plochu těla a chybí spontánní pohyb, pak po určité době dojde vlivem tohoto tlaku ke stlačení kapilár a nedostatečnému okysličení tkáně v otláčené oblasti těla. V důsledku tohoto déle trvajících otláčení může dojít ke vzniku dekubitu. [8]

S ohledem na nežádoucí situace, kterým polohování pacienta předchází, se polohování dělí na několik typů. Polohování antalgické (protibolestné), korekční a preventivní. Preventivní polohování slouží právě k prevenci vzniku dekubitů. [9]

Pacienta je nutné polohovat celých 24 hodin a sedm dní v týdnu. Jednotlivé polohy se mění v pravidelných intervalech. Délky intervalu jsou značně individuální, závislé na pozorováních a projevech pacienta. Obvyklé intervaly jsou přes den každé 2 hodiny a v noci každé 3 hodiny, celkem tedy přibližně desetkrát denně, přičemž je nutné se důsledně vyvarovat hrubému zacházení při polohování pacienta. Tímto hrubým zacházením se například myslí jakékoliv tahání pacienta za ruce, případně posouvání po matraci. Důsledek posouvání pacienta po matraci může mít jeden z rizikových faktorů vzniku dekubitu, kterým je střížný efekt. Při tomto efektu dochází k vlivem pohybujících se vrstev kůže, podkoží a svaloviny proti sobě ke zúžení cév a ischemizaci v namáhané oblasti těla. [8, 9, 18] V případě potřeby korekce polohy EIT pásu při dlouhodobém měření, je považováno za správné pacienta vždy znovu nadzvednout a upravit polohu EIT pásu jeho sejmutím a zpětným nasazením na nové patřičné místo. Nikoliv však pouhé posunutí nasazeného EIT pásu po pokožce pacienta.

1.2 Cíle práce

Cílem této práce je vytvořit manipulační pomůcku, která umožní nasazení, úpravu či změnu polohy EIT pásu kolem hrudi u nespolupracujícího subjektu jedním pracovníkem. Manipulační pomůcka by měla být řešena prostřednictvím oddělených, mechanicky ovládaných pneumatických vaků v počtu minimálně dvou kusů. Při paralelním položení těchto podélných válcovitých vaků se mezi nimi předpokládá vznik manipulačního prostoru (tunelu) sloužícího k nasazení EIT pásu. Výsledná minimální nosnost vaků by měla být alespoň 100 kg, zaručující bezpečnost jak pro pacienta, tak pro obsluhující personál. Funkčnost vaků, zhotovených za účelem nasazení EIT pásu, bude ověřena na dobrovolnících, a také případně na animálních experimentech.

2 Metody

Byly navrženy dva pneumatické vaky, každý sestávající z vnější a vnitřní vrstvy. Na obrázku je znázorněno příčné uložení vaků před jejich natlakováním.



Obrázek 5: Znázornění pneumatických vaků na standardním nemocničním lůžku.

Jako zdroj stlačeného vzduchu pro napouštění vaků se s výhodou dá použít centrální rozvod plynů běžně umístěný nad nemocničním lůžkem. Manipulační pomůcka je tvořena vaky, které jsou složeny ze dvou funkčních vrstev. Vnitřní vrstva zajišťuje vzduchovou neprodyšnost, zatímco vnější snímatelný textilní plášť vaku zajišťuje celkovou pevnost pomůcky a hygienickou údržbu. Oba vaky byly navrženy tak, aby se na nich vyskytovalo co nejméně švů, které by mohly mít za následek při dlouhodobém použití vznik dekubitů u pacienta. Jako nejvhodnější pro zamýšlený účel s jediným švem byl zvolen tvar obdélníku, který ve své pracovní délce vytvoří po natlakování tvar protáhlého válce, na kterém bude pacient spočívat viz obrázek č. 5.

Při návrhu se předpokládalo, že tlak v centrálním rozvodu plynů u lůžek pacientů je dostačující na zvednutí pacienta o zadané hmotnosti alespoň do 100 kg, takže vaky nebudou muset být závislé na žádném dalším zdroji tlaku z dodatečného kompresoru. K napouštění a vypouštění vaků je navrženo použití nožního ventilu, k ochranně a bezpečnosti zařízení slouží nainstalovaný redukční a pojistný ventil.

2.1 Výroba vnitřního vaku

K výrobě požadovaného válcovitého tvaru vaku manipulační pomůcky bylo zvoleno provedení pomocí přeložené neprodyšné fólie, jejíž okraje byly svařeny horkovzdušnou pistolí. V první fázi byla ke zjištění potřebných parametrů a ověření funkčnosti prototypu vnitřní části vaku vybrána nízkohustotní polyethylenová fólie o síle 0,07 mm, která má typové označení PE-LD 04. Tyto fólie jsou díky svým vlastnostem hojně používané kromě výroby obalů také jako polotovar pro výrobu svařovaných výrobků a její tepelná odolnost je -50°C až $+85^{\circ}\text{C}$. Vykazuje mimo jiné odolnost vůči většině chemických látek, má minimální navlhavost a dobré elektroizolační vlastnosti. Z ekologického hlediska je tato fólie nezávadná a recyklovatelná. [19] Na základě poznatků o tepelné odolnosti a na základě vyhodnocení pokusů, byla horkovzdušná pistole nastavena na teplotu 300°C jako ideální pro zajištění neprodyšnosti sváru. Fólie byla na volných stranách v místě budoucího sváru dvakrát přeložená a takto přeložená se následně vložila mezi dvě rovné dřevěné desky a nechala se vyčnívat pouze přeložená hrana připravená pro svár pomocí horkovzdušné pistole. Výsledný šev má šířku 0,5 cm. Přiložené desky zajistily jednak tepelnou izolaci pro nesvařovanou část fólie a zároveň sloužily jako přítlak na hraně švu. Na obou koncích ve vzdálenosti 20 cm od krajů vaků byly zavedeny a přišroubovány fitinky, do kterých lze nastrčit hadice o vnějším průměru 10 mm, jak lze vidět na obrázku č. 6.



Obrázek 6: Vnitřní část vaku se zavedenými napojovacími fitinkami.

Fitinky byly umístěny po obou koncích vaku z důvodů, jednak aby bylo nafukování a vyfukování vaku rovnoměrné, a také aby byly napouštěny vzduchem pod stejným tlakem z obou stran. Při konstrukci vaku s fitinkou pouze na jedné straně by docházelo vlivem zatížení střední části pacientem k nerovnoměrnému napouštění s nežádoucím náklonem pacienta. Dalším důvodem, proč jsou instalovány fitinky na oba konce je, že také při vypouštění vzduchu by pacient střední část vaku zalehl a prostor na druhé straně bez fitinky by šel těžko vypustit. Použití dvou fitinek mimo jiné také zrychlí samotné vypouštění. Z obou stran fólie, z rubu i líce, byla k zajištění větší pevnosti fólie přivařena kolem fitinek látka (batohovina) pomocí horkovzdušné pistole. Fitinky, které byly použity pro výrobu, mají závit pro matici typu G ¼“ s tím, že do vaku se předpřipravily obě díry o průměru 1,2 cm pro vložení fitinek. Z vnitřní strany jsou fitinky uchyceny maticemi. Mezi fitinky a matice byly ještě vloženy gumové podložky pro zajištění maximální neprodyšnosti. Detail připojení fitinek k vaku je zachycen na obrázku č. 7.



Obrázek 7: Detail připojení fitinky k vnitřní části vaku.

Délka využitelné plochy vaku 90 cm byla stanovena shodně s obvyklou šířkou standardního nemocničního lůžka, přičemž vzdálenost fitinek od krajů vaku je 20 cm na obou stranách k zajištění konců vaků jejich zarolováním. Zavedení polohy fitinek ke kraji lůžka umožňuje lepší manipulaci s přívodovými hadicemi pro tlakový vzduch. Zároveň fitinky vaků budou mimo dosah ležícího pacienta a nebudou překážet pacientovi ani personálu.

2.2 Spolupráce s firmou Linet

Firma Linet je předním Českým výrobcem zdravotnických a pečovatelských lůžek a matrací. Z důvodu technických problémů vzniklých v první fázi při domácí výrobě vnitřní fóliové vrstvy k navrhovanému manipulačnímu přípravku, jsem byl nucen tuto přední firmu oslovit s prosbou o spolupráci. Z důvodu omezeného dílenského vybavení, se mi nedařilo vytvořit rovnoměrný a pevný svár po celé délce švu fóliových vaků. Vlivem této nerovnoměrnosti následně docházelo ke vzniku drobných trhlin podél švů při napouštění a tlakování vaků. Přestože tyto drobné trhliny nemají krátkodobě zásadní vliv na celkovou funkčnost vaků, protože drobné poklesy tlaku lze průběžně kompenzovat dodatečným přísunem vzduchu na nastavený tlak, bylo hledáno dlouhodobější řešení. Firma Linet mi vyšla vstříc a při oslovení se mi laskavě nabídla, že dle mých naměřených parametrů vyrobí vnitřní vaky profesionálním způsobem pro dlouhodobé řešení.

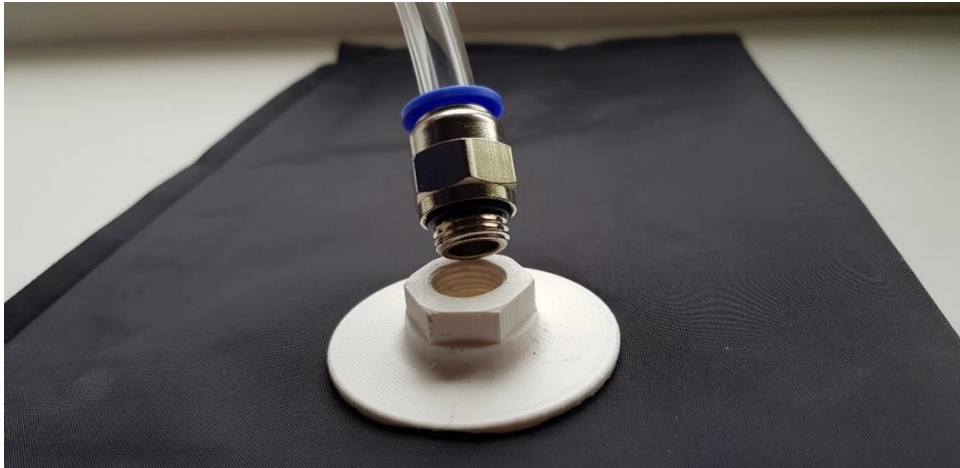
Linet vyrobil vaky z laminované termoplastické polyuretanové fólie od firmy Rivertext pod názvem "*Riverseal 70 lightweight*" o síle 0,15 mm. Vlastnosti tohoto materiálu jsou vzduchotěsnost, vodotěsnost, odolnost proti vlhkosti. [20]

Jelikož hlavním nedostatkem mých vaků byla nejen nerovnoměrnost sváru, ale v době zadání firmě Linet se také ještě připravovala změna provedení fitinek, jak je popsáno v kapitole 2.2.2., byly vaky vyrobeny ve firmě Linet bez zapuštěných fitinek.



Obrázek 8: Detail levé strany vnitřní části vaku firmy Linet s naznačeným umístěním vývodu (fitinky).

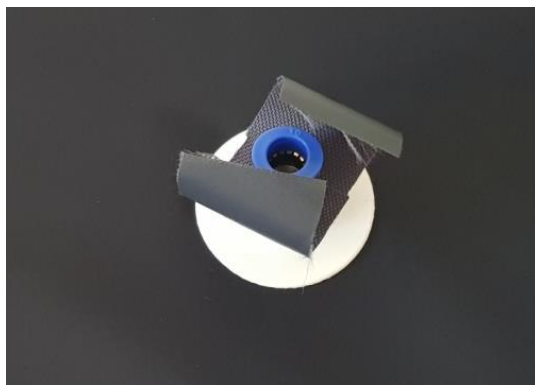
Místo původních napevno zatavených a přišroubovaných fitinek se nově navrhly plastové držáky vývodů, stávajících z podložky s krčkem a z matic s přitlačnými plochami a vnitřními závity, do kterých je možné kovové fitinky zašroubovat viz obrázek 9.



Obrázek 9: Část vývodu pro zašroubování fitinky.

Návrhy obou částí byly modelovány v programu Freecad, verze 0.17. Vývod tvoří spodní část (podložka s krčkem) a horní v podobě matice s přitlačnou plochou. Obě části byly vytisknuty na 3D tiskárně z plastového materiálu PLA. Spodní část se zavedla do vaku tak, že je s ním neprodyšně spojena pomocí lepidla, zatímco horní část obsahuje vnitřní závit pro upevnění fitinky.

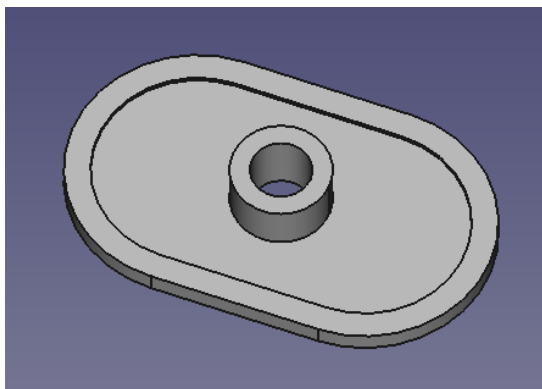
Vnitřní vak s namontovaným výstupem a fitinkou pro hadici o vnějším průměru 10 mm je znázorněn na obrázku č. 10. Je zde také vidět, že na vývod vnitřního vaku je nasazen kus batohoviny, aby se fitinka nepropadala dovnitř skrz větší otvor vnější části vaku.



Obrázek 10: Vnitřní část vaku s přidělaným vývodem a osazenou fitinkou.

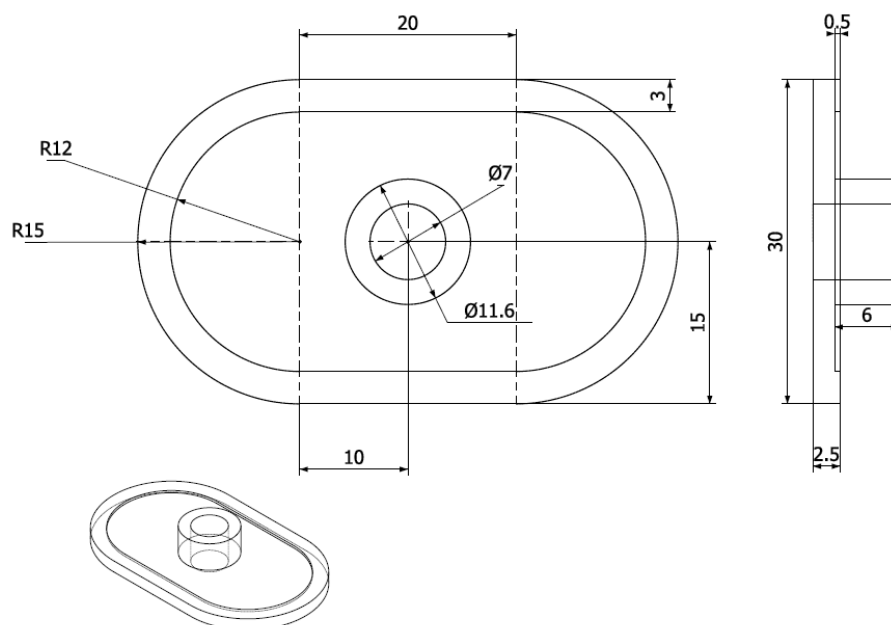
2.2.1 Upravený vývod – spodní část

Spodní část vývodu je tvořena z podložky obsahující zvýšený okraj pro možnost nanesení lepidla tak, aby nevyteklo do vaku po nasazení horní matice s přítlačnou plochou. Krček slouží k propojení obou vyrobených částí plastového vývodu. Podložka má elipsoidní tvar, aby průřez do vaků mohl být co nejmenší pouze na šířku kratší strany podložky. Tvorba podložky s krčkem byla navržena v programu Freecad, rozšíření "Part design".



Obrázek 11: Model spodní podložky vývodu s krčkem.

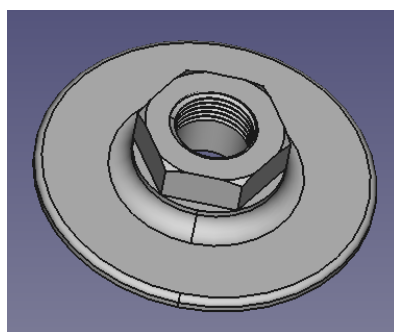
Náčrt jednotlivých kót spodního vývodu s krčkem byl zpracován v programu Freecad, rozšíření "Draw Dimension".



Obrázek 12: Kóty půdorysu spodního vývodu s krčkem, měřítko v mm.

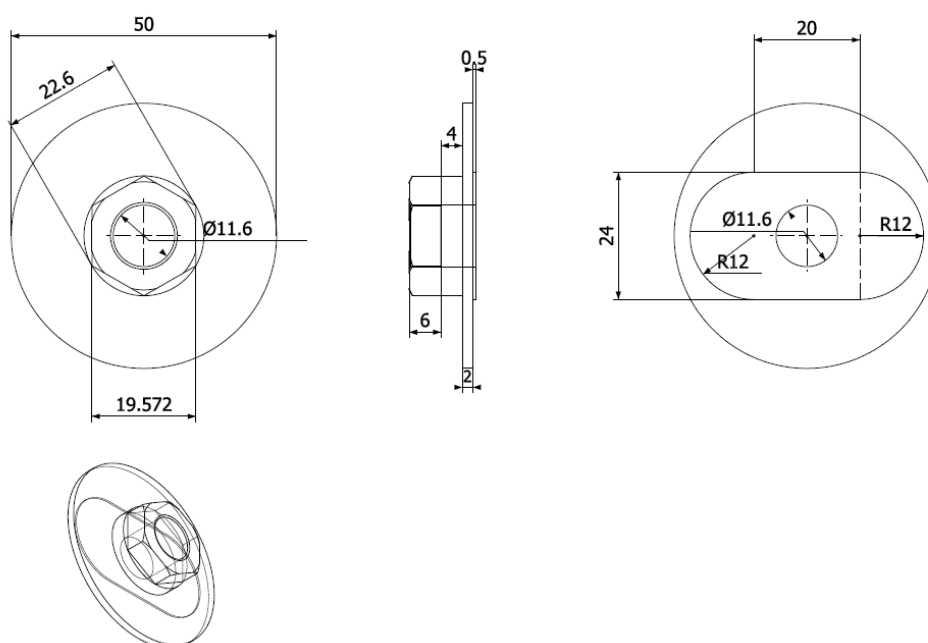
2.2.2 Upravený vývod – horní matice s přitlačnou plochou

K zajištění větší variability je vývod opatřen závitem, který umožňuje nasazení standardizovaných fitinek se stejným závitem G $\frac{1}{4}$ " pro hadice o různých průměrech a tím ovlivňovat rychlost napouštění a vypouštění vzduchu. Spodní strana horní matice s přitlačnou plochou je opatřena inverzní podložkou, aby dobře těsnila. Vývod horní a spodní části se propojuje pomocí krčku a je slepen dohromady lepidlem. Horní matice s přitlačnou plochou již není řešena elipsoidním tvarem, nýbrž využívá celou plochu kružnice a opírá se o vnější plášť nafouknutého vaku.



Obrázek 13: Horní matice s přitlačnou plochou vývodu.

Náčrt jednotlivých kót horní matice s přitlačnou plochou byl zpracován v programu Freecad, rozšíření "Draw Dimension".



Obrázek 14: Kóty horní matice s přitlačnou plochou vývodu, měřítko v mm.

Pro znázornění jednotlivých kót byla použita verze náčrtu bez zakreslených závitů a skosení kolem matice. Pro rozměry celkového návrhu jsou skosení nepodstatné a slouží pouze jako pevnostní složka celého návrhu.

2.3 Výroba vnějšího vaku

Vnější vak je vyroben z neprodyšné batohoviny o síle 0,4 mm, která je z polyesteru (PES) a zátěrem na rubové straně. Jelikož vnější vrstva musí zajišťovat pevnost vaku, bylo nutné ji vyrobit tak, aby její tvar dokonale kopíroval tvar vnitřní části vaku. Jedná se tedy o zpevňující obal vnitřní části. Ke vzniku dokonalého kontaktu obou částí se vnější vak navrhl o 0,5 cm užší ve směru na šířku, takže měří 15 cm. Zmenšení šířky vnějšího vaku zabraňuje vzniku mrtvého prostoru a případné vzduchové vypoukliny, která by mohla způsobit rupturu ve vnitřní části. Celý šev je zašit pomocí šicího stroje. Zašitý vak se poté otočil naruby, aby vzniklý šev byl ukryt uvnitř. Konce vaků se společně zarolují preventivně pro zamezení vzniku nežádoucích vzduchových vypouklín a jsou následně zajištěny pomocí popruhů a přezek. Detail postupu zajištění konce vaku je na obrázku č. 15.



Obrázek 15: Detail zarolování konce vaku.

Vzhledem k tomu, že na oba konce vaků při napouštění působí velký tlak, bylo nutné zajistit konce tak, aby se vlivem tlaku neprovalily ven. Toto je zabezpečeno zašitými kusy plexiskla o velikostech 1,5x7 cm. Na každém konci jsou tato plexiskla

zašitá dvě, aby bylo možné konce vaků nedestruktivně ohnout. Plexiskla jsou ve směru na šířku zašitá za sebou, díky tomu vznikne v polovině šířky vaku ohyb. Funkce těchto plexiskel je znázorněna na obrázku č. 15 vpravo.

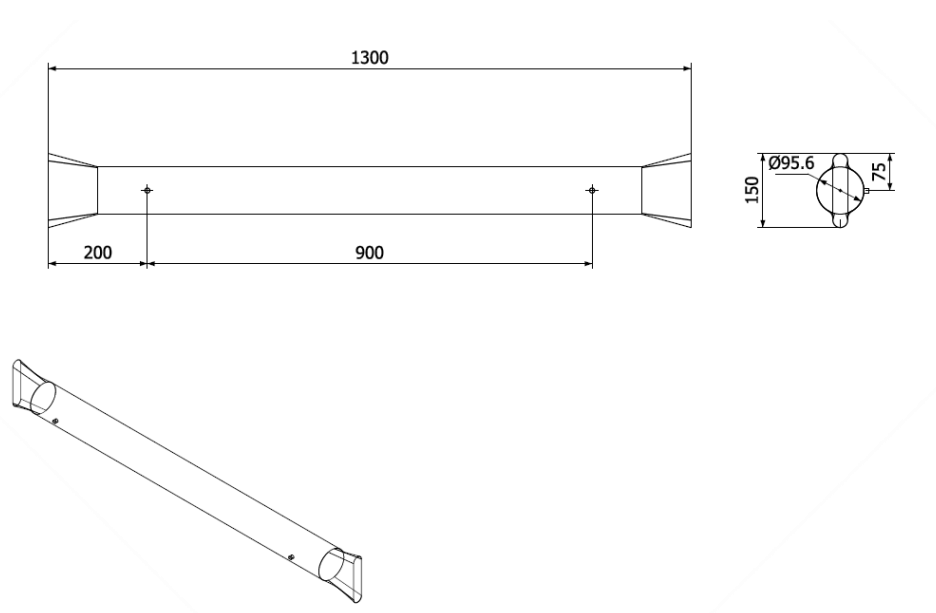
Vak má na obou stranách ve vzdálenosti 20 cm od konců otvory o dostatečně velkém průměru pro průchod fitinek z vnitřního vaku. Celková délka manipulačního přípravku je 130 cm.



Obrázek 16: Vnější část vaku, se zavedenou vnitřní částí a vyvedenými fitinkami.

Zároveň tento typ konstrukce umožňuje výměnu vnitřní části vaku v případě jeho poškození a skýtá možnost vyprání vnější části v případě potřeby.

Zjednodušená verze vaku o shodných rozměrech jako výsledný produkt byl vymodelován a okótován. Kóty jsou znázorněny na obrázku č. 11.

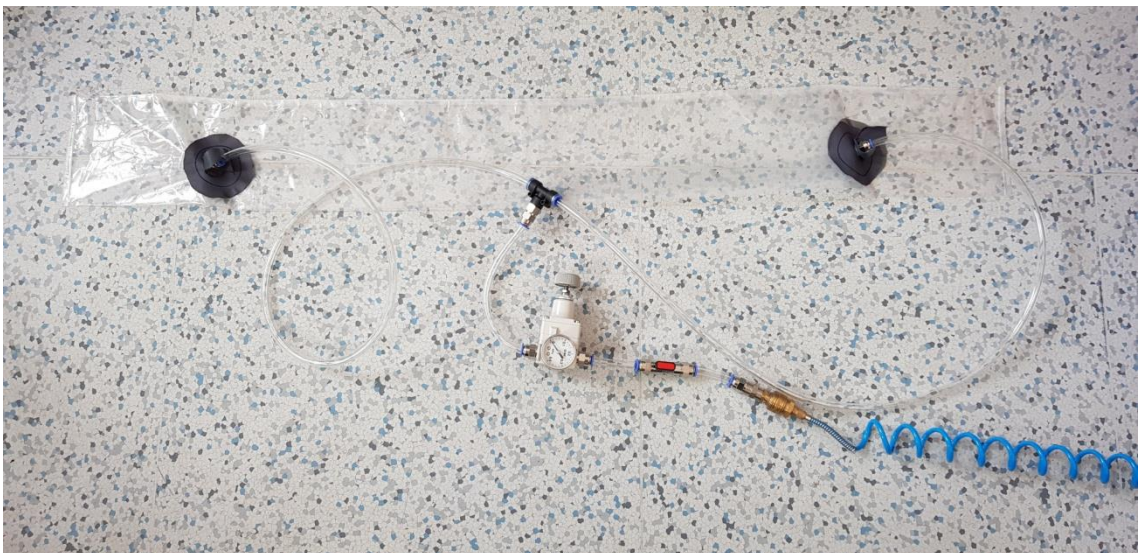


Obrázek 17: Kóty manipulačního přípravku, měřítko v mm.

2.4 Zkoušky pevnosti

K ověření pevnosti vaku byly provedeny pevnostní zkoušky. Tyto zkoušky pomohly získat představu o maximální nosnosti vaků. Test byl nejdříve proveden na samostatném vnitřním vaku z polyethylenové fólie vyrobeného v první etapě. Dále se provedl test pro kompletní manipulační pomůcku skládající se z obou vaků, jak z vnitřního vaku z první etapy, tak z vnějšího textilního obalu. Test byl také pro stejné podmínky proveden i na vaku vyrobeném firmou Linet.

S přihlédnutím k zadání práce bylo postačující, pokud při zkoušce tlak vaků minimálně dvojnásobně převyší tlak, kterým by působil jedinec o hmotnosti 100 kg. Vak byl připojen pomocí rychlospojky na redukční ventil s manometrem, který byl připojen do rozvodu vysokého tlaku vzduchu.



Obrázek 18: Zapojení pro zkoušku pevnosti vnitřní části.

Během testu byl na redukčním ventilu postupně nastavován vyšší tlak, až došlo k destrukci vaku. Hodnota tlaku byla odečítána na manometru. Odečítání se provádělo tak, že pomocí redukčního ventilu se nastavil ve vaku určitý tlak a pomocí zavíracího ventilu se zavřel přívod vzduchu. Následně proběhla kontrola, zda vak na nějakém místě neuchází. Takto se postupovalo až do chvíle, kdy došlo k destrukci vaku.

Maximální tlak, který vak dokázal udržet bez vnějšího obalu byl 25 000 Pa. Maximální tlak, který dokázala udržet kompletní manipulační pomůcka sestávající z vnější i vnitřní částí byl 140 000 Pa. Oba tlaky jsou popsány jako přetlaky vůči atmosférickému tlaku.



Obrázek 19: Zapojení pro zkoušku pevnosti vnější části se zavedenou vnitřní částí.

Zkouška pevnosti byla provedena i u vaků od firmy Linet, s nainstalovanými výstupy. U těchto vaků byl proveden test do 25 000 Pa. Bylo ověřeno, že hodnota takového tlaku je pro výslednou funkčnost a odolnost vnitřní části vaku zcela postačující. Vaky tento tlak vydržely bez jakýchkoliv úniků vzduchu.

2.5 Teoretická maximální nosnost

Pro výpočet teoretické maximální hmotnosti je nutné přepočítat hmotnosti jednotlivých segmentů těla, které se při experimentu reálně zvedají. K výpočtu hmotností jednotlivých segmentů se použije tabulka na výpočet hmotnosti segmentů těla dle Zaciorského a Selujanova. [21]

Jako výchozí parametry probanda je nutné si stanovit celkovou váhu a výšku. Pro účel výpočtu jsem uvažoval hodnoty mého těla, tedy hmotnost 88 kg a výšku 187 cm. Pro obecný výpočet by se muselo počítat s průměrnými hodnotami daného populačního výběru. Tyto hodnoty poskytuje norma ČSN EN ISO 7250-1 [kat: 86987], "*Základní rozměry lidského těla pro technologické projektování-Část 1: Definice a orientační body tělesných rozměrů*".

Hmotnost segmentů těla se pak vypočítá dle vzorce:

$$m_i = B_0 + B_1 m + B_2 v, \quad (1)$$

kde m je celková hmotnost pacienta v kg , v je výška pacienta v cm . Hodnoty B_0 , B_1 , B_2 jsou experimentálně určené konstanty dosazené z tabulky 1. [21]

Tabulka 1: Hodnoty jednotlivých konstant dle Zaciorského a Selujanova. [22]

Název segmentu	B_0 (kg)	B_1 (kg)	B_2 (kg · cm ⁻¹)
Hlava	1,2960	0,01710	0,01430
Trup – horní část	8,2144	0,18620	-0,05840
Trup – střední část	7,1810	0,22340	-0,06630
Trup – dolní část	-7,4980	0,09760	0,04896
Stehno	-2,6490	0,14630	0,01370
Bérec	-1,5920	0,03616	0,01210
Noha	-0,8290	0,00770	0,00730
Nadloktí	0,2500	0,03013	-0,00270
Předloktí	0,3185	0,01445	-0,00114
Ruka	-0,1165	0,00360	0,00175

2.6 Vypočtené hodnoty

Části těla, které jsou v případě konstruovaného zařízení nadzvedávány, nebo částečně přispívají k hmotnosti nadzvedávané části jsou sepsané v tabulce č. 2. Po dosazení námi zvolených parametrů probanda do vzorce 1, vycházejí následující výsledky pro jednotlivé hmotnosti segmentů těla.

Tabulka 2: Vypočtené hmotnosti.

Část těla	Hmotnost (kg)
Hlava	5,4749
Trup – horní část	13,6792
Trup – střední část	14,4421
Trup – dolní část	10,2463
2 X Ruka	1,0551
Celkem	44.8976

Tlak je definován jako síla působící na plochu. Celková hmotnost působících segmentů svou vahou na vak lze považovat za homogenní silové působení. Celková síla, která působí na vak, se následně vypočte dle vzorce:

$$F = m \cdot g, \quad (2)$$

kde m je suma hmotností jednotlivých segmentů těla pacienta a g je konstanta gravitačního zrychlení.

Při předpokladu gravitačního zrychlení rovnému $9,81 \text{ m/s}^2$ pak celková síla po zaokrouhlení vyjde 440 N.

Pro výpočet tlaku, kterým pacient působí na vaky, se použije vzorce:

$$p = \frac{F}{s}, \quad (3)$$

kde s je plocha vaků, na kterou pacient působí svou vahou neboli velikost hrudníku. Jako transversální velikosti hrudníku je tato hodnota 35 cm. Při zvedání se nevyužije celková šířka (15 cm) vaků, jelikož vaky při nafouknutí mají válcovitý tvar. Plocha kontaktu mezi zády pacienta a vaky vznikne vlivem tlaku, kterým záda pacienta působí

na válcovitý tvar vaku. Reálná šířka plochy při měření byla stanovena na 5 cm. Celková plocha dvou vaků je:

$$0,35 \text{ m} \cdot 0,05 \text{ m} \cdot 2 = 0,035 \text{ m}^2$$

Po dosazení síly a plochy do vztahu (3) vyjde tlak, kterým pacient působí na vaky $p = 12\,571 \text{ Pa}$.

Pokud by vak byl pouze jeden, pak by síla, kterou by pacient na takovýto vak působil byla $25\,143 \text{ Pa}$. Tato hodnota však ani zdaleka nedosahuje změřené maximální hodnotě tlaku $140\,000 \text{ Pa}$. Tlak, kterým pacient o dané hmotnosti působí na vaky dává představu o potřebném pracovním tlaku, kterému vaky budou muset odolat, tedy na jaký tlak redukovat přívod vzduchu z centrálního rozvodu plynů.

Z vypočtených hodnot a na základě pokusů byl pracovní tlak vaků stanoven na $20\,000 \text{ Pa}$. Tento tlak je dostačující na zvednutí pacienta o hmotnosti do 100 kg .

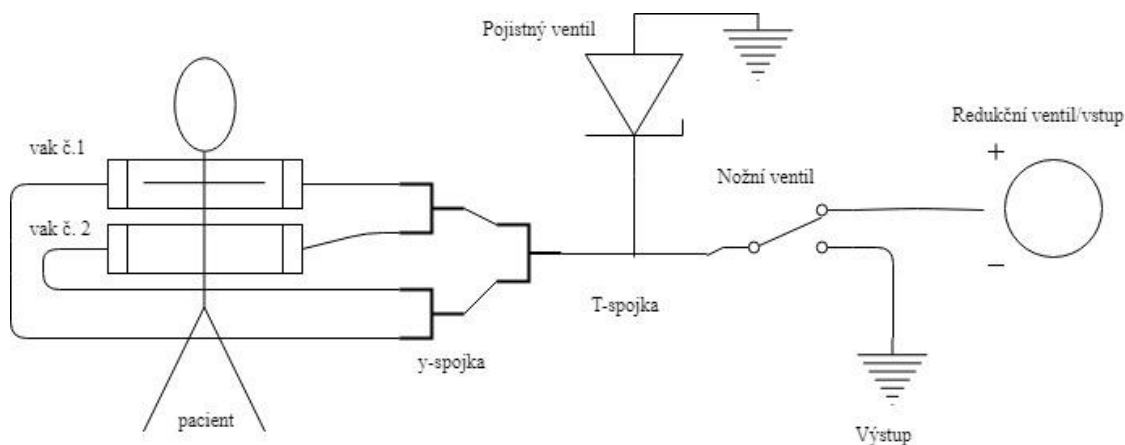
2.7 Výpočet maximální nosnosti

Ze znalosti maximálního tlaku, který je vak schopen vydržet lze vypočítat teoretickou maximální nosnost vaků.

Pokud ze vzorce 3 vyjádříme sílu F a dosadíme za tlak maximální hodnotu, kterou je vak schopný snést, tedy $140\,000 \text{ Pa}$ a za S plochu jednoho vaku, tedy $0,035 \text{ m}^2$, vychází celková síla 4900 N . Následně ze vzorce 2 vyjádříme hmotnost m , za sílu F dosadíme vypočtenou sílu, tedy 4900 N a za g gravitační zrychlení. Po takto dosazených hodnotách vyjde teoretická maximální nosnost přibližně 500 kg . Tuto hodnotu je potřeba brát s určitou rezervou. Celkový výpočet je značně závislý na ploše vaku, na kterou síla působí. Zde se počítá s šířkou vaku, kterou vytvoří záda pacienta o hmotnosti 88 kg . Tato šířka je však značně závislá právě na váze pacienta. Je tedy velmi obtížné přesně určit skutečnou plochu vaků, na kterou síla působí. Tento výpočet maximální nosnosti je pouze orientační. V případě že by plocha styku mezi zády pacienta a vaky byla značně rozdílná, než uvažovaných $0,035 \text{ m}^2$, lze předpokládat, že vaky zvládnou zvednout pacienta o hmotnosti mnohem větší než požadovaných 100 kg .

3 Schéma zapojení pneumatického obvodu

Zapojení bylo provedeno tak, že se vstupy, resp. výstupy fitinek na vacích svedly do jedné větve, viz obrázek č. 20. Pokud se bude popisovat zapojení ve směru od vaků ke zdroji centrálního rozvodu vzduchu, vypadá toto zapojení následovně. Od vaků jsou odvedeny hadice do přepážkových spojek na vnějším krytu pneumatického obvodu. Vzniklé čtyři vstupy/výstupy jsou svedeny pomocí Y-spojky do jediné větve. Tato větev vede dále do T-spojky s vnitřním závitem G $\frac{1}{4}$ ". Na tento závit se připojuje ochranný prvek v podobě pojistného ventilu, který je nastaven na tlak 40 000 Pa. Druhý vývod z T-spojky vede do výstupu nožního ventilu. Na vstup nožního ventilu je připojen redukční ventil nastavený na 20 000 Pa. Do redukčního ventilu je přiveden zdroj vzduchu. Vypouštění vzduchu je zprostředkováno přes výstup nožního ventilu.



Obrázek 20: Znázorněné schéma zapojení ovládacích a ochranných prvků.

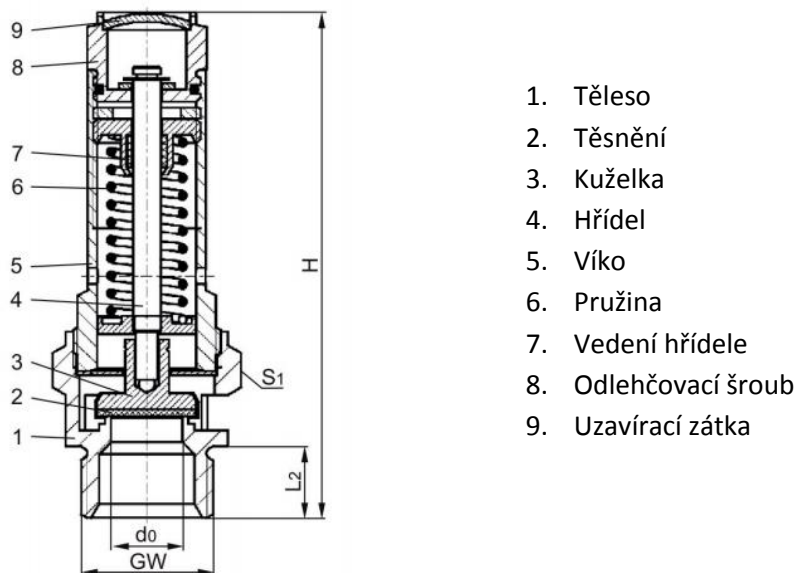
3.1 Popis prvků pneumatického obvodu

Cílem této kapitoly je seznámit s principem fungování jednotlivých prvků zakomponovaných v pneumatickém obvodu.

3.1.1 Pojistný ventil

Při konstrukci se muselo myslet na ochranné prvky zařízení. Pojistný ventil brání havarijním situacím, pokud tlak uvnitř systému stoupne nad předepsaný limit. Tato funkce je zajištěna pomocí pružiny o určité tuhosti uvnitř ventilu. Při překročení tlakového limitu se pružina zkrátí a otevře kuželku s těsněním. Vznikne tak otvor, přes který může vzduch ze systému ucházet. Každý ventil se tedy seřizuje maximálně do

tlakového limitu daného systému. Pojistný ventil je pro daný účel manipulačního zařízení nastaven na 40 000 Pa. [23]



Obrázek 21: Schéma pojistného ventilu. [23]

3.1.2 Možné rizikové situace

Použitý pojistný ventil by měl předcházet dvěma nežádoucím situacím, ke kterým při obsluze vaků může dojít.

První situace, která by mohla nastat je, že redukční ventil nastavený na určitý tlak selže. Tím by mohlo docházet k většímu tlakovému přísunu vzduchu do vaků a hrozila by destrukce vaků. V takovém případě by se měl zohlednit průtokový parametr pojistného ventilu, jelikož při nízkém průtoku se nestihne nadbytečný naakumulovaný vzduch ve vacích vypustit přes pojistný ventil do atmosféry včas.

Preventivně proto byla provedena simulace selhání redukčního ventilu. Simulace byla provedena tak, že redukční ventil, na kterém je připojen přívod vzduchu z centrálního rozvodu plynů, se postupně otevíral. Aktuální hodnota tlaku ve vacích se kontrolovala na manometru. Od 40 000 Pa začal pojistný ventil odvádět přebytečný vzduch do atmosféry. Přívod vzduchu z centrálního rozvodu plynů je značně větší než schopnost pojistného ventilu tento přebytečný vzduch odvádět, proto tlak ve vacích stoupl nad hodnotu 40 000 Pa. V simulaci se využilo znalosti, že vaky dokáží odolat maximálně tlaku 140 000 Pa. Proto se redukční ventil postupně otevíral dál, a sledovalo

se, zda tlak ve vacích stoupne na hraniční hodnotu 140 000 Pa. Pokud by tlak ve vacích přesáhl hodnotu 100 000 Pa, vyhodnotil by se pojistný ventil jako neúčinný pro zabránění havarijní situaci při selhání redukčního ventilu.

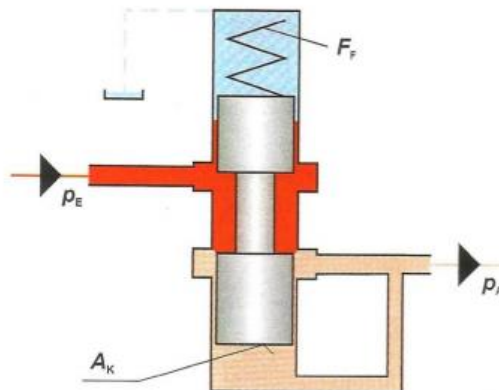
Při provedeném zkušebním testu dosáhl tlak ve vacích hodnoty 80 000 Pa, při úplném otevření redukčního ventilu. Pojistný ventil tedy dokázal odvádět přebytečný vzduch z vaků, ve stanoveném tlakovém intervalu do 100 000 Pa. Výsledky této simulace platí pro použitý centrální rozvod, kde je vzduch trvale nastaven na tlak o hodnotě 4 atm.

Druhou situací, která by mohla nastat je, že tlak, kterým by pacient mohl působit na vaky, by byl větší než maximální tlak, který vaky snesou. To může nastat v případě, kdy pacient by na vaky z nějakého důvodu spadl a krátkodobě vyvinul tlak větší než nastavených 40 000 Pa, například při dodatečné manipulaci s pacientem příslušníky zdravotnického personálu.

3.1.3 Redukční ventil

V centrálních rozvodech plynů je vzduch pod tlakem 4 atmosféry. [24] Pokud bychom chtěli tento tlak použít přímo na napuštění vaků, došlo by pravděpodobně k jejich velmi rychlé destrukci. Tlak v rozvodech je proto nutné zredukovat na vhodnou hodnotu.

Funkcí redukčního ventilu je zredukovat tlak, který přichází ze zdroje do systému na určitou hodnotu a zároveň průběžně udržovat tuto hodnotu tlaku. Udržování stále hodnoty tlaku dodáváním vzduchu je žádoucí, jelikož se očekává neúplná těsnící dokonalost mezi prvky pneumatického obvodu, tedy mezi hadicemi a fitinkami.



Obrázek 22: Princip funkce redukčního ventilu. [25]

Jednoduchý popis principu fungování regulačního ventilu je popsán dle obrázku č. 2. p_E značí vstupní větev a p_A výstupní větev. Pokud je tlak ve výstupní větvi p_A větší než tlak ve vstupní větvi p_E , pak působí velikost tlaku p_A na plochu pístu A_K . Síla vyvolána tímto tlakem působí proti síle pružiny F_F . Pokud je tato síle větší než velikost síly generovaná pružinou, tak se přívod p_E do ventilu uzavře. Ventil zůstane uzavřený, dokud síla působící na plochu pístu A_K bude větší než síla generovaná pružinou F_F . [25]

3.1.4 Nožní spínací ventil

Pro ovládání celé konstrukce byl zvolen nožní ventil zobrazený na obrázku č. 19. Jedná se o ventil s aretací, což znamená, že po sešlápnutí pedálu zůstane ventil v dané poloze. Při sešlápnutí dochází k otevření obvodu a konstantnímu přísunu vzduchu ze zdroje do uzavřeného systému. Po sešlápnutí menšího pedálu se uzavře přívod a vzduch ze systému uniká přes ventil do atmosféry.



Obrázek 23: Nožní ventil. [26]

3.1.5 Výroba krytu

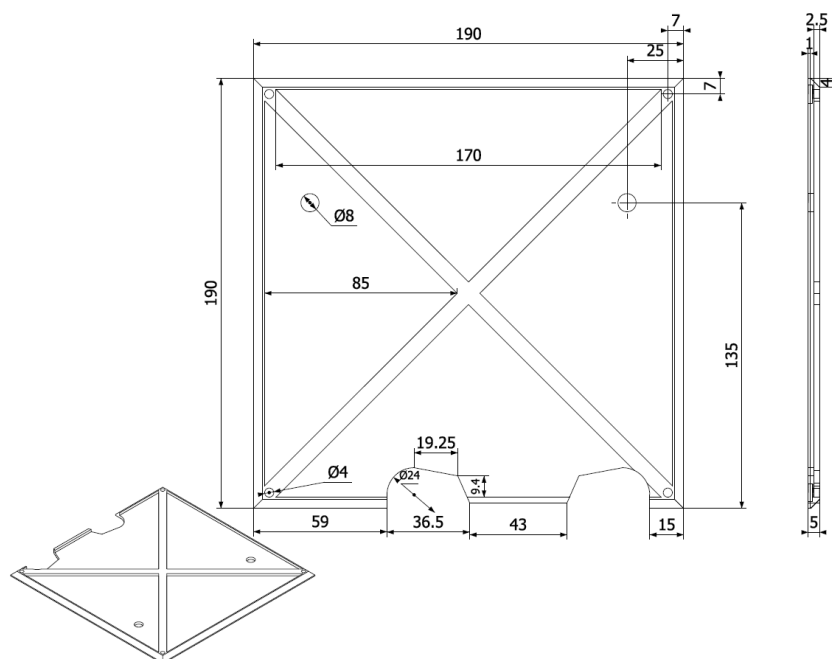
K zajištění kompaktnosti byly veškeré komponenty pneumatického obvodu vloženy do krytu, který je osazen čtyřmi fitinkovými výstupy pro zapojení hadiček vaku a je vybaven manometrem pro orientační kontrolu tlaku ve vacích. Přívod je zajištěn

z boku vnějšího krytu opět pomocí fitinky. Díky tomu lze vytvořit redukci připojení pro požadovaný tlak přívodního vzduchu. Použité rozměry krabičky jsou 200x200x99 cm.



Obrázek 24: Vnější kryt a vnitřní uspořádání pneumatického obvodu.

Vnější kryt byl modelován v programu Freecad, parametry vnějšího krytu jsou znázorněny na technickém výkresu č. 26, na další stránce. Pro lepší přehlednost jednotlivých kót je výkres vložen na výšku. Kryt byl tisknut pomocí PLA filamentu. Pro uzavření vnějšího krytu byl vymodelován poklop o odpovídajících rozměrech níže.



Obrázek 25: Kóty spodního poklopu krytu.

4 Výsledky

Byl vyroben manipulační prostředek, jehož účelem je umožnění nasazení EIT pásu na nespolupracující pacienty. Výsledné parametry vaků jsou popsány v tabulce č. 3.

Ukázka celého zařízení připraveného k použití na lůžku je na obrázku č. 27.

Tabulka 3: Parametry vaků.

Parametry	Hodnoty
Délka	130 cm
Šířka vnitřní struktury	15,5 cm
Šířka vnější struktury	15 cm
Vzdálenost ventilu od kraje na délku	20 cm
Vzdálenost ventilu od kraje na šířku	7,5 cm
Vzdálenost ventilů od sebe	90 cm
Pracovní plocha vaku	1350 cm ² .
Maximální tlak vnitřní části	25 000 Pa
Maximální tlak kombinace částí	140 000 Pa
Pracovní tlak	20 000 Pa



Obrázek 27: Zapojení vaků.

Pro test vyrobeného zařízení v praxi a zároveň pro ověření odolnosti zařízení byl vybrán proband o hmotnosti cca 140 kg. Proband se položil na standardní nemocniční lůžko, na kterém již byly připraveny vaky. Po napuštění vaků byl změřen vzniklý manipulační prostor. Zároveň se měřil čas napouštění a vypouštění vaků. Měření bylo provedeno 3x, a to pro použité fitinky o vnitřním průměru 10 mm a 6 mm. Výsledné hodnoty jsou zapsány v tabulce. Cílem testu bylo ověřit vliv velikosti průměru fitinek na rychlost napouštění vaků a zároveň ověřit odolnost vaků při jejich zatížení vybraným probandem o hmotnosti 140 kg.

Tabulka 4: Doby napouštění a vypouštění vaků pro fitinky o průměru 10 mm.

Měření	Čas napouštění	Čas vypouštění
1	10,2	19,1
2	9,6	19,6
3	9,8	20,2
průměr	9,9	19,6

Tabulka 5: Doby napouštění a vypouštění vaků pro fitinky o průměru 6 mm.

Měření	Čas napouštění	Čas vypouštění
1	12,2	22,4
2	11,8	22,5
3	11,9	22,1
průměr	12,0	22,3

V průběhu měření byl kolem hrudi probanda nasazen EIT pás a změřen manipulační prostor, který vznikl v tomto případě o velikosti 5x8 cm. Vaky zvedly probanda opakovaně bez jakéhokoliv problému. Během měření nedocházelo k žádným nežádoucím tlakovým unikům.

Pro potvrzení předchozího testu bylo manipulační zařízení vyzkoušeno ještě na dalších probandech a bylo znovu vyzkoušeno také nasazení EIT pásu.



Obrázek 28: Změření manipulačního prostoru na probandovi.

Výsledný manipulační prostor činil tentokrát cca 7x7 cm pro probanda o hmotnosti cca 80 kg. Po zvednutí byl na probanda nasazen EIT pás bez jakéhokoliv problému.



Obrázek 29: Nasazený EIT pás na probandovi.

EIT pás byl s pomocí manipulačního zařízení probandovi nasazen jedním člověkem bez jakékoliv další lidské asistence.

5 Diskuse

Hlavním výsledkem této práce bylo navržení a konstrukce funkční manipulační pomůcky, zhotovené pro snadnější nadzvednutí nespolupracujícího pacienta pomocí pneumatických vaků, během nasazování elektrodového pásu na jeho hrud' pro EIT měření. Díky této manipulační pomůcce se umožní nasazení EIT pásu nejen přesnějším, ale hlavně méně náročným způsobem, navíc s možností snadnějších korekcí správného nasazení a zajištění kontaktů jednotlivých elektrod EIT pásu. Nespornou výhodou tohoto řešení je, že relativně velmi pracné nasazování EIT pásu, zejména u nepolohovatelných lůžek, může díky této pomůcce zvládnout i jen jedna osoba zdravotnického personálu. Podařilo se pomocí zkušebních testů prototypu prokázat, že navrhovaná manipulační pomůcka s použitím pneumatických vaků velmi podstatně zjednodušuje nasazování EIT pásu, oproti nesrovnatelně pracnějším a namáhavějším nasazování bez této manipulační pomůcky. Toto tvrzení bylo doloženo testy na dobrovolnících.

Pokud by se zvažovalo sériové využití manipulační pomůcky na dlouhodobě nespolupracujících pacientech, bylo by vhodné zvážit volbu povrchového materiálu vaku tak, aby zajistil lepší prodyšnost vaků a hygienických požadavků na ně. Z tohoto důvodu by mezi vnitřní a vnější část vaku bylo také účelné vložit například vhodnou prodyšnou pěnu, která zprostředkuje lepší výměnu vzduchu a k tomu zvolit i jiný materiál vnější části. To by však mělo za následek celkové zvětšení objemu vaků a mělo by se znovu řešit pohodlí pacienta a také omezení rizika vzniku dekubitů. Jednou z možných variant řešení by bylo zapuštění pneumatických vaků přímo do matrace. Díky tomu by rovina vypuštěných vaků byla v souladu s rovinou matrace. Ze subjektivního pocitu probanda lze potvrdit, že během krátkodobého testu nenafouknuté vaky pod sebou nijak nevnímal. Objektivní test pro dlouhodobé použití by se musel provádět na více probandech a v delším časovém úseku.

V případě sériové výroby by bylo vhodné změnit návrh vývodu u vaků od firmy Linet, především z důvodu, že 3D tiskárnou vytisknutý závit vývodu je vyroben z plastu typu PLA, který sice je pro výrobu prototypu matice výhodný z hlediska tvárnosti a krátkodobě i dostatečné pevnosti, není však dostatečně oděruvzdorný při dlouhodobém používání a je náchylný na mechanické poškození. Tomu by se dalo předejít zatavením kovové závitové vložky (mufny) do navrženého plastového vývodu.

Důvod, proč byl pro výrobu plastového vývodu zvolen plast typu PLA je, že daný materiál je vhodný pro tisk detailů, což bylo potřebné pro získání funkčního závitu.



Obrázek 30: Příklad závitové vložky (mufny). [27]

V práci byl pro zhotovení vnějšího krytu a plastových vývodů z vaků firmy Linet zvolen 3D tisk, který poskytuje velkou výhodu, co se týká operativnosti v modelování prototypů součástek. Výsledné vytisknuté produkty jsou dostatečně pevné pro krátkodobé použití. Samotný tisk je však časově velmi náročný, takže pro sériovou výrobu bude vhodnější součástky vyrábět odléváním. Použitá 3D tiskárna v této práci byla tiskárna typu FDM.

Kryt krabice pneumatického obvodu nožního ovládání nemohl mít menší rozměry na výšku, protože se musel brát zřetel na tuhost hadiček, aby u nich nedocházelo k zaškrcení při ohybu během jejich ukládání.

Průměrná doba vypouštění vzduchu z manipulačních vaků je cca 20 vteřin, což je způsobeno především tím, že veškeré vývody z vaků jsou svedeny do jedné výpustní trubice. Výsledek rychlostí napouštění a vypouštění vaků je znázorněn v tabulkách č. 3 a 4. Z výsledků je zřejmé, že vyměnitelnost fitinek o různých světlostech umožňuje měnit rychlost napouštění a vypouštění vaků. Protože jsou však vaky vybaveny rychlospojkovými fitinkami, lze v případě nouzové situace hadice z fitinek vytáhnout a tím se podstatně zrychlí vypouštění vaků.

Bylo zjištěno, že pro konkrétního probanda o hmotnosti 88 kg potřebuje manipulační pomůcka tlak o velikosti cca 12 600 Pa, aby byl na pneumatických vacích dostatečně zvednut. Z tohoto důvodu byl tlak nastavený na nastavitelném redukčním

ventilu na hodnotu 20 000 Pa uvažován jako dostatečný pro zvednutí pacienta o hmotnosti 100 kg. Tento předpoklad byl následně ověřen na probandovi o hmotnosti 140 kg.

Původně také předpokládaný animální experiment měl proběhnout v animální experimentální laboratoři ve fyziologickém ústavu 1. lékařské fakulty University Karlovy na Albertově. Bohužel v době dokončování manipulačního zařízení se nekonal žádný animální experiment, na kterém by bylo možné funkci manipulační pomůcky ověřit. Proto se alternativně přešlo k testům na dobrovolnících. Testy byly prováděny na čtyřech různých probandech ve váhové kategorii od 60 kg po 140 kg opakovaně. Cílem testů bylo ověřit funkčnost manipulačního zařízení pro daný účel, tedy pro zavedení EIT pásu, a nalezení případných nedostatků prototypu.

Uvažovalo se i o alternativních řešeních návrhu konstrukce, aby umožňovala nasazení EIT pásu pacientovi. Byla například zvažována technika uplatněná u hydraulických zvedáků pro nemohoucí pacienty a zamýšlela se i úprava konstrukce nemocničního lůžka. Příkladem návrhu takového lůžka by mohlo být rozdělení lůžka na tři části, kde pro vznik manipulačního prostoru by třetí část v oblasti hrudi pacienta sjížděla pomocí hydraulického ovládání dolů pod úroveň matrace a tím vytvořila potřebný manipulační prostor. Tyto návrhy byly však po úvaze zavrhnuty s přihlédnutím ke skutečnosti, že by byly jednak finančně náročné a rozměrově nevhodné. Dalším důvodem je skutečnost, že EIT zařízení v České republice zatím není ještě natolik rozšířeno, proto se uvažovalo a realizovalo prozatím pouze jednodušší řešení. [28]

Nástin budoucího vývoje může být takový, že s rozvojem nejen umělé plicní ventilace, ale i další nekonvenční metody, jako je vysokofrekvenční plicní ventilace, může vzniknout požadavek na častější neinvazivní monitoraci rozložení plynů v dutině hrudní. Jelikož EIT měření tento požadavek monitorace splňuje, může se v budoucnu počítat s jeho rozmachem také v České republice. Je tedy předpoklad, že postupně vznikne i požadavek na jednodušší řešení problematiky manipulace s pacienty za účelem měření, například použitím či rozvinutím zde navrženého prototypu, či jiného podobného zařízení.

Jak již bylo v této práci popsáno, inspirace byla brána z antidekubitních matrací. Byly proto navrženy 2 pneumatické vaky. U těchto vaků se řešila otázka jejich tvaru,

konkrétně zda je třeba vaky řešit konvexně, aby z nich pacient nepadal. Zároveň, zda vak řešit pouze z jedné části jako jednovrstevný, nebo z více částí, jak je zhotoven finální prototyp. Byla zvažována i výroba tří paralelně položených vaků místo dvou, a to především z důvodu zabezpečení přirozené a bezpečné manipulace s pacientem. Třetí vak by byl umístěn pod hlavu, aby při nadzvednutí nedocházelo k nepřirozenému zaklonění hlavy. Takové zaklonění by mohlo být pro pacienta nebezpečné v případě, že by například měl zavedenou endotracheální kanylu. Na základě konzultace s paní doktorkou z oboru anesteziologie se došlo k závěru, že zaklonění hlavy během měření žádným zásadním způsobem neohrožuje pacienta. Bezpečnosti manipulačního zařízení nesporně přispívá i plynulé a relativně pomalé zvedání pacienta pomocí navržených dvou pneumatických vaků, stejně tak jako bezpečné a pomalé spouštění pacienta zpět na lůžko. Z těchto důvodů bylo rozhodnuto, že by výroba třetího pneumatického vaku byla nedůvodná. Zamítnutí ostatních alternativních návrhů manipulačního zařízení vedlo nakonec k výrobě zařízení popsaného v této práci.

6 Závěr

Bylo zkonstruováno manipulační zařízení pro zvedání pacienta za účelem zavedení, případně umožnění korekce nasazení elektrod na EIT pásu. Přípravek sestává ze dvou pneumatických vaků tvořených z vnitřní a vnější části. Vnitřní část zajišťuje vzduchovou neprodyšnost, zatímco vnější část zajišťuje pevnost. Maximální tlak, kterému je kombinace obou částí schopná odolat, činí 140 000 Pa. Sestrojené zařízení se ovládá pasivně pomocí tlaku z centrálního rozvodu plynů. Vaky byly vyzkoušeny na dobrovolnících. Po zvednutí dobrovolníků vznikl dostatečný manipulační prostor pro zavedení EIT pásu. Tento prostor měl zhruba velikost až 7x7 cm, což ještě lze do jisté míry zvětšit větším rozstupem vaků od sebe.

Výsledky práce byly publikovány a prezentovány na studentské konferenci biomedicínského inženýrství 2019 (BMII 2019) na Fakultě elektrotechnické (ČVUT, Praha).

Seznam použité literatury

- [1] MAURI, Tommaso, Alain MERCAT a Giacomo GRASSELLI. What's new in electrical impedance tomography. *Intensive Care Medicine* [online]. 2018 [cit. 2018-11-19]. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00134-018-5398-z>.
- [2] *Návod k použití PulmoVista 500 SW 1.n* [online]. 2 – 2010-10. Německo: Dräger Medical [cit. 2019-04-08]. Dostupné z: <http://ventilation.fbmi.cvut.cz/wp-content/uploads/2015/12/PulmoVista-500-manual-CZ.pdf>
- [3] OH, Tong In, Tae Eui KIM, Sun YOON, Kap Jin KIM, Eung Je WOO a Rosalind J SADLEIR. Flexible electrode belt for EIT using nanofiber web dry electrodes. *Physiological Measurement*. 2012, **33**(10), 1603-1616. DOI: 10.1088/0967-3334/33/10/1603. ISSN 0967-3334. Dostupné také z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/33/i=10/a=1603?key=crossref.5a7ac22ec7fa26e7e38c10d2e977a52d>
- [4] BOYLE, Alistair a Andy ADLER. The impact of electrode area, contact impedance and boundary shape on EIT images. *Physiological Measurement*. 2011, **32**(7), 745-754. DOI: 10.1088/0967-3334/32/7/S02. ISSN 0967-3334. Dostupné také z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/32/i=7/a=S02?key=crossref.dd4e309ea2dea7e5308496f43399f569>
- [5] BOVERMAN, G., D. ISAACSON, G.J. SAULNIER a J.C. NEWELL. Methods for Compensating for Variable Electrode Contact in EIT. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2009, **56**(12), 2762-2772. DOI: 10.1109/TBME.2009.2027129. ISSN 0018-9294. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5170084/>
- [6] ZHANG, Jie a Robert PATTERSON. Variability in EIT Images of Lung Ventilation as a Function of Electrode Planes and Body Positions. *The Open Biomedical Engineering Journal*. 2014, **8**(1), 35-41. DOI: 10.2174/1874120701408010035. ISSN 1874-1207. Dostupné také z: <https://openbiomedicalengineeringjournal.com/VOLUME/8/PAGE/35/>
- [7] KOTANI, Toru, Hitoshi TANABE, Hiroaki YUSA, Satoshi SAITO, Kenji YAMAZAKI a Makoto OZAKI. Electrical impedance tomography-guided prone positioning in a patient with acute cor pulmonale associated with severe acute respiratory distress syndrome. *Journal of Anesthesia*. 2016, **30**(1), 161-165. DOI: 10.1007/s00540-015-2084-y. ISSN 0913-8668. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00540-015-2084-y>
- [8] KAPOUNOVÁ, Gabriela. *Ošetřovatelství v intenzivní péči*. Praha: Grada, 2007. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-1830-9.

- [9] VEVERKOVÁ, Eva, Eva KOZÁKOVÁ, Jan MATEK, Veronika ZACHOVÁ a Pavel SVOBODA. *Ošetrovatelské postupy pro zdravotnické záchranáře II*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2099-4.
- [10] MIKULA, Jan a Nina MÜLLEROVÁ. *Prevence dekubitů*. Praha: Grada, 2008. Sestra (Grada). ISBN 978-802-4720-432."
- [11] Nařízení vlády, kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci. In: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2007-361>. Praha, ročník 2007, číslo 361, díl 4, § 29.
- [12] BOZSAK, Christian a Eckhard TESCHNER. *Mini-Manual Electrical Impedance Tomography (EIT): Device handling, application tips and examples* [online]. 18.03-1. Německo: Dräger Medical, 2017 [cit. 2019-04-08]. Dostupné z: <https://www.draeger.com/Library/Content/mini-manual-eit-9105279-en.pdf>
- [13] Aktivní systém pro léčbu a prevenci dekubitů. *Linet* [online]. [cit. 2018-11-21]. Dostupné z: <http://www.linet.com/cs/zdravotnictvi/matrace/antidekubitni-systemy/precioso>
- [14] KARSTEN, Jan, Thomas STUEBER, Nicolas VOIGT, Eckhard TESCHNER a Hermann HEINZE. Influence of different electrode belt positions on electrical impedance tomography imaging of regional ventilation: a prospective observational study. *Critical Care*. 2015, **20**(1). DOI: 10.1186/s13054-015-1161-9. ISSN 1364-8535. Dostupné také z: <http://ccforum.com/content/20/1/3>
- [15] Český Statistický Úřad: Genderové statistiky. CZSO [online]. Praha, 2019 [cit. 2019-04-14]. Dostupné z: https://www.czso.cz/csu/gender/2-gender_uvod
- [16] Zaostřeno na ženy a muže. Český statistický úřad, 2018, 265 s. Dostupné také z: <https://www.czso.cz/documents/10180/60622084/30000218.pdf/ca944559-950a-45c0-bd6b-fbe949cd0373?version=1.5>. Kód publikace: 300002-18; referenční číslo: 00187/2019 - 64.
- [17] Vyhláška o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků. In: . Praha, ročník 2011, číslo 55, část druhá, § 4, j;§ 4a, i;§ 17, g;§ 36, c,3;. Dostupné také z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2011-55>

- [18] Podpora rozvoje hybnosti osob s tělesným postižením [online]. Pedagogická fakulta Masarykovy univerzity: doc. PhDr. Mgr. Dagmar Opatřilová, Ph.D.; PhDr. Mgr. Dana Zámečnicková, Ph.D., 2014 [cit. 2019-05-01]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/pdf/ps14/hybnost/web/pages/03-02-polohovani.html>
- [19] *Obalové materiály: Typy polyetylenu - LDPE a HDPE* [online]. [cit. 2019-04-09]. Dostupné z: <https://www.obalove-materialy.cz/o-nas/clanky/typy-polyetylenu-ldpe-a-hdpe>
- [20] *Rivertex Technical fabrics group: RIVERSEAL® 70 LIGHTWEIGHT* [online]. [cit. 2019-04-09]. Dostupné z: <https://www.rivertex.com/de/product/17>
- [21] KUTÍLEK, Patrik a Adam ŽIŽKA. Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky. V Praze: České vysoké učení technické, 2012. ISBN 978-80-01-04993-8.
- [22] SHAN, Gongbing a Christiane BOHN. Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race. *Applied Ergonomics*. 2003, 34(4), 327-337. DOI: 10.1016/S0003-6870(03)00040-1. ISSN 00036870. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003687003000401>
- [23] Pojistné ventily Typ 06205, 1. Dostupné také z: <https://www.kompresory-vzduchotechnika.cz/files/produkty/ventily-valce/pojistne-ventily/6205.pdf>
- [24] Medicinální plyny. Česká asociace technických plynů [online]. 2012, , 9 [cit. 2019-04-14]. Dostupné z: http://www.catp.cz/publikace2.php?download=catp_01-12-cz.pdf
- [25] BOSCH REXROTH: Základy hydraulických systémů a základní hydraulické komponenty. Trener band 1, 2005. 312 s. 3. Vydání
- [26] Ventil 3/2NC G1/4 nožní s aretací bez krytu. Intratech [online]. [cit. 2019-04-17]. Dostupné z: <https://eshop.intratech.cz/ventil-32nc-g14-nozni-s-aretaci-bez-krytu>
- [27] Vše pro 3D tisk: Závitové vložky do plastu [online]. [cit. 2019-04-14]. Dostupné z: <https://www.vsepro3dtisk.cz/p/10ks-zavitove-vlozky-do-plastu-m3>
- [28] Ministerstvo zdravotnictví české republiky: Registr zdravotnických prostředků, veřejná část databáze [online]. [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <https://eregpublicsecure.ksrzis.cz/Registr/RZPRO/>

Seznam obrázků

Obrázek 1: Detail silikonového značení středu EIT pásu mezi 8. a 9. elektrodou. [12]	11
Obrázek 2: Nákres zvedání horní poloviny pacienta. [12]	11
Obrázek 3: Detail umístění EIT pásu na pacientovi. [12]	12
Obrázek 4: Nasazení EIT pásu u pacienta na boku. [12]	12
Obrázek 5: Znázornění pneumatických vaků na standardním nemocničním lůžku.	17
Obrázek 6: Vnitřní část vaku se zavedenými napojovacími fitinkami.	18
Obrázek 7: Detail připojení fitinky k vnitřní části vaku.	19
Obrázek 8: Detail levé strany vnitřní části vaku firmy Linet s naznačeným umístěním vývodu (fitinky).	20
Obrázek 9: Část vývodu pro zašroubování fitinky.	21
Obrázek 10: Vnitřní část vaku s přidělaným vývodem a osazenou fitinkou.	21
Obrázek 11: Model spodní podložky vývodu s krčkem.	22
Obrázek 12: Kóty půdorysu spodního vývodu s krčkem, měřítko v mm.	22
Obrázek 13: Horní matice s přitlačnou plochou vývodu.	23
Obrázek 14: Kóty horní matice s přitlačnou plochou vývodu, měřítko v mm.	23
Obrázek 15: Detail zarolování konce vaku.	24
Obrázek 16: Vnější část vaku, se zavedenou vnitřní částí a vyvedenými fitinkami.	25
Obrázek 17: Kóty manipulačního přípravku, měřítko v mm.	25
Obrázek 18: Zapojení pro zkoušku pevnosti vnitřní části.	26
Obrázek 19: Zapojení pro zkoušku pevnosti vnější části se zavedenou vnitřní částí.	27
Obrázek 20: Znázorněné schéma zapojení ovládacích a ochranných prvků.	31
Obrázek 21: Schéma pojistného ventilu. [23]	32
Obrázek 22: Princip funkce redukčního ventilu. [25]	33
Obrázek 23: Nožní ventil. [26]	34
Obrázek 24: Vnější kryt a vnitřní uspořádání pneumatického obvodu.	35
Obrázek 25: Kóty spodního poklopu krytu.	35
Obrázek 26: Kóty vnější kryt.	36
Obrázek 27: Zapojení vaků.	37
Obrázek 28: Změření manipulačního prostoru na probandovi.	39
Obrázek 29: Nasazený EIT pás na probandovi.	39
Obrázek 30: Příklad závitové vložky (mufny). [27]	41

Seznam tabulek

Tabulka 1: Hodnoty jednotlivých konstant dle Zaciorského a Selujanova. [22]	28
Tabulka 2: Vypočtené hmotnosti.	29
Tabulka 3: Parametry vaků.	37
Tabulka 4: Doby napouštění a vypouštění vaků pro fitinky o průměru 10 mm.....	38
Tabulka 5: Doby napouštění a vypouštění vaků pro fitinky o průměru 6 mm.....	38

Příloha A: Seznam použitých komponent.

Název komponentu	počet
Y- spojka 10	2
T- spojka vnitřní závit 10 - G1/4	2
Přepážková spojka 10	5
Přímé šroubení 10 - G 1/4	2
Pojistný ventil pro stlačený vzduch 6205 - G 1/4	1
Hadička z polyuretanu 10/6,5 mm	
Ventil 3/2NC G1/4 nožní s aretací bez krytu	1
Regulační ventil IR1220-F01-A	1
Riverseal 70 lightweight	4600 cm ²
Polyesterová batohovina	4600 cm ²

Příloha B: Abstrakt vydaný ve Sborníku semináře BMII 2019

NÁVRH A KONSTRUKCE POMŮCKY PRO MANIPULACI S NESPOLUPRACUJÍCÍM SUBJEKTEM PŘI EIT MĚŘENÍ

Karel Hanzálek

FBMI ČVUT v Praze, Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Abstrakt

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je diagnostickou metodou, která umožňuje pomocí elektrodového pásu měření rozložení plynu v hrudní oblasti.

K přesnému měření je potřeba docílit dobrého kontaktu mezi pokožkou pacienta a elektrodami. Z toho plyne, že pás musí obepínat těsně hrud' pacienta. To může mít negativní vliv pro vznik dekubitů. Je tedy nutno pás po časových intervalech posouvat a povolovat. S přihlédnutím k zákonu č. 361/2007 sb. díl 4, "Ruční manipulace s břemeny" by bylo nutné zajistit nejméně tři osoby pro korekci EIT pásu.

V současné době neexistuje žádný manipulační prvek, který by zajistil pohodlné nasazení EIT pásu kolem hrudníku pacienta jednou osobou. Cílem práce bylo navrhnout a zkonstruovat prototyp takovéto pneumtické pomůcky.

Manipulační pomůcka je zhotovena tak, aby byla pro zdroj energií a ovládání co nejjednodušší. Zdvihání subjektu zajišťují dva pneumatické vaky ležící paralelně vedle sebe pod zády pacienta. Vaky se skládají z vnitřní vzduchotěsné části a vnější části zajišťující pevnost a odolnost celého systému.

V práci se využívá přepočtu hmotnosti částí těla, které se reálně podílejí na celkovém tlaku, který působí na vaky. Vaky využívají faktu, že v centrálním rozvodu plynů je vzduch pod tlakem 4 atm. S ohledem na to, že tento tlak je postačující pro nadzvednutí pacienta až do hmotnosti 100kg, nevyužilo se žádných dalších zdrojů energie v podobě kompresorů.

V zařízení je použit nožní ventil s aretací, aby udržoval neustále stejný tlak v případě drobných úniků vzduchu a s tím spojeným poklesem tlaku. Řídící část manipulační pomůcky obsahuje bezpečnostní prvky v podobě regulačního a pojistného ventilu. Veškeré komponenty jsou propojeny přes fitinky pomocí hadice. U vaků byla ověřena pevnost a teoretická maximální nosnost. Maximální tlak, který vak udržel bez vnější části byl 0,025 MPa. Maximální tlak, který dokázal udržet vak s vnější i vnitřní částí byl 0,14 MPa. Oba tlaky jsou popsány jako přetlaky vůči atmosférickému tlaku.

Vaky byly vyzkoušeny na dobrovolnících a vzniklý manipulační prostor je dostatečně velký pro zavedení EIT pásu. Výsledek testů potvrdil funkčnost přístroje.

Klíčová slova

elektrická impedanční tomografie, manipulace s pacientem, EIT pás

Příloha C: Obsah Přiloženého CD

Popis	Název souboru
Abstrakt (česky)	Abstrakt_cj.pdf
Abstrakt (anglicky)	Abstrakt_aj.pdf
Bakalářská práce	17PB3BP_419009_Karel_Hanzálek.pdf
Klíčová slova	Klicova_slova.pdf
Zadání Bakalářské práce	Zadani.pdf
Příspěvek na semináři BMII 2019	Sbornik_BMII2019.pdf
Kóty pro vnější kryt pneumatického obvodu	Koty_vnejsi_kryt.pdf
Kóty spodního vývodu s krčkem	Koty_spodni_vyvod.pdf
Kóty matice s přítlačnou plochou vývodu	Koty_matice_vyvod.pdf
Kóty poklopu vnějšího krytu	Koty_poklop.pdf
Kóty vaku	Koty_vak.pdf
Zdrojový kód cad návrhu pro vnější kryt	Vnejsi_kryt.FCStd
Zdrojový kód cad návrhu spodního vývodu s krčkem	Spodni_vyvod.FCStd
Zdrojový kód cad návrhu spodního vývodu s krčkem matice s přítlačnou plochou vývodu	Matice_vyvod.FCStd
Zdrojový kód cad návrhu poklopu vnějšího krytu pneumatického obvodu	Poklop_kryt.FCStd