

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA STROJNÍ

Studijní program: B 2341 Strojírenství
Studijní zaměření: Konstrukce průmyslové techniky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Návrh polohovacího zařízení pro pacienty s poškozenou míchou

Autor: **Ondřej Pilný**
Vedoucí práce: **Doc. Ing. Josef FORMÁNEK, Ph.D.**

Akademický rok 2013/2014

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta strojní
Akademický rok: 2013/2014

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Ondřej PILNÝ**
Osobní číslo: **S13B0495P**
Studijní program: **B2341 Strojírenství**
Studijní obor: **Konstrukce průmyslové techniky**
Název tématu: **Návrh polohovacího zařízení pro pacienty s poškozenou míchou**
Zadávací katedra: **Katedra konstruování strojů**

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

Základní požadavky:

Cílem je provést modelový návrh polohovacího zařízení pro pacienty s podezřením na poškození míchy. Technické zařízení by mělo umožňovat bezpečné polohování pacienta s respektováním lékařské diagnózy a možnosti pacienta. U výsledného řešení provést komplexní hodnocení.

Základní technické údaje:

Technické parametry jsou uvedeny v příloze zadání.

Osnova bakalářské práce:

1. Vypracování rešerše včetně systematické specifikace požadavků.
2. Vypracování variant koncepčních řešení.
3. Vypracování potřebného grafického zpracování.
4. Zhodnocení navrženého koncepčního řešení.

Rozsah grafických prací: **dle potřeby**
Rozsah pracovní zprávy: **30-40 stran A4**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**
Seznam odborné literatury:

RAŠA, J., ŠVERCL, J. Strojnické tabulky. Praha: Scientia, 2004

DYLEVSKÝ, I. Kineziologie - základy strukturální kineziologie. Praha: Triton, 2009


REKTOR, I. a kol. Centrální poruchy hybnosti v praxi. Praha: Triton, 2003

HOSNEDL, S., KRÁTKÝ, J. Příručka strojního inženýra. Brno: Computer Press, 1999


Podkladový materiál, výkresy, prospekty, katalogy apod. poskytnuté zadavatelem úkolu.

Vedoucí bakalářské práce: **Doc. Ing. Josef Formánek, Ph.D.**
Katedra konstruování strojů
Konzultant bakalářské práce: **Mgr. Rita Firýtová**
Katedra fyzioterapie a ergoterapie

Datum zadání bakalářské práce: **3. října 2013**
Termín odevzdání bakalářské práce: **27. června 2014**


Doc. Ing. Jiří Staněk, CSc.
děkan




Doc. Ing. Václava Lašová, Ph.D.
vedoucí katedry

V Plzni dne 23. září 2013

Prohlášení o autorství

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci, zpracovanou na závěr studia na Fakultě strojní Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu, který je součástí této bakalářské práce.

V Plzni dne:

.....
podpis autora

ANOTAČNÍ LIST BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

AUTOR	Příjmení Pilný	Jméno Ondřej	
STUDIJNÍ OBOR	B2341 - Konstrukce průmyslové techniky		
VEDOUCÍ PRÁCE	Příjmení (včetně titulů) Doc. Ing. Formánek, Ph.D.	Jméno Josef	
PRACOVISŤE	ZČU – FST - KKS		
DRUH PRÁCE	DIPLLOMOVÁ	BAKALÁŘSKÁ	Nehodící se škrtněte
NÁZEV PRÁCE	Návrh polohovacího zařízení pro pacienty s poškozenou míchou		

FAKULTA	strojní	KATEDRA	KKS	ROK ODEVZD.	2014
----------------	---------	----------------	-----	--------------------	------

POČET STRAN (A4 a ekvivalentů A4)

CELKEM	46	TEXTOVÁ ČÁST	30	GRAFICKÁ ČÁST	4
---------------	----	---------------------	----	----------------------	---

<p>STRUČNÝ POPIS (MAX 10 ŘÁDEK)</p> <p>ZAMĚŘENÍ, TÉMA, CÍL POZNATKY A PŘÍNOSY</p>	<p>Hlavním cílem této bakalářské práce je zhotovení návrhu polohovacího zařízení pro pacienty s poškozením míchy. Jsou zde uvedeny varianty uspořádání, výběr materiálů, které je možné použít, výpočty a dimenzování. Výpočty jsou ověřeny pomocí metody konečných prvků (MKP)</p>
<p>KLÍČOVÁ SLOVA</p>	<p>Manipulace, pacient, polohovací zařízení, materiál, návrh, MKP</p>

SUMMARY OF BACHELOR SHEET

AUTHOR	Surname Pilný	Name Ondřej	
FIELD OF STUDY	B2341 - Design of Manufacturing Machines and Equipment		
SUPERVISOR	Surname (Inclusive of Degrees) Doc. Ing. Formánek, Ph.D.	Name Josef	
INSTITUTION	ZČU – FST - KKS		
TYPE OF WORK	DIPLOMA	BACHELOR	Delete when not applicable
TITLE OF THE WORK	Design of manipulation equipment for patients with spinal cord injury.		

FACULTY	Mechanical Engineering	DEPARTMENT	KKS	SUBMITTED IN	2014
----------------	------------------------	-------------------	-----	---------------------	------

NUMBER OF PAGES (A4 and eq. A4)

TOTALLY	46	TEXT PART	30	GRAPHICAL PART	4
----------------	----	------------------	----	-----------------------	---

BRIEF DESCRIPTION TOPIC, GOAL, RESULTS AND CONTRIBUTIONS	The aim of this bachelor thesis is to make a suggestion of a reclining device for patients with a spinal cord injury. Options of arrangement, the choice of materials which can be used, calculations and dimensioning can be found there. The calculations are verified using finite element method (FEM)
KEY WORDS	Manipulace, patient, positioning device, material, suggestion, FEM

Poděkování:

Na tomto místě bych rád poděkoval Doc. Ing. Formánkovi, Ph.D. za velice vstřícný přístup. Dále bych rád poděkoval personálu FN Lochotín za umožnění přístupu na jejich pracoviště a za odborné konzultace.

OBSAH

1	ÚVOD	11
1.1	Pro koho je toto lůžko určeno	11
2	HYSTORIE ŘEŠENÍ PROBLEMATIKY	12
2.1	Začátky řešení problematiky	12
2.2	První lůžka	12
2.3	Současná polohovací lůžka	13
2.4	Operativní fixace pacienta	14
2.4.1	Bakteriální rezistence	15
3	POŽADAVKY NA STÁVAJÍCÍ TECHNICKÉ ZAŘÍZENÍ	16
3.1.1	Polohovací lůžko (přetočení přes nohy)	16
3.1.2	Postel pro JIP	17
3.1.3	Striker (polohovací lůžko přetočení přes bok)	18
3.1.4	ARIO (Pojízdná vana)	19
4	NÁVRHY ŘEŠENÍ	20
4.1	Ideální požadavky	20
4.1.1	Magnetická rezonance	20
4.2	Varianty a skici	21
4.3	Zvolená varianta	22
4.3.1	Základní vize	22
4.3.2	Obslužnost	22
5	TOPOLOGIE LŮŽKA	23
5.1	Celkový rám	23
5.2	Rám pod matracemi	23
5.3	Vedení zdvihu	23
5.4	Manipulační mechanismus	23
5.4.1	Hnací hřídel	24
5.4.2	Ozubená evolventní spojka	24
5.4.3	Ozubený převod kolo-hřeben	24
5.4.4	Aretace a spojovací segmenty	24
5.4.5	Tyč řazení	24
5.5	Ložiska	24

6	DIMENZOVÁNÍ A VÝPOČTOVÉ HODNOCENÍ.....	25
6.1	Rám pod matracemi.....	25
6.1.1	Výpočet reakcí.....	25
6.1.2	Materiálová bilance a dimenzování rámu pod matrací.....	25
6.2	Vedení zdvihu.....	27
6.3	Ozubený převod kolo - hřeben	27
6.3.1	Výpočet šířky ozubení.....	28
6.4	Evolventní zubová spojka.....	29
6.4.1	Výpočet šířky ozubení.....	30
6.5	Spojovací kolík.....	31
6.6	Hřídel mechanismu.....	32
6.7	Ovládací kolo	33
6.8	Aretace.....	34
6.9	3D model celého manipulačního zařízení, výpočet pomocí MKP	35
7	TECHNICKO-EKONOMICKÁ ÚVAHA	39
7.1	Nosný rám	39
7.2	Konzole včetně manipulačního zařízení.....	39
8	ZÁVĚR.....	40
9	ZDROJE.....	41
9.1	KNÍŽNÍ PUBLIKACE	41
9.2	PUBLIKACE NA INTERNETU	42
10	PŘÍLOHY	43

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Improvizovaná sádrová fixace pacienta s otvory (poloha na břiše) [18]	12
Obrázek 2: Improvizovaná sádrová fixace pacienta s otvory (poloha na zádech) [18].....	12
Obrázek 3: Improvizovaný otočný Bradfordův rám [18].....	13
Obrázek 4: Improvizovaný dvojitý otočný Bradfordův rám [18].....	13
Obrázek 5: Strikerův rám (upnutí pacienta do pozice na boku).....	13
Obrázek 6: Polohovací zařízení (otočení přes nohy).....	14
Obrázek 7: Fixace poškozené páteře pomocí šroubů a čepů [13]	14
Obrázek 8: Fixace poškozené páteře pomocí tělísek z chirurgické oceli [13]	15
Obrázek 9: Polohovací lůžko (přetočení přes nohy)	16
Obrázek 10: Rozměry postele pro JIP	17
Obrázek 11: Postel pro JIP	17
Obrázek 12: Striker- rozměry	18
Obrázek 13: 3.1.3 Striker (polohovací lůžko přetočení přes bok).....	18
Obrázek 14: 3.1.4 ARIO- Rozměry.....	19
Obrázek 15: ARIO (Pojízdná vana)	19
Obrázek 16: Působení MR magnetu na kancelářské křeslo	21
Obrázek 17: Polohovací zařízení varianta a).....	21
Obrázek 18: Polohovací zařízení varianta b).....	22
Obrázek 19: Polohovací lůžko- popis	23
Obrázek 20: Manipulační mechanismus	24
Obrázek 21: Rozložení sil v lůžku.....	25
Obrázek 22: Skica vedení zdvihu	27
Obrázek 23: Evolventní zubová spojka	29
Obrázek 24: Spojovací kolík	31
Obrázek 25: Hřídel mechanismu	32
Obrázek 26: Schéma sil v mechanismu.....	33
Obrázek 27: Aretace.....	34
Obrázek 28: 3D model (lůžko vcelku)	35
Obrázek 29: Síťový model a rozložení sil (lůžko vcelku).....	36
Obrázek 30: Lůžko vcelku-celková deformace	36
Obrázek 31: Lůžko vcelku-napětí	37
Obrázek 33: Síťový model a rozložení sil (částečné lůžko).....	37
Obrázek 34: Lůžko částečné-celková deformace	38
Obrázek 35: lůžko částečné-napětí	38
Obrázek 36: Plast MURILON A (Murtfeldt)	43
Obrázek 37: Plast ORIGINÁLNÍ MATERIÁL "S" (Murtfeldt)	44
Obrázek 39: Plast MURILON A GF (Murtfeldt)	45
Obrázek 40: Vlastnosti standardních laminátů z nenasyčených polyesterových pryskyřic	46

1 ÚVOD

Zdraví je velice křehké a mnohým z nás může zlomek sekundy změnit celý život. Pokud tato situace nastane, vkládáme své zdraví a život do rukou odborníků. Ti nám mohou poskytnout nezbytnou odbornou péči, která tento stav může zmírnit nebo dokonce i zcela zvrátit.

Proto, aby byla jejich práce snadnější a kvalitnější, je potřeba jim poskytovat vybavení, které zcela odpovídá jak potřebám pacienta, tak i potřebám odborného personálu. Svět zdravotnictví je velice dynamický a postupy, které bylo možné používat dosud, nemusí být vhodné v budoucnu.

Tématem této bakalářské práce je konstrukční návrh polohovacího zařízení pro pacienty s poškozenou míchou. Jsou zde zhotoveny návrhy a varianty řešení, výběr vhodných materiálů a dimenzování na potřebné zatížení. Budeme se snažit nalézt vhodný způsob jak manipulovat s pacientem, aniž bychom ohrozili jeho zdravotní stav a tato manipulace nebyla pro personál příliš namáhavá.

1.1 Pro koho je toto lůžko určeno

Toto lůžko je určeno pro pacienty s poškozenou míchou. Manipulace s tímto druhem pacientů je velice problematická, protože zde může dojít k trvalému poškození míchy a následnému ochrnutí části těla specifikované místem zranění.

Pacienti s tímto typem zranění jsou zcela upoutáni na lůžko a často jsou delší dobu v bezvědomí. Často se stává, že pacient není schopný sám dýchat, je ventilovaný, snímá se srdeční tep a jiné tělesné funkce. To s sebou nese množství hadic, hadiček a elektrického vedení k snímačům. Toto vedení může způsobit řadu komplikací při manipulaci s tímto pacientem.

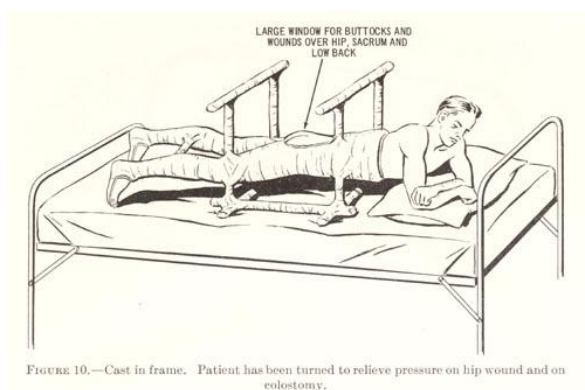
Snad nejkomplicovanější manipulací s pacientem v takovémto stavu je otočení ze zad na břicho s podmínkou, že musí být páteř zafixována. Tato problematika byla již řešena, nicméně dosud používaná řešení nezohledňovala problém obslužného vedení k pacientovi. Pacient musel být při této manipulaci odpojen a znovu připojen. V době, kdy je pacient odpojen a dýchání se zajišťuje ručně, vzrůstá riziko kolapsu pacienta a jeho zafixování znemožňuje okamžitou resuscitaci.

Předmětem bakalářské práce je tento problém odstranit a manipulační úkon otočení ze zad na břicho udělat pro pacienta bezpečnějším a pro obsluhu snazším.

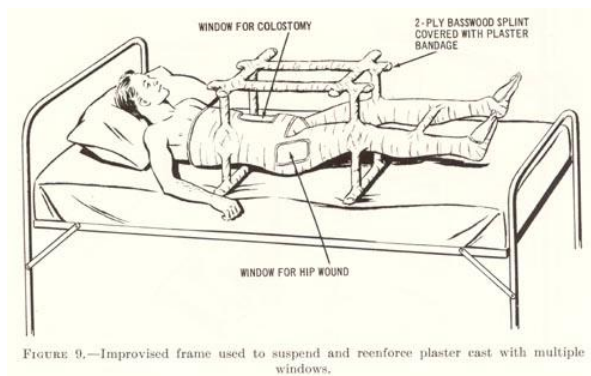
2 HISTORIE ŘEŠENÍ PROBLEMATIKY

2.1 Začátky řešení problematiky

Prvními pokusy o vyřešení této problematiky, se zapsal do historie. Dr. Homer Stryker. První pokusy vznikaly z nutnosti zafixování pacienta tak, aby mu správně srostly zlomeniny obratlů, pánve a kyčle. V té době nejdostupnějším a nejjednodušším způsobem bylo pacienta částečně nebo celkově zafixovat sádrovým „krunýřem“. Toto řešení si však s sebou neslo řadu problémů. Pacient nemohl být pod sádrou umýván, bylo zde značné nebezpečí vzniku proleženin a při převazu přestával být pacient zcela fixovaný. Kvůli nebezpečí vzniku proleženin musel být pacient každé dvě hodiny přetáčen z pozice záda-břicho. K této manipulaci bylo zapotřebí dvou ošetřovatelů. Obsluha fixovaných pacientů tímto způsobem byla pro personál velice pracná a namáhavá.



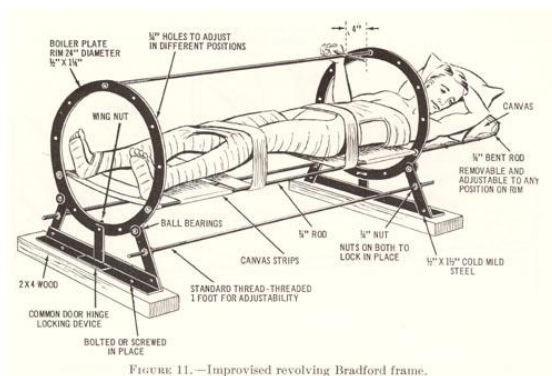
Obrázek 1: Improvizovaná sádrová fixace pacienta s otvory (poloha na břiše) [18]



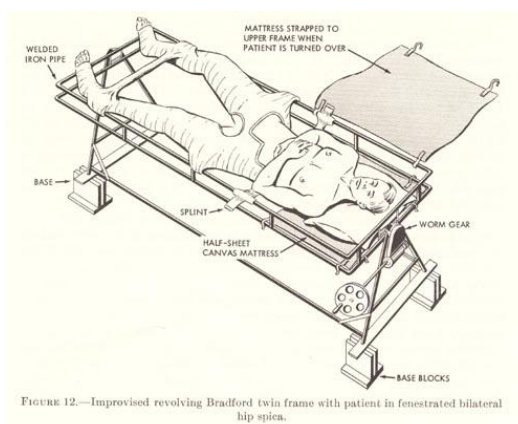
Obrázek 2: Improvizovaná sádrová fixace pacienta s otvory (poloha na zádech) [18]

2.2 První lůžka

Později se technika v oblasti manipulace se zafixovaným pacientem zdokonalovala. Začala se vyrábět specializovaná lůžka opatřená rámem, který usnadňoval manipulaci. Postupně vznikala celá řada variant tohoto zařízení, která je zakončena lůžky, které se používají i dnes.



Obrázek 3: Improvizovaný otočný Bradfordův rám [18]



Obrázek 4: Improvizovaný dvojitý otočný Bradfordův rám [18]

2.3 Současná polohovací lůžka

Dnes se používají lůžka, která jsou vybavena elektromotory pro snazší obsluhu personálu. Lůžka jsou také vybavena hydraulickými systémy, které umožňují další polohování pacienta (výška nohou k výšce hlavy). Tato lůžka byla však konstruována jednoúčelově. Některá řešení vedla k neprakticky velkým rozměrům, jiná neposkytovala dostatečný prostor pro dlouhodobý pobyt pacienta. Použité konstrukční materiály znemožňovaly použití na magnetické rezonanci.



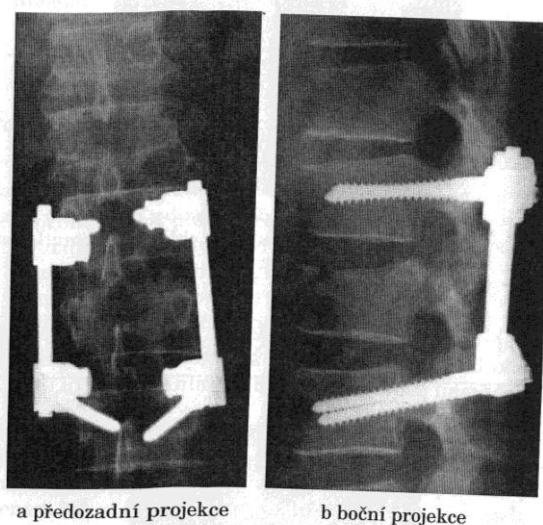
Obrázek 5: Strikerův rám (upnutí pacienta do pozice na boku)



Obrázek 6: Polohovací zařízení (otočení přes nohy)

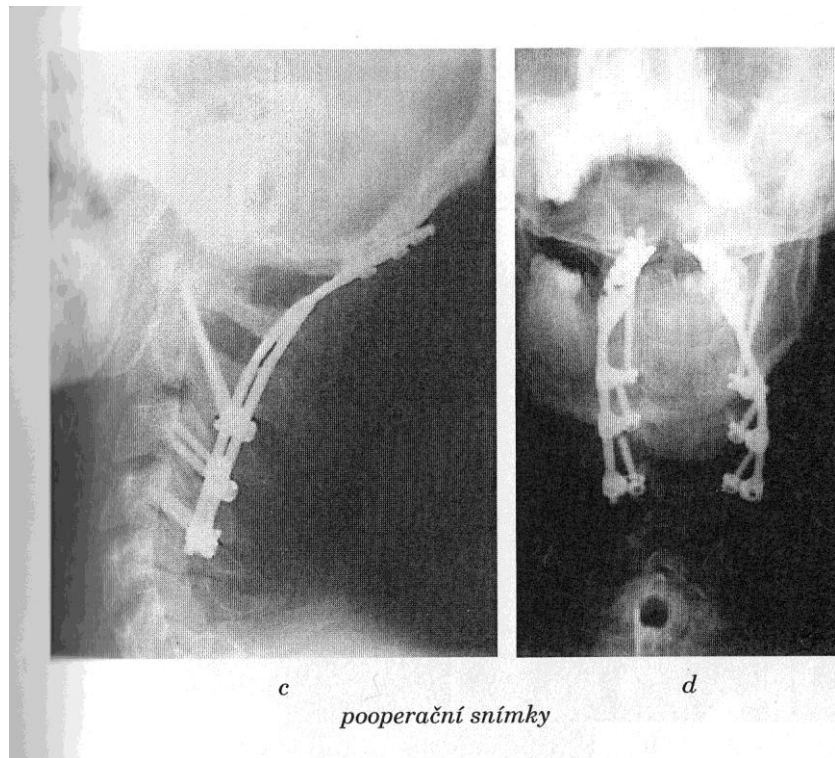
2.4 Operativní fixace pacienta

Vývoj těchto lůžek začal stagnovat s masovým nástupem antibiotik. V dnešní době se preferuje způsob, kdy je pacient v co možná nejkratší době po úrazu odoperován. Fixace je zde zajištěna spojovacími prvky typu šroub, čep, destička a jiné. Toto řešení přináší rychlou mobilizaci pacienta, a pokud to zdravotní stav dovoluje, i výrazné zkrácení pobytu v nemocnici. Tento způsob navíc umožňuje přesnou rekonstrukci poničených obratlů.



Obr. č. 7.10 Princip „zadní“ stabilizace poranění hrudní a bederní páteře. Je-li přední sloupec jen nepatrně komprimován, zpravidla stačí izolovaný zadní přístup.

Obrázek 7: Fixace poškozené páteře pomocí šroubů a čepů [13]



Obrázek 8: Fixace poškozené páteře pomocí tělísek z chirurgické oceli [13]

Bohužel i tato varianta s sebou nese jistá omezení a rizika. Spojovací tělíska, která jsou použita k fixaci, mohou být rozpouštěna agresivním prostředím těla. Díky tomu mohou být uvolňovány škodlivé látky rozpouštěných kovů. Jedním z omezení je fakt, že po operaci není možné provést kontrolní vyšetření na magnetické rezonanci. V některých případech může být tato varianta ohrožena jevem zvaným antibiotická rezistence, který zvyšuje rizika vzniku bakteriální infekce v operační ráně. Tímto jevem se zabývá následující kapitola.

2.4.1 Bakteriální rezistence

Bakteriální rezistencí rozumíme odolnost bakterií a jiných mikroorganismů vůči antibiotikům a desinfekcím. Jedná se o stále se rozvíjející a dynamickou problematiku. Rezistence je způsobena evolucí dané bakterie, která v nevhodných podmínkách umírá (desinfekce, antibiotika). Později po proběhnutí X-té generace získává bakterie imunitu proti tomuto prostředí a přijímá je za vlastní. Poté se musí přistoupit k užívání jiného antibiotického prostředku a celý cyklus se opakuje. Paradoxně bakterie, které disponují nejvyšší rezistencí, jsou bakterie nemocničního prostředí. Tato problematika znemožňuje vynalézt „všelék“, který by zaručil vždy zcela sterilní prostředí a bylo ho možno používat neustále. Kupříkladu nejznámější antibiotikum Penicilín je v dnešní době málokdy účinné, přestože ve svém počátku bylo téměř univerzální. Problematiku rezistence zhoršuje neuvážené užívání a předepisování antibiotik. Jsou užívány i na zcela triviální onemocnění, na která jejich použití mnohdy nemá vliv. Z těchto důvodů je velice těžké držet před rezistencí náskok a zvyšuje se riziko pooperačních infekcí, které mohou vést ke komplikacím, jež mohou pacienta upoutat na lůžko na mnohem delší dobu, než bylo předpokládáno.

3 POŽADAVKY NA STÁVAJÍCÍ TECHNICKÉ ZAŘÍZENÍ

3.1.1 Polohovací lůžko (přetočení přes nohy)

Rozměry:

- neměřeno (rozměry zcela nevyhovují)



Obrázek 9: Polohovací lůžko (přetočení přes nohy)

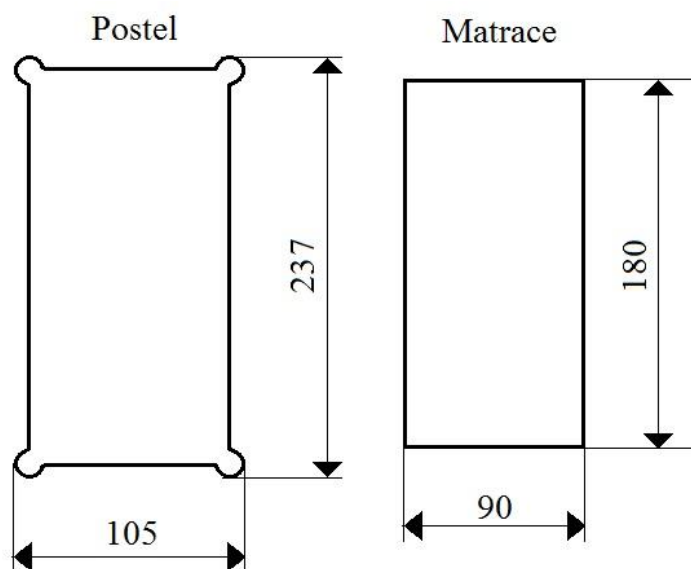
Pozn.:

- v poloze, kdy pacient „stojí“ se velice obtížně dýchá
- fixace hlavy neřešena, v praxi se používal obvaz k zachycení čela
- velké množství komponent, velké rozměry a váha

3.1.2 Postel pro JIP

Rozměry:

- postel 105 X 237
- matrace 90 X 180



Obrázek 10: Rozměry postele pro JIP



Obrázek 11: Postel pro JIP [20]

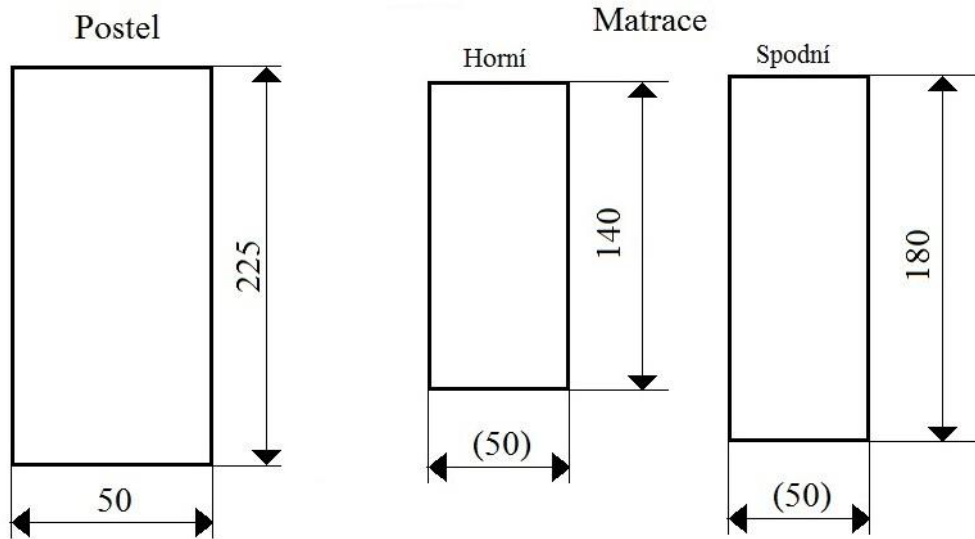
Pozn.:

- konečné rozměry včetně mantinelů

3.1.3 Striker (polohovací lůžko přetočení přes bok)

Rozměry:

- postel 50 X 225
- horní matrace 50 X 140
- spodní matrace 50 X 180



Obrázek 12: Striker- rozměry



Obrázek 13: 3.1.3 Striker (polohovací lůžko přetočení přes bok)

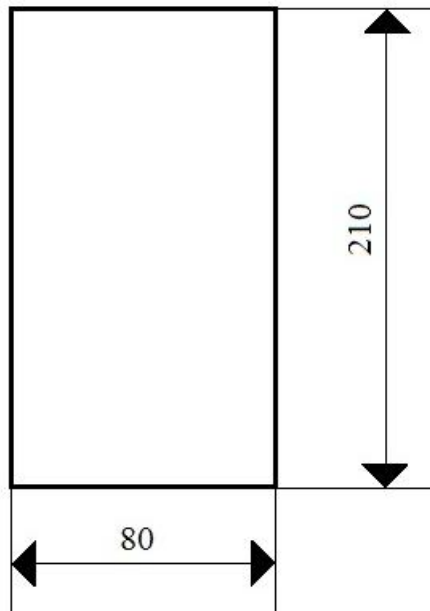
Pozn.:

- zachycení pacienta do boku řešeno postavením horního lůžka a spodního do pozice V
- uchycení rukou neřešeno, musely se přivazovat obvazem k rámu
- uchycení hlavy pouze pruhem látky na čele

3.1.4 ARIO (Pojízdná vana)

Rozměry:

- lůžko 80 X 210



Obrázek 14: 3.1.4 ARIO- Rozměry



Obrázek 15: ARIO (Pojízdná vana)

Pozn.:

- Možnost desinfekční koupele.
- Při kombinaci s vakuovým systémem je možné zhotovení pevného tvaru, který přesně odpovídá rozměrům pacienta, případně zachycení pacienta do boku.

4 NÁVRHY ŘEŠENÍ

4.1 Ideální požadavky

- resistance vůči desinfekcím
- lůžko (matrace, deska pod matrací) nektrastní na rentgenu
- použití na magnetické rezonanci
- polohování výšky postele včetně polohy hlavy k výšce nohou
- měření váhy pacienta
- pojezd na desku pro RTG
- rychlé upnutí, otočení a rozepnutí pacienta
- místo pro uchycení mobilních dýchacích přístrojů a kyslíkové bomby
- uchycení nádoby pro infusi
- uchycení kabelů a hadiček

Rozsah bakalářské práce nám dovoluje zabývat se jen některými z výše uvedených požadavků.

4.1.1 Magnetická rezonance

Pacientů s poškozením míchy se také často týká vyšetření na magnetické rezonanci.

„Magnetická rezonance je velmi moderní vyšetření, které nepracuje na principu rentgenových paprsků, ale využívá velmi silného magnetického pole. Jedná se o bezpečné vyšetření, které dokáže snímkovat strukturu orgánů do nejmenších detailů. Magnetická rezonance je nezastupitelná při neurologických, ortopedických a onkologických a jiných vyšetřeních. Velkou výhodou této metody oproti jiným zobrazovacím metodám v diagnostické radiologii je větší přesnost při zobrazení většiny orgánů, jež je důsledkem rozdílné intenzity signálu u odlišných měkkých tkání. Navíc toto zobrazení probíhá bez možného škodlivého ionizujícího záření.“ [19]

Magnetickou rezonanci však provází několik jevů, které komplikují nejen vyšetření samotného pacienta, ale také použitelnost lůžek na tomto pracovišti.

„V medicíně používané magnety vytvářejí pole obvykle v rozsahu 0,1 – 3 T (v ČR jsou nejčastěji používané 1,5 T magnety). Při této hodnotě intenzity se zatím neprokázaly žádné trvalé následky. Komerčně jsou ale dostupné supravodivé magnety o 3 T nebo 7 T, ve fázi výzkumu je například MR o síle 21,1 T. Velmi silné magnetické pole může teoreticky vyvolat závratě, žaludeční nevolnost či dokonce poruchy srdečního rytmu a další problémy. Asi největším nebezpečím je přítomnost ferromagnetických předmětů v blízkosti MR magnetu. Ty mohou být vlivem magnetického pole samovolně uvedeny do pohybu a značně urychleny.“ [16]



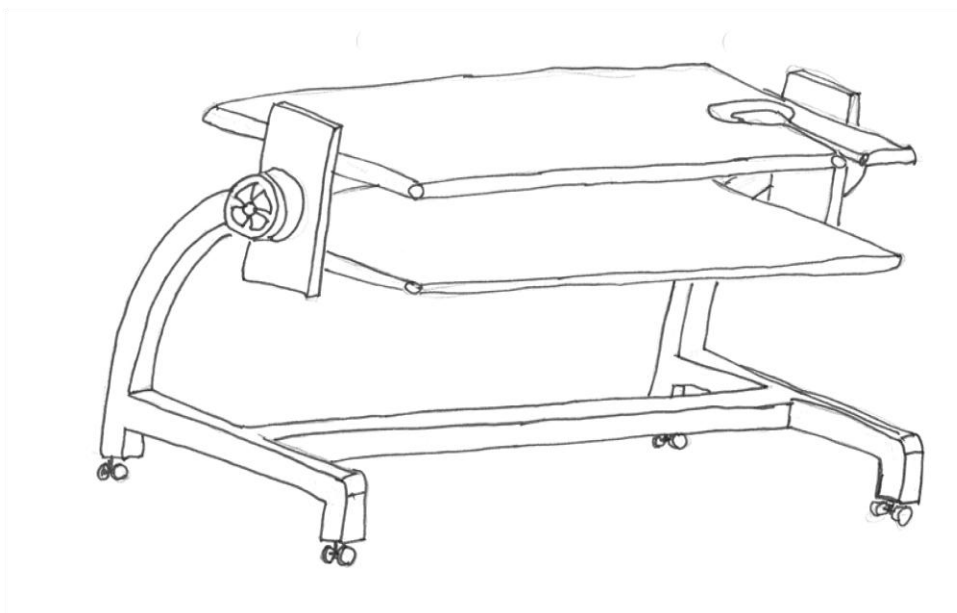
Obrázek 16: Působení MR magnetu na kancelářské křeslo [16]

Tato skutečnost znemožňuje použití lůžek, která jsou vyrobena z feromagnetických materiálů. Dále zde působí silné elektromagnetické pole, díky kterému může v elektricky vodivých materiálech vznikat elektromagnetická indukce, případné elektrické výboje nebo zahřívání předmětů.

Z výše uvedených důvodů je lůžko, které má mít přístup na pracoviště magnetické rezonance, potřeba konstruovat z plastů, kompozitů ze skelného vlákna nebo jiných druhů izolačních materiálů.

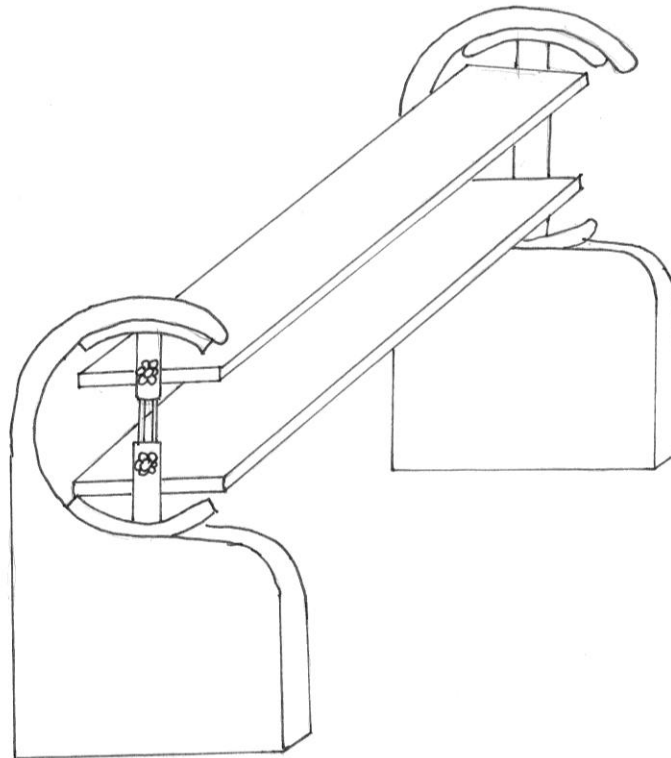
4.2 Varianty a skici

a)



Obrázek 17: Polohovací zařízení varianta a)

b)



Obrázek 18: Polohovací zařízení varianta b)

4.3 Zvolená varianta

Zvolili jsme variantu a). Tato varianta lépe řeší problém s manipulací obslužného vedení při otočení pacienta.

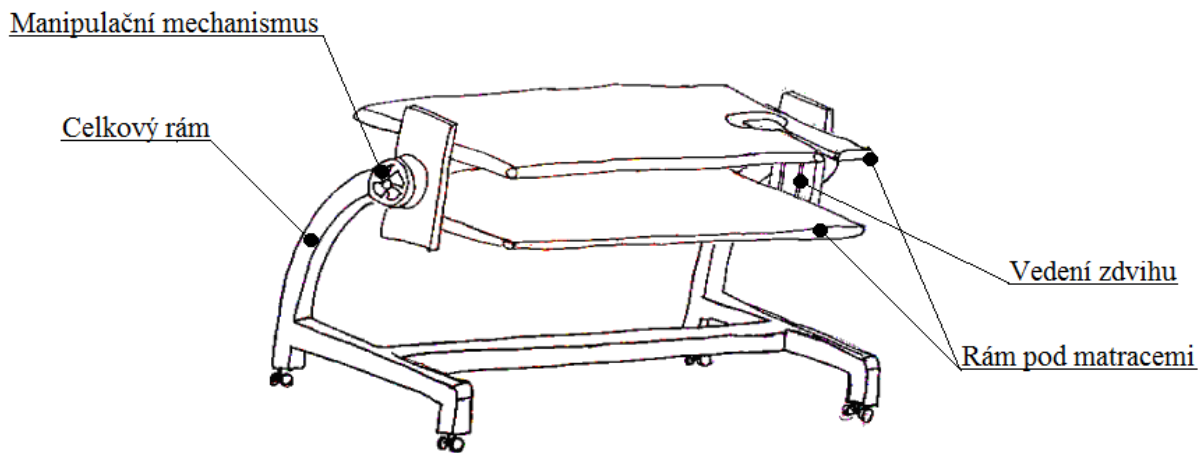
4.3.1 Základní vize

Toto řešení je přizpůsobeno především pacientům, kteří jsou závislí na plicní ventilaci. To s sebou nese množství problémů. Při otáčení je potřeba, aby se hadice neobtáčela kolem osy, přehýbala se, a tím ohrožovala plynulost dýchání. Tuto podmínku nám umožňuje splnit způsob uchycení samotného lůžkového prostoru. Tento prostor je držen jedním párem podpor tvaru polovičního C.

4.3.2 Obslužnost

Vycházejme ze stavu, kdy pacient je uložen na lůžku a je potřeba ho dostat z pozice vleže na zádech do pozice vleže na břiše. V tuto chvíli je zařízení bez horní části, která by bránila dřívější obsluhu pacienta. Pacient je plicně ventilovaný a obslužná hadice mu vede buďto z úst nebo z průdušnice. V tuto chvíli do zařízení vložíme vrchní desku a bočním otvorem protáhneme obslužné vedení ventilace a desku upevníme. V následujícím kroku zařadíme řadicí tyčí na obslužném kole do pozice fixace pacienta a otáčivým pohybem kola zdvihneme pacienta a přemístíme jeho podélnou osu do osy otáčení zařízení. Poté zařadíme do pozice manipulace a otáčivým pohybem pacienta zcela otočíme do pozice vleže na zádech. Dále opět přeřadíme do pozice fixace pacienta, otáčivým pohybem jej opět uvolníme a nastavíme do výšky pohodlné obsluhy. Nakonec zařadíme do pozice zabrzděno a sejmem desku, která se otočením dostala nahoru.

5 TOPOLOGIE LŮŽKA



Obrázek 19: Polohovací lůžko- popis

5.1 Celkový rám

Jedná se o nosný rám celého zařízení. Je složený ze čtyř noh čtvercového průřezu, které jsou propojeny hranoly o stejném profilu. Z půdorysu má tento rám tvar velkého tiskacího I. Nohy jedné strany jsou prodlouženy směrem vzhůru. Dále je profil zahnutý do tvaru čtvrtkruhové výseče. Celý tento díl je zakončený mezikruhovým průřezem s osou kolmou ke čtvercovému profilu. Celý rám je zhotovený z materiálu PA 66 (Murilon A).

5.2 Rám pod matracemi

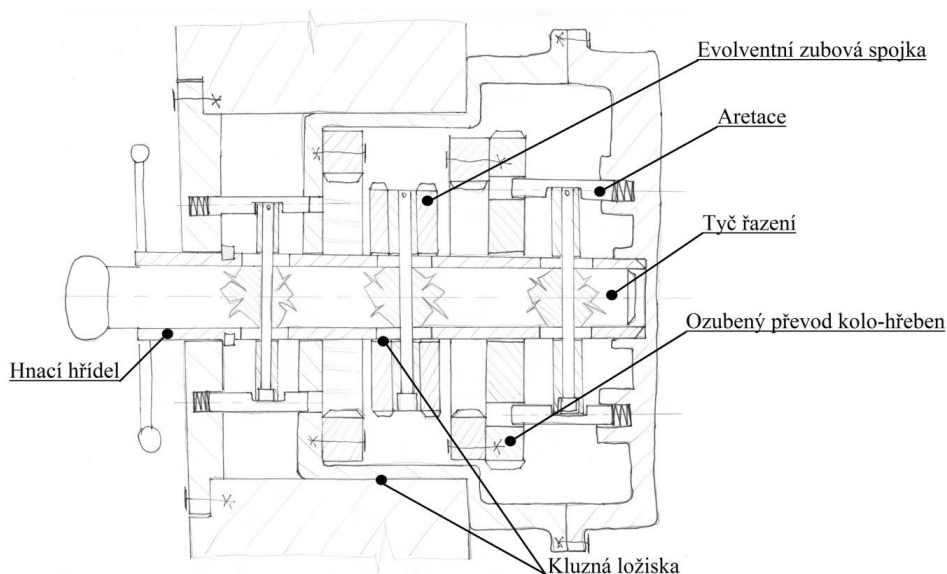
Tento rám slouží k uložení roštu a matrací. Skládá se ze dvou samostatných částí, horní a spodní. Z půdorysu mají obě části tvar obdélníku. V horní části je rám upravený k pohodlnému usazení pacientova obličeje. To je zajištěno částí rámu ve tvaru oválu, který je umístěný v horní oblasti uprostřed. S oválnou částí je obdélníkový rám propojený dvěma tyčemi stejného průřezu jako zbylý rám. Toto uspořádání zajišťuje manipulaci trubice ventilace zevně rámu do obdélníkové části rámu. Celý rám je tvořený mezikruhovým průřezem zhotoveným ze skelného kompozitu s polymerní maticí. Obě části rámu jsou propojeny s vedením zdvihu. Celý rám je povlakovaný plastem. K povlakování je použit PE (Originální materiál S + AB). Tento materiál disponuje odolností vůči chemikáliím a zabraňuje růstu a rozvoji bakterií.

5.3 Vedení zdvihu

Tato část zajišťuje, že se mohou obě části lůžka (horní a spodní) k sobě přímočaře vertikálně přibližovat a oddalovat. To je zajištěno drážky ve víku konzole a v nich uložených příčniců. Příčnicíky i vedení jsou zhotoveny z materiálu PA 66 (Murilon A).

5.4 Manipulační mechanismus

Manipulační mechanismus zajišťuje změnu z rotačního pohybu na vertikální posuv, řazení mezi funkcí zdvihu celkovou aretací a celkovým otáčením lůžka. Skládá se z hnacího hřídele mezikruhového průřezu, ovládací tyče, zubové evolventní spojky, ozubeného převodu kolo-hřeben, aretace a spojovacích segmentů.



Obrázek 20: Manipulační mechanismus

5.4.1 Hnací hřídel

Hnací hřídel zajišťuje přenos točivého momentu od ovládacího kola k zubové evolventní spojce. Má mezikruhový průřez a je opatřený podélnými oválnými děrami umožňujícími řazení. Tato součást je zhotovena z materiálu PA 66 (Murilon A).

5.4.2 Ozubená evolventní spojka

Tato spojka zajišťuje přenos točivého momentu na požadovanou součást. Je tvořena z kola opatřeného vnějším ozubením spojeného s hnací hřídelí pomocí kolíku. Toto ozubené kolo je axiálně posuvné, to umožňuje tři polohy řazení spojky. Spojka je dále tvořena párem ozubených kol s vnitřním ozubením. Každé kolo je uloženo z jedné strany kola s vnějším ozubením. První kolo je spojeno šrouby se skříní konzole a druhé s převodem kolo-hřeben. Kolo s vnějším ozubením je vyrobeno z materiálu PA 66. Kolo s vnitřním ozubením je vyrobeno z materiálu POM.

5.4.3 Ozubený převod kolo-hřeben

Tento převod zajišťuje přeměnu z otáčivého pohybu hřídele na posuvný pohyb. Posuvný pohyb je dále přenašen z hřebene na příčníky uložené ve vedení zdvihu a dále na horní a spodní desku lůžka. Ozubené kolo je vyrobeno z materiálu POM a ozubený hřeben z PA66.

5.4.4 Aretace a spojovací segmenty

Aretace zajišťují, že lůžko zůstane v nastavené poloze, aniž by je obsluha musela kontrolovat. Aretaci obstarávají kolíky, které jsou vtlačovány do pozice zabrzděno pomocí pružin umístěných z jedné strany kolíků. Spojovací segmenty zajišťují spojení větších součástí. Aretační kolíky a kolík spojující hnací hřídel se spojku jsou vyrobeny z materiálu PA 66 s přidáním skelného vlákna (Murilon A GF). Spojovací segmenty typu šroub jsou zhotoveny z materiálu PA 66.

5.4.5 Tyč řazení

Tato tyč slouží k řazení mezi polohami: Zabrzděno, Fixace pacienta, Manipulace. S evolventní zubovou spojku je spojena kolíkem. Tyč řazení je zhotovena z materiálu PA 66 (Murilon A).

5.5 Ložiska

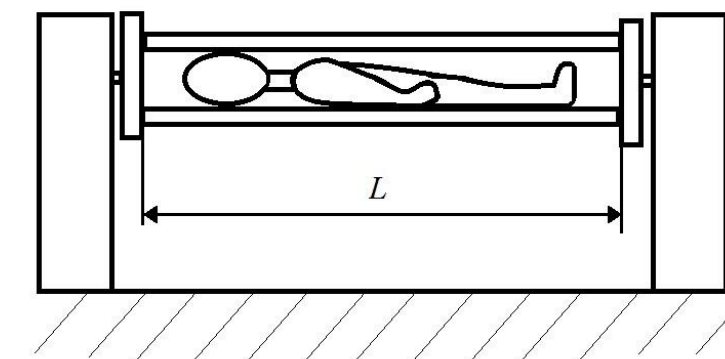
Všechny styčné třecí plochy jsou zhotoveny z materiálů, které disponují dobrými třecími vlastnostmi. Zařízení pracuje ve velmi nízkých otáčkách, takže plastová třecí ložiska jsou dostačující.

6 DIMENZOVÁNÍ A VÝPOČTOVÉ HODNOCENÍ

Všechny uvedené vzorce jsou normované a jsou přežaty z následujících zdrojů: [1],[2],[6],[7],[9],[15].

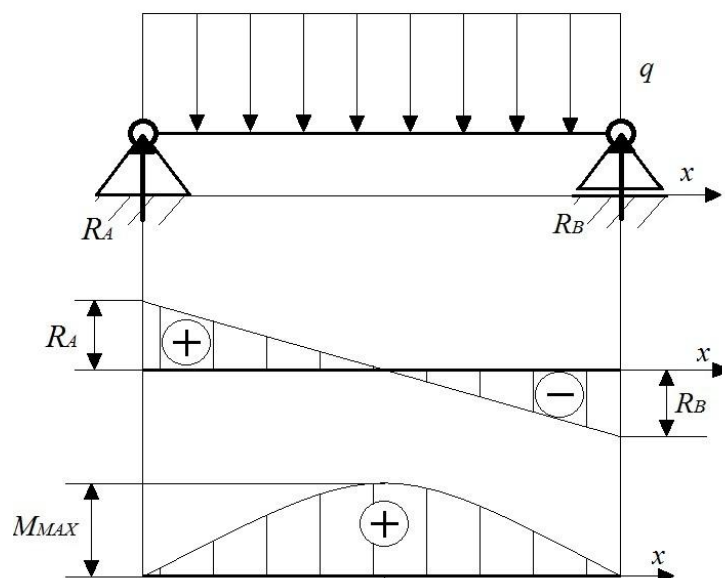
6.1 Rám pod matracemi

6.1.1 Výpočet reakcí



$$L=2\text{m}$$

$$Q=1500\text{N}$$



$$R_A = R_B = \frac{q * L}{2} = \frac{1500 * 2}{2} = 1500$$

Obrázek 21: Rozložení sil v lůžku

6.1.2 Materiálová bilance a dimenzování rámu pod matrací

Skelný laminát $E= 5000 - 25000$ [MPa]

(strojnické tabulky)

Rovingotová tkanina

$E= 20\ 000$ [MPa]

(Hustota při $20^\circ\text{C}= 1,76$ [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$])

$$J_z = \frac{5 * 1500 * 2}{384 * 2 * 10^{10} * 0,01} = 1,953125 * 10^{-7} \text{m}^4 = 195312,5 \text{mm}^4$$

Pro mezidruhový průřez platí:

$$J_z = \frac{\pi * D^4}{64} - \frac{\pi * d^4}{64}$$

$$\frac{64 * J_z}{\pi} = D^4 - d^4$$

$$d = \sqrt[4]{D^4 - \frac{64 * Jz}{\pi}}$$

Pro D=50 mm

$$d = \sqrt[4]{50^4 - \frac{64 * 195312,5}{\pi}}$$
$$d = \underline{38,8mm}$$

Tkanina ze skelné příze

E= 27 000 [MPa]

(Hustota při 20°C= 1,88 [g*cm⁻³])

$$Jz = \frac{5 * 1500 * 2}{384 * 2,7 * 10^{10} * 0,01} = 1,446759 * 10^{-7} m^4 = 144675,9 mm^4$$

$$d = \sqrt[4]{D^4 - \frac{64 * Jz}{\pi}}$$
$$d = \sqrt[4]{50^4 - \frac{64 * 144675,9}{\pi}}$$
$$d = \underline{42,6mm}$$

$$S_1 = 1963,49 \text{ mm}^2$$

$$S_2 = 1425,30 \text{ mm}^2$$

$$S = 538,19 \text{ mm}^2 = 5,3819 \text{ cm}^2$$

$$V = S * L = 5,3819 * 200 = \underline{1076,38 \text{ cm}^3}$$

$$m = V * \rho = 1076,38 * 1,88 = 2023,5944 \text{ g} = \underline{2 \text{ kg}}$$

Jednosměrná rovingotová tkanina

E= 33 000 [MPa]

(Hustota při 20°C= 1,98 [g*cm⁻³])

$$Jz = \frac{5 * 1500 * 2}{384 * 3,3 * 10^{10} * 0,01} = 1,183712 * 10^{-7} m^4 = 118371,2 mm^4$$

$$d = \sqrt[4]{D^4 - \frac{64 * Jz}{\pi}}$$
$$d = \sqrt[4]{50^4 - \frac{64 * 118371,2}{\pi}}$$
$$d = \underline{44,3mm}$$

$$S_1 = 1963,49 \text{ mm}^2$$

$$S_2 = 1541,34 \text{ mm}^2$$

$$S = 422 \text{ mm}^2 = 4,22 \text{ cm}^2$$

$$V = S * L = 4,22 * 200 = 844 \text{ cm}^3$$

$$m = V * \rho = 844 * 1,88 = 1671 \text{ g} = 1,7 \text{ kg}$$

Volíme jednosměrnou rovingotovou tkaninu. V porovnání s ostatními typy matric má nejnižší hmotnost.

pozn.: Dimenzované profily jsou povlakovány plastem: Originální Materiál "S"® plus+ AB

6.2 Vedení zdvihu

Materiál: murilon A

Síla: $F = 1500 \text{ [N]}$

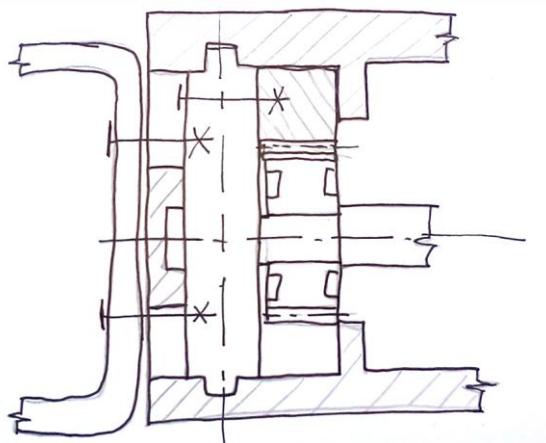
$$P_D = \frac{F}{S}$$

$$S = \frac{F}{P_D}$$

$$S = \frac{1500}{1,6 * 10^8}$$

$$S = 9,375 * 10^{-6} \text{ m}^2 = 9,375 \text{ mm}^2$$

$$P_D = 160 \text{ [MPa]} \rightarrow 1,6 * 10^8 \text{ [Pa]}$$



Obrázek 22: Skica vedení zdvihu

6.3 Ozubený převod kolo - hřeben

Kolo:

$$d_a = 99 \text{ mm}$$

$$m = 3 \text{ mm}$$

$$Z_1 > 17$$

Přímé zuby

$$d_{a1} = d_1 + 2 * m * h_a^*$$

$$d_1 = d_{a1} - 2 * m * h_a^*$$

$$d_1 = 99 - 2 * 3 * 1$$

$$d_1 = 93$$

$$d_1 = m * z$$

$$z_1 = \frac{d_1}{m} = \frac{39}{3} = \underline{31}$$

$$df = d_1 - 2 * m * (h * a + C * a) = 93 - 2 * 3 * (1 + 0,25) = \underline{86,5mm}$$

$$p = \pi * m = \pi * 3 = \underline{9,425}$$

$$e_1 = s_1 = 0,5 * \pi * m = \underline{4,712}$$

6.3.1 Výpočet šířky ozubení

$$\sigma_D = \frac{R_e}{k}$$

$$k = 1,5 - 5 \rightarrow k = 3$$

a) POM

$$R_e = 70 \text{ [MPa]}$$

$$E = 1700 - 3000 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_D = \frac{R_e}{k} = \frac{70}{3} = 23,3 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_o = \sigma_D = \frac{M_o}{W_o} = \frac{F_o * 2,25 * m}{\frac{1}{6} * (\pi * m)^2 * b}$$

$$b = \frac{13,5 * F_o}{\sigma_D * (\pi * m)^2}$$

$$b = \frac{13,5 * 1500}{23,3 * (\pi * 3)^2} = 9,78mm \gg \underline{10mm}$$

b) PA66

$$R_e = 55 - 85 \text{ [MPa]}$$

$$E = 2800 - 3500 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_D = \frac{R_e}{k} = \frac{55}{3} = 18,3 \text{ [MPa]}$$

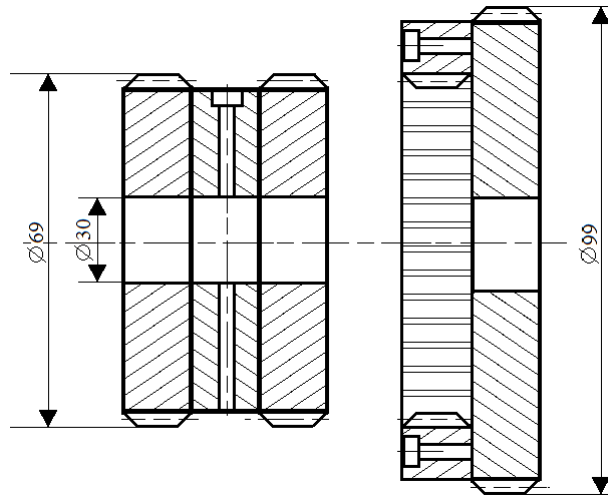
$$\sigma_o = \sigma_D = \frac{M_o}{W_o} = \frac{F_o * 2,25 * m}{\frac{1}{6} * (\pi * m)^2 * b}$$

$$b = \frac{13,5 * F_o}{\sigma_D * (\pi * m)^2}$$

$$b = \frac{13,5 * 1500}{18,3 * (\pi * 3)^2} = 12,46mm \gg \underline{13mm}$$

Kvůli dobrému záběhu ozubení volíme pro kolo i hřeben odlišný materiál. Ozubené kolo je vyrobeno z materiálu POM a ozubený hřeben z PA66.

6.4 Evolventní zubová spojka



Obrázek 23: Evolventní zubová spojka

a) Vnější ozubení

$$d_{a1} = d_1 + 2 * m * h * a$$

$$d_1 = d_{a1} - 2 * m * h * a$$

$$d_1 = 69 - 2 * 3 * 1$$

$$\underline{d_1 = 63 [mm]}$$

$$d_1 = m * z$$

$$z_1 = \frac{d_1}{m} = \frac{63}{3} = 21$$

$$d_{b1} = d_1 * \cos(\alpha)$$

$$d_{b1} = 63 * \cos(20)$$

$$\underline{d_{b1} = 59,2 [mm]}$$

$$d_{f1} = d_1 - 2 * m * (h * a + C * a)$$

$$d_{f1} = 63 - 2 * 3 * (1 + 0,25)$$

$$\underline{d_{f1} = 55,5mm}$$

b) Vnitřní ozubení

$$d_1 = d_2 = 63 [mm]$$

$$d_2 = m * z$$

$$z_2 = \frac{d_2}{m} = \frac{63}{3} = 21$$

$$d_{b2} = d_2 * \cos(\alpha)$$

$$d_{b2} = 63 * \cos(20)$$

$$\underline{d_{b2} = 59,2}$$

$$d_{f2} = d_2 + 2 * m * (h_a^* + C_a^*)$$

$$d_{f2} = 63 + 2 * 3 * 1,25$$

$$\underline{d_{f2} = 70,5 [mm]}$$

$$p = \pi * m = \pi * 3$$

$$\underline{p = 9,425}$$

$$e1 = s1 = 0,5 * \pi * m$$

$$\underline{e1 = s1 = 4,712}$$

6.4.1 Výpočet šířky ozubení

$$\sigma_D = \frac{R_e}{k}$$

$$k=1,5 - 5 \rightarrow k=3$$

a) POM

$$R_e=70 \text{ [MPa]}$$

$$E=1700-3000 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_D = \frac{R_e}{k} = \frac{70}{3} = 23,3 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_o = \sigma_D = \frac{M_o}{W_o} = \frac{F_o * 2,25 * m}{\frac{1}{6} * (\pi * m)^2 * b}$$

$$b = \frac{13,5 * F_o}{\sigma_D * (\pi * m)^2}$$

$$b = \frac{13,5 * 1500}{23,3 * (\pi * 3)^2} = 9,78mm \gg \underline{10mm}$$

b) PA66

$$R_e=55-85 \text{ [MPa]}$$

$$E=2800-3500 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_D = \frac{R_e}{k} = \frac{55}{3} = 18,3 \text{ [MPa]}$$

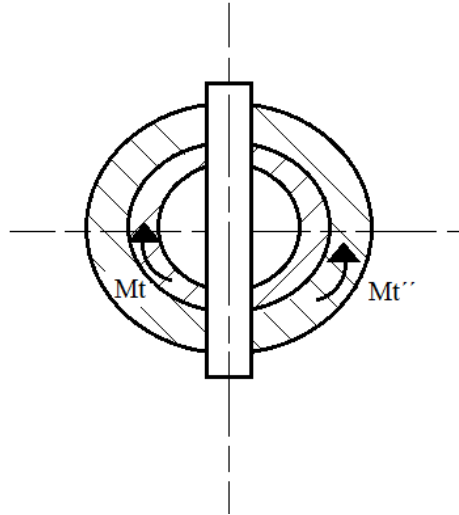
$$\sigma_o = \sigma_D = \frac{M_o}{W_o} = \frac{F_o * 2,25 * m}{\frac{1}{6} * (\pi * m)^2 * b}$$

$$b = \frac{13,5 * F_o}{\sigma_D * (\pi * m)^2}$$

$$b = \frac{13,5 * 1500}{18,3 * (\pi * 3)^2} = 12,46mm \gg \underline{13mm}$$

Kvůli dobrému záběhu ozubení volíme pro kolo s vnějším ozubením odlišný materiál, než je materiál kol s vnitřním ozubením. Kolo s vnějším ozubením je vyrobeno z materiálu PA 66. Kolo s vnitřním ozubením je vyrobeno z materiálu POM.

6.5 Spojovací kolík



Obrázek 24: Spojovací kolík

Materiál: Murilon A GF

$$\sigma_D = \frac{R_e}{k} = \frac{100}{3} = 33,3 \text{ [MPa]}$$

$$\tau_D \cong 0,6 * 33,3 = 19,98 \text{ [MPa]}$$

$$\tau_1 = \frac{F_1}{S_1} = \frac{\frac{M_t}{d}}{\frac{n_{rez} * \frac{d}{2}}{\frac{\pi * d_k^2}{4}}} \leq \tau_D$$

$$\tau_D = \frac{4M_t}{n_{rez} * \frac{d}{2} * \pi * d_k^2}$$

$$\tau_D = \frac{8M_t}{n_{rez} * d * \pi * d_k^2}$$

$$d_k = \sqrt{\frac{8M_t}{n_{rez} * d * \pi * \tau_D}}$$

$$d_k = \sqrt{\frac{8 * 74250}{4 * 30 * \pi * 19,98}}$$

$$\underline{d_k = 8,88 \text{ [mm]}}$$

Kontrola na tlak

$$P_D = \sigma_D = 33,3[\text{MPa}] = \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right]$$

$$F = 1500[\text{N}]$$

$$P = \frac{F}{S} \leq P_D$$

$$S = (D - d) * d_k$$

$$S = (30 - 22) * 16$$

$$S = 128\text{mm}^2$$

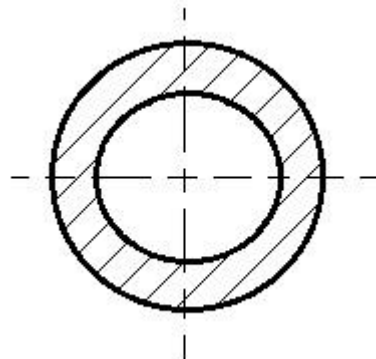
$$P = \frac{1500}{128} = 11,7 [\text{MPa}]$$

$$33,3 > 11,7$$

$$P_D > P$$

Měrný tlak vyhovuje.

6.6 Hřídel mechanismu



Obrázek 25: Hřídel mechanismu

Materiál: PA66 (Murilon A)

$$\sigma_D = \frac{R_e}{k} = \frac{90}{3} = 30 [\text{MPa}]$$

$$\tau_D \cong 0,6 * 33,3 = 18 [\text{MPa}]$$

$$\tau_{max} = \frac{M_k}{J_p} * \frac{D}{2} = \frac{16M_k}{\pi * D^3} * \left[1 - \left(\frac{d}{D} \right)^4 \right] = \frac{M_k}{W_k} \geq \tau_D$$

$$\tau_D = \frac{M_k}{J_p} * \frac{D}{2}$$

$$J_p = \frac{\pi}{32} * (D^4 - d^4)$$

$$\tau_D = \frac{32M_k * D}{2 * \pi * (D^4 - d^4)}$$

$$D^4 - d^4 = \frac{32M_k * D}{2 * \pi * \tau_D}$$

$$d = \sqrt[4]{D^4 - \frac{32M_k * D}{2 * \pi * \tau_D}}$$

$$d = \sqrt[4]{40^4 - \frac{32 * 74250 * 50}{2 * \pi * 18}}$$

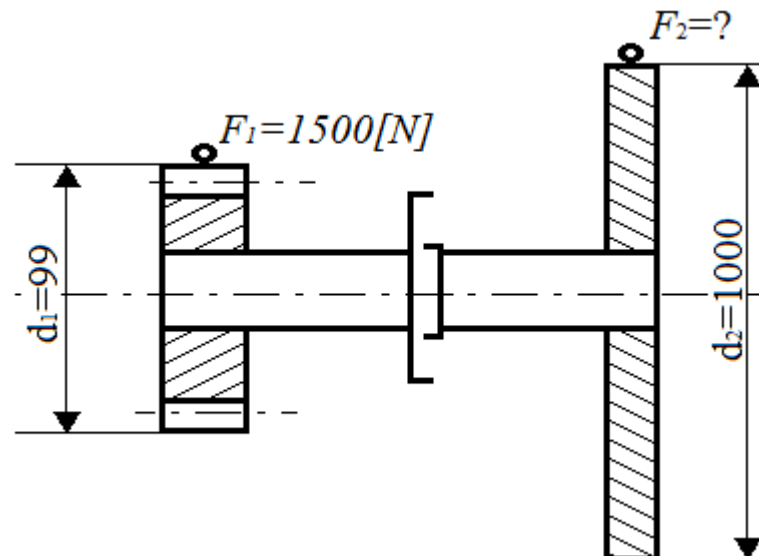
$$d = 35,052$$

$$D_2 = 40 \quad d_2 = 35,052 \quad t_2 = 2,5$$

$$D_3 = 50 \quad d_3 = 47,752 \quad t_3 = 1,1$$

Volíme průměr D=50

6.7 Ovládací kolo



Obrázek 26: Schéma sil v mechanismu

$$F_1 = 1500 \text{ [N]}$$

$$r_1 = 49,5 \text{ [mm]} = 0,0495 \text{ [m]}$$

$$r_2 = 500 \text{ [mm]} = 0,5 \text{ [m]}$$

$$M_1 = M_2$$

$F_2 = ?$

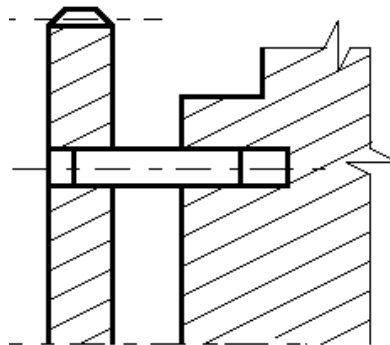
$$F_1 * r_1 = F_2 * r_2$$

$$F_2 = \frac{F_1 * r_1}{r_2}$$

$$F_2 = \frac{1500 * 0,0495}{0,5}$$

$$F_2 = 148,5 \text{ [N]} \cong 15 \text{ kg}$$

6.8 Aretace



Obrázek 27: Aretace

Materiál: Murylon A GF

$$\sigma_D = \frac{R_e}{k} = \frac{100}{3} = 33,3 \text{ [MPa]}$$

$$\tau_D \cong 0,6 * 33,6 = 19,98 \text{ [MPa]}$$

$$r = \frac{99 - 50}{2} = 24,5 \text{ [mm]} = 0,0245 \text{ [m]}$$

$$M_k = F * r = 1500 * 0,0245 = 36,75 \text{ [Nm]}$$

Střížná síla

$$M_k = F_s * d$$

$$F_s = \frac{M_k}{d}$$

$$F_s = \frac{36,75}{0,05}$$

$$F_s = 735 \text{ [N]}$$

Dimenzování

$$\tau_s = \frac{F_s}{\frac{\pi * d_k^2}{4}} * \frac{1}{3} \leq \tau_{sD}$$

$$d_k \geq \sqrt{\frac{4 * F_s}{\pi * \tau_{sD}} * \frac{1}{3}}$$

$$d_k = \sqrt{\frac{4 * 735}{\pi * 19,98} * \frac{1}{3}}$$

$$d_k = 3,951 \rightarrow 4 \text{ [mm]}$$

Kontrola na tlak

$$P = \frac{F}{S} \leq P_D$$

$$F=1500 \text{ [N]}$$

$$P_D = \sigma_D = 33,3 \text{ [MPa]} = \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right]$$

b-šířka kola (10 mm nebo 14 mm)

$$S=b \cdot d_k$$

$$S=10 \cdot 4$$

$$S=40$$

$$P = \frac{735}{40}$$

$$P = 18,375$$

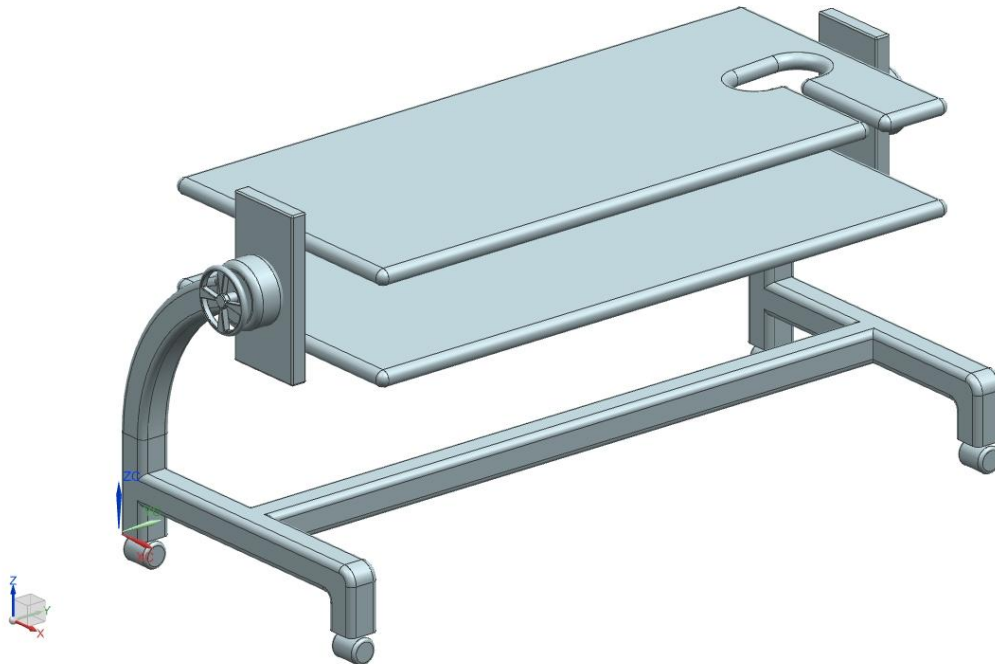
$$33,3 > 18,375$$

$$P_D > P$$

Měrný tlak vyhovuje

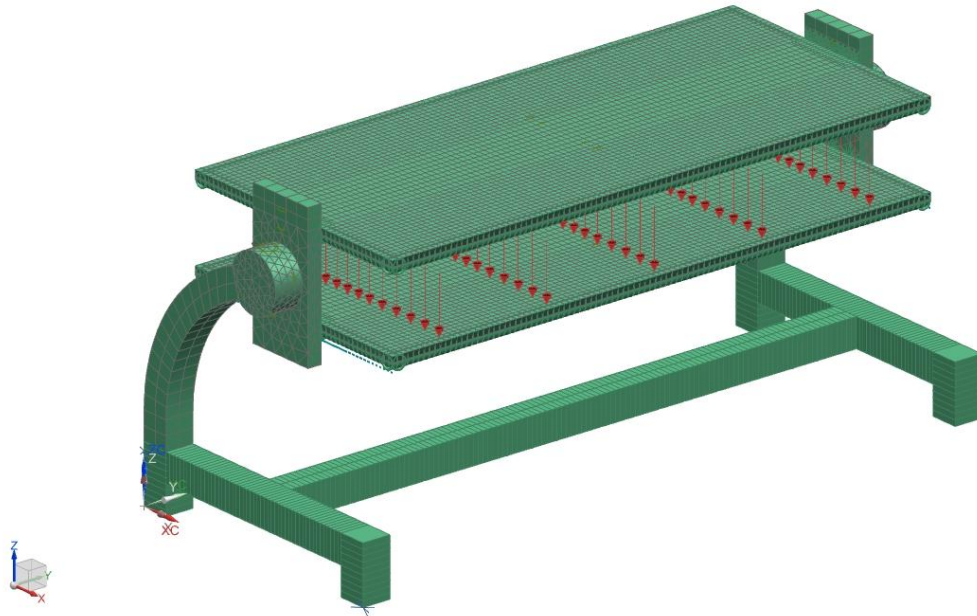
6.9 3D model celého manipulačního zařízení, výpočtové hodnocení pomocí MKP

3D model



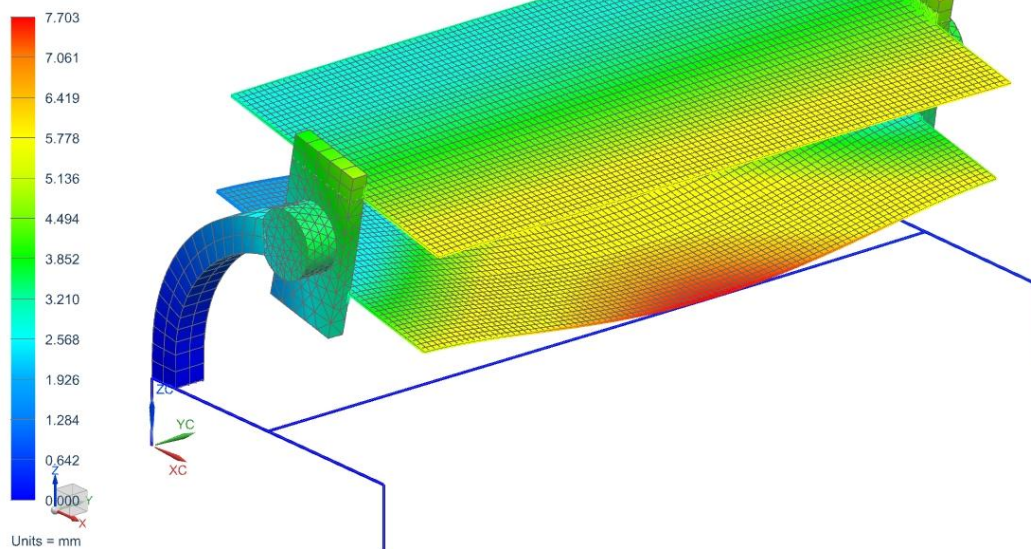
Obrázek 28: 3D model (lůžko vcelku)

Lůžko vcelku

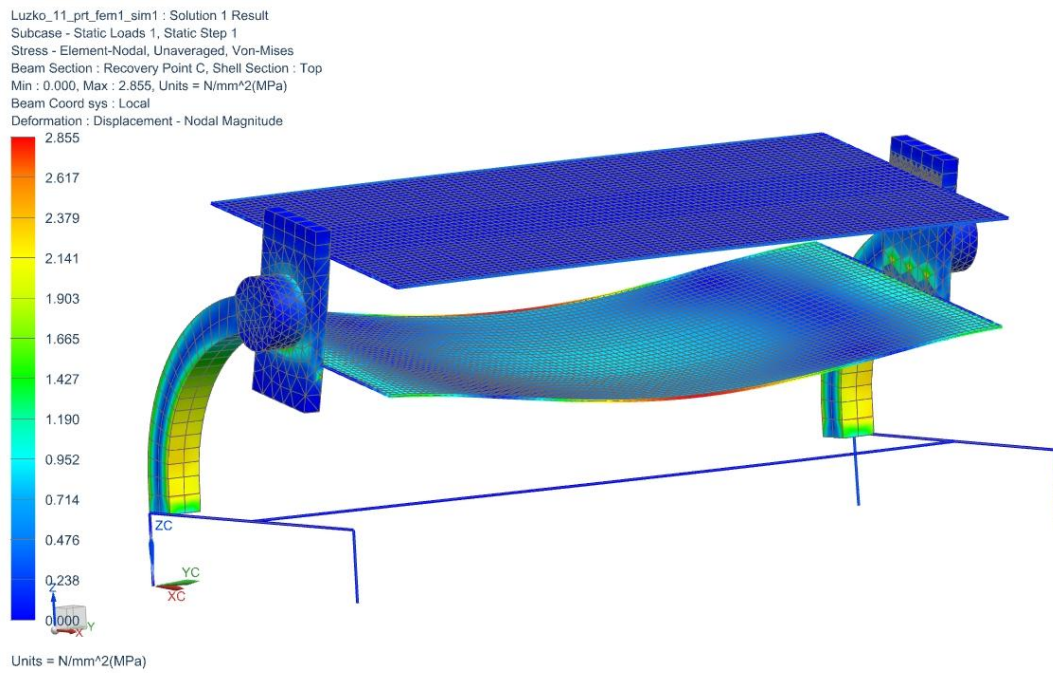


Obrázek 29: Síťový model a rozložení sil (lůžko vcelku)

Luzko_11_prt_fem1_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 7.703, Units = mm
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude

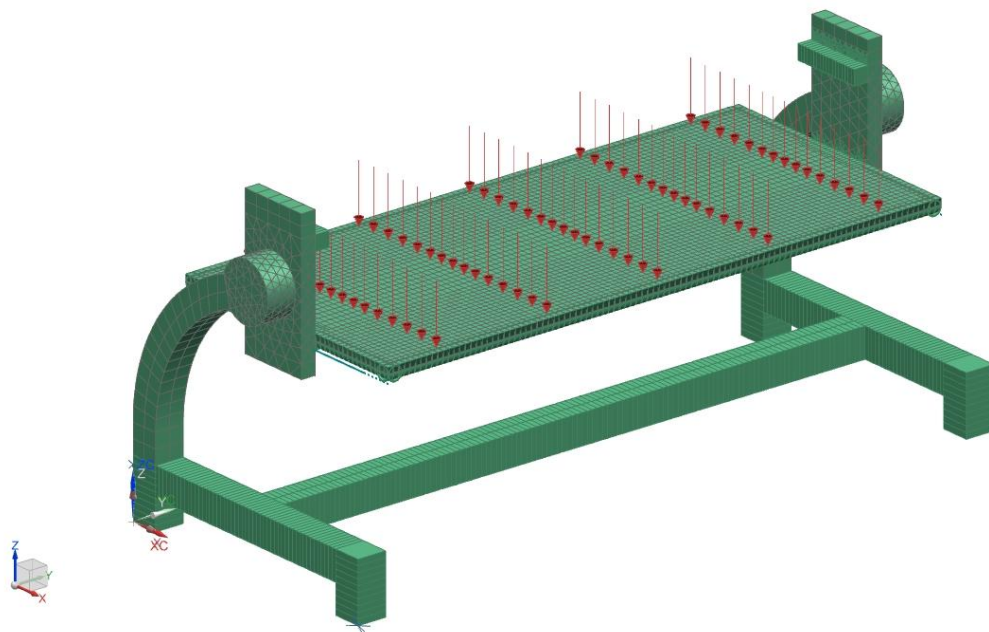


Obrázek 30: Lůžko vcelku-celková deformace (MAX=7.703mm)



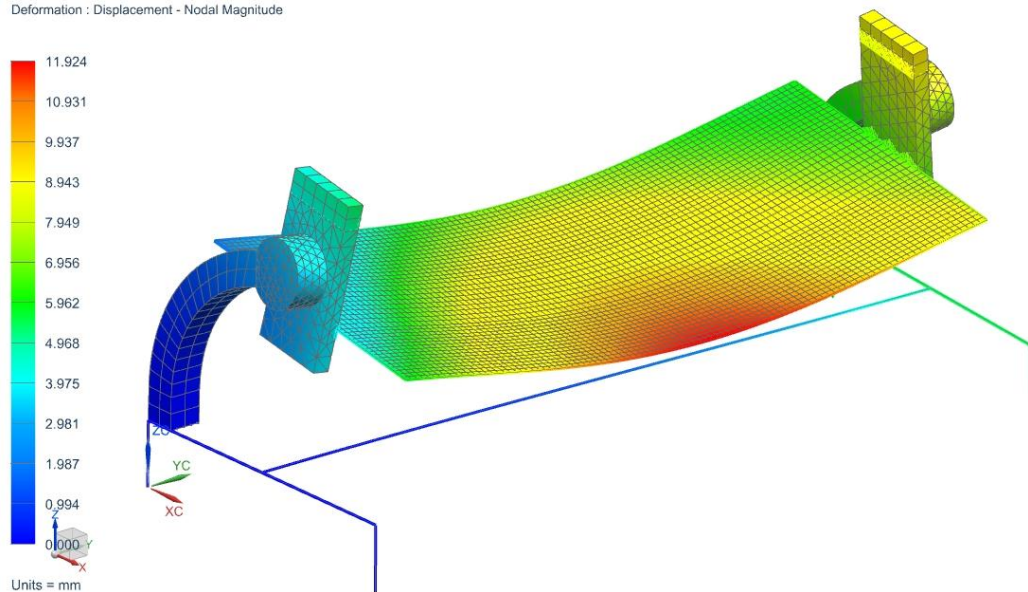
Obrázek 31: Lůžko vcelku-napětí (MAX=2.855 MPa)

Částečné lůžko



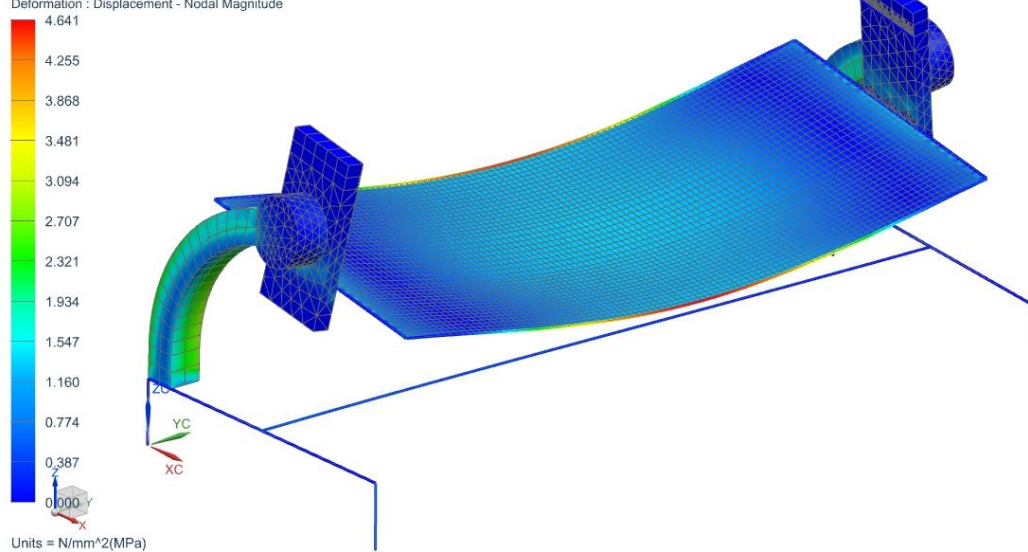
Obrázek 32: Síťový model a rozložení sil (částečné lůžko)

Luzko_11prt_fem1_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Displacement - Nodal, Magnitude
Min : 0.000, Max : 11.924, Units = mm
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Obrázek 33: Lůžko částečné-celková deformace (MAX=11.924mm)

Luzko_11prt_fem1_sim1 : Solution 1 Result
Subcase - Static Loads 1, Static Step 1
Stress - Element-Nodal, Unaveraged, Von-Mises
Beam Section : Recovery Point C, Shell Section : Top
Min : 0.000, Max : 4.641, Units = N/mm²(MPa)
Beam Coord sys : Local
Deformation : Displacement - Nodal Magnitude



Obrázek 34: lůžko částečné-napětí (MAX=4.641 MPa)

7 TECHNICKO-EKONOMICKÁ ÚVAHA

7.1 Nosný rám

Objem: $V = 6292977,3,5152 [mm^3] = 62,93 [dm^3]$

Materiál: PA66

Hustota: $\rho = 1,14 \left[\frac{kg}{dm^3} \right]$

$$m = \rho * V$$

$$m = 1,14 * 62,93$$

$$m = 71,74 [kg]$$

Cena:

$$71,74 * 192,50 = 13809,95 \text{ Kč, } - \rightarrow 13810 \text{ Kč, } -$$

$$71,74 * 212,50 = 15244,75 \text{ Kč, } - \rightarrow \underline{15250 \text{ Kč, } -}$$

7.2 Konzole včetně manipulačního zařízení

Objem: $V = 16293950,4339 [mm^3] = 16 [dm^3]$

Materiál: PA66

Hustota: $\rho = 1,14 \left[\frac{kg}{dm^3} \right]$

$$m = \rho * V$$

$$m = 1,14 * 16$$

$$m = 18,24 [kg]$$

Cena:

$$18,24 * 192,50 = 3512 \text{ Kč, } - \rightarrow 3520 \text{ Kč, } -$$

$$18,24 * 212,50 = 3876 \text{ Kč, } - \rightarrow \underline{3880 \text{ Kč, } -}$$

Celková hmotnost: $m = \underline{90 [kg]}$

Celková cena: $\underline{19200 \text{ Kč, } -}$

Konstrukční návrh posuzuje jen velmi malou část celkového zařízení. Dále je nutno zahrnout cenu konstrukčních prací, provozní cenu použitých strojů, cenu montáže, marži výrobce a koncového prodejce. Bohužel mnohé z výše uvedených informací nejsou firmy zabývající se výrobou podobného zboží ochotny poskytnout. Proto slouží uvedená cena pouze jako nástin konečné částky, která se může navýšit.

8 ZÁVĚR

V této bakalářské práci byl vypracován konstrukční návrh polohovacího zařízení pro lidi s poškozením míchy. Návrh a samotné zařízení se zabývají zejména problematikou přetočení pacienta z pozice „vleže na zádech“ do pozice „vleže na břiše“.

V úvodu je představena problematika, její řešení v minulosti, současná řešení a jejich úskalí. Celé zařízení muselo být navrženo z nekovových a elektricky nevodivých materiálů, kvůli použitelnosti zařízení v místnosti magnetické rezonance.

Dále jsou uvedena dvě konstrukční řešení, z nichž jsme vybrali jednu variantu, a tu jsme dále rozvíjeli. U zvolené varianty se přihlíželo na bezpečnost pacienta a dobrou obslužnost. Zlepšení obslužnosti v sobě zahrnuje víceúčelový mechanismus, který má tři pozice: Zabržděno, Fixace pacienta, Manipulace.

Na základě navržené skici byla vytvořena topologie lůžka. Poté jsme se zabývali jednotlivými částmi, jejich účelu přenášených sil, použití materiálů a dimenzování součástí. Poté byl vytvořen 3D model hlavních částí. Model byl vytvořený ve 3D CAD modeláři NX Siemens. Ve 3D modelu bylo nasimulováno zatížení a okrajové podmínky. K výpočtu byli použité vlastnosti materiálů, ze kterých je zařízení navrženo. Výpočty byly řešeny pomocí metody konečných prvků při použití výpočtového modelu Nastran.

Zatížení bylo provedeno ve dvou variantách a to v případě, kdy byla součástí lůžka jak spodní tak i horní deska, v druhém případě byla horní deska odstraněna. Z výsledků je zřejmé, že se konstrukce více deformuje při variantě, kdy je horní deska odstraněna. U varianty vcelku je největší celková deformace na spodní desce uprostřed vnější strany. Maximální hodnota průhybu je 7.703 mm při napětí 2.855 MPa a úhlu natočení 0.495°. U částečné varianty je největší deformace v tomtéž místě s maximální hodnotou průhybu 11.924mm při napětí 4.641 MPa a úhlu natočení 0.636°. Při porovnání obou variant zjistíme, že u druhé varianty došlo k vyššímu průhybu o 35.4% při zvýšení napětí o 38.5% a úhlu natočení o 22.2% většímu.

Celý konstrukční návrh byl posuzován jen z velmi malé části, pokud by mělo být polohovací zařízení řešeno do detailů a se všemi nutnými náležitostmi, nemohla by být tato práce pouze závěrečnou bakalářskou prací jediného studenta, ale prací řady odborníků různého zaměření orientovanou na rozdílné problematiky.

Přestože tento druh zařízení není v dnešní době nejvyužívanějším způsobem ošetření pacientů s tímto typem poranění, je toto řešení k dispozici jako jistá alternativa pro pacienty, u kterých není rentabilita tak vysoká, nebo jejich zdravotní stav nedovoluje podstoupení rizik spojených s operací.

Dále je zde ukázáno, že je možné zkonstruovat lůžko z neferomagnetických a elektricky nevodivých materiálů. U součástí, které je potřeba zhotovit z materiálů, které zcela neodpovídají podmínkám použití v nemocničním prostředí (sklolaminát), lze použít metodu povlakování plasty a povrchové vlastnosti této součásti zcela otočit v náš prospěch.

Tato bakalářská práce poskytla náhled na vývoj a stav polohovacích zařízení pro pacienty s poškozením míchy. Byly zde představeny základní požadavky na tato zařízení, které si nárokuje závažnost tohoto typu poranění.

Rád bych poděkoval za možnost k nahlédnutí do nepříliš diskutované části zdravotnictví a mohl aspoň částečně navrhnout řešení, které by mohlo být takto zraněným lidem prospěšné.

9 ZDROJE


9.1 KNIŽNÍ PUBLIKACE

- [1] HOSNEDL, Stanislav a Jaroslav KRÁTKÝ. *Příručka strojního inženýra: obecné strojní součásti*. Vyd. 1. Praha: Computer Press, 2000, viii, 198 s. Edice strojaře. ISBN 80-7226-202-5.
- [2] LEINVEBER, Jan a Pavel VÁVRA. *Strojnické tabulky: pomocná učebnice pro školy technického zaměření*. 4. dopl. vyd. Úvaly: Albra, 2008, xiv, 914 s. ISBN 978-80-7361-051-7.
- [3] EHRENSTEIN, Gottfried W. *Polymerní kompozitní materiály*. V ČR 1. vyd. Praha: Scientia, 2009, 351 s. ISBN 978-80-86960-29-6.
- [4] KLETEČKA, Jaroslav a Petr FOŘT. *Technické kreslení*. Vyd. 1. Brno: CP Books, 2005, 252 s. ISBN 80-251-0498-2.
- [5] KRAUS, Václav. *Povrchy a jejich úpravy*. 1. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita, 2000, 216 s. ISBN 80-708-2668-1.
- [6] KOLOUCH, Jan. *Srovní součásti z plastu*. Praha 1: SNTL - Nakladatelství technické literatury, 1981. DT 678.5 : 621.81.
- [7] BARTOŠ, J., P. GAJDOŠ a V. NOVÁK. *Strojní součásti*. Praha 1: Státní nakladatelství technické literatury, 1963.
- [8] BOLEK a Václav KREJČÍ. *Hřídelové spojky*. Praha 1: SNTL- Nakladatelství technické literatury, 1967. DT 621.825.
- [9] KRÁTKÝ, Jaroslav, Eva KRONEROVÁ a Stanislav HOSNEDL. *Obecné strojní části 2*. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2011. ISBN 978-80-261-0066-9.
- [10] WENDSCHE, Peter. *Poranění páteře a míchy: komplexní ošetrovatelská péče u para- a kvadruplegiků : [Určeno] pro PSS*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993, 83 s. Učební text. ISBN 80-7013-159-4.
- [11] SAMEŠ, Martin. *Neurochirurgie: učebnice pro lékařské fakulty a postgraduální studium příbuzných oborů*. 1. vyd. Praha: MAXDORF, 2005, 127 s. ISBN 80-734-5072-0.
- [12] JEDLIČKOVÁ, Anna. *Antimikrobiální terapie: v každodenní praxi*. 3. rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2009, 662 s. ISBN 978-807-3452-087.
- [13] WENDSCHE, Peter. *Poranění páteře a míchy: komplexní ošetrovatelská péče u para- a kvadruplegiků : [Určeno] pro PSS*. Vyd. 1. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993, 83 s. Učební text. ISBN 80-701-3159-4.
- [14] WENDSCHE, Peter. *Poranění míchy: ucelená ošetrovatelsko-rehabilitační péče*. 2., přepracované vyd. Brno: NCONZO, 2009, 226 s. ISBN 978-807-0135-044.
- [15] HÁJEK, Emanuel et al. *Pružnost a pevnost I*. Praha 1: Ediční středisko ČVUT, 1981.
- [16] MIZEROVÁ, Kateřina. *Magnetická rezonance, zobrazovací metody a použití*. Plzeň, 2011. Bakalářská. ZCU. Vedoucí práce Prof. Ing. Milan Štork, CSc.

9.2 PUBLIKACE NA INTERNETU

- [17] Murtfeldt. MURTFELDT. [online]. Dortmund, 2014 [cit. 2014-06-03].
Dostupné z: <http://www.murtfeldt.cz>
- [18] U.S. Army medical department Office of Medical History. [online]. [cit. 2014-06-03]. Dostupné z: www.history.amedd.army.mil
- [19] PMT- Pracoviště magnetické rezonance. KLINIKA PMT – MAGNETICKÁ REZONANCE BRNO. *PMT- Pracoviště magnetické rezonance* [online]. [cit. 2014-06-10].
Dostupné z: <http://www.pmtbrno.cz>
- [20] Med wrench: The medical product support network. *Med wrench: The medical product support network* [online]. 20014 [cit. 2014-06-19]. Dostupné z: www.medwrench.com

10 PŘÍLOHY

Vlastnosti MURYLON® A		Murfeldt Plasty		
				
		Norma	Jednotka	Hodnota
Barva		-	-	běžová
Chemické označení		ISO 1043-1	-	PA 66
Hustota		ISO 1183	Kg/dm ³	1,14
Nasákavost - po 24/96 hod ve vodě při 23°C		ISO 62	%	0,6/0,13
- nasycení za stand. podmínek 23°C/50% RH			%	2,4
- nasycení ve vodě			%	8
Mechanické vlastnosti				
Napětí na mezi kluzu / mez pevnosti	+	ISO 527	MPa	90/-
	++	ISO 527	MPa	55/-
Tažnost	+ / ++	ISO 527	%	>40/100
E - modul (zkouška v tahu)	+ / ++	ISO 527	MPa	3450/1650
Napětí v tlaku při 1/2/5 % stlačení	+	ISO 604	MPa	25/49/92
Dlouhodobá pevnost, napětí, které po 1000h vyvolá 1% prodloužení materiálu při 23°C	+ / ++	ISO 899	MPa	20/8
Rázová houževnatost (Charpy)	+	ISO 179	kJ/m ²	bez lomu
Vrbová houževnatost (Charpy)	+	ISO 179	kJ/m ²	4,5
Tvrdost vtiskem kuličky	+	ISO-2039-1	MPa	160
Tvrdost Shore D	+	DIN 53505	+	81
Součinitel tření za sucha	+	-	-	0,3
Kluzné opotřebení	+	-	µm/km	0,1
Teplotní vlastnosti				
Teplota tání		ISO 3146	°C	255
Teplota skelného přechodu		-	°C	60
Teplotná vodivost při 23°C		ISO 52612	W/(K x m)	0,28
Součinitel teplotní délkové roztažnosti α:		ISO 11359		
- střední hodnota mezi 23 až 60°C			m/(m x K)	8 x 10 ⁻⁶
- střední hodnota mezi 23 až 100°C			m/(m x K)	9,5 x 10 ⁻⁶
Maximální teplota použití na vzduchu:				
- krátkodobě α	-		°C	180
- dlouhodobě: 5000 hod α	-		°C	95
Minimální teplota použití α	-		°C	-30
Hořlavost dle UL 94 – tloušťky vzorků 3/6mm	-		-	HB/V-2
Elektrické vlastnosti				
Elektrická pevnost α	+ / ++	IEC 60243	kV/mm	27/18
Měrný vnitřní odpor	+ / ++	IEC 60093	Ohm x cm	>10 ¹⁴ / ^{>10¹²}
Povrchový odpor	+ / ++	IEC 60093	Ohm	>10 ¹⁰ / ^{>10¹²}
Relativní permitivita: - při 100 Hz	+ / ++	IEC 60250	-	3,8/7,4
- při 1 MHz	+ / ++	IEC 60250	-	3,3/3,8
Ztrátový činitel tan δ: - při 100 Hz	+ / ++	IEC 60250	-	0,013/0,13
- při 1 MHz	+ / ++	IEC 60250	-	0,02/0,06
Fyziologické vlastnosti				
Schváleno pro použití v potravinářském průmyslu (EU a FDA)	-	-	-	+ / +

LEGENDA

+ za sucha
++ vodužná vlhkost (nasycení za stand. podmínek 23°C/50% RH)
RH Relativní vlhkost

1) Teplotní zatížení po několika hodinách žádné nebo nízké mechanické zatížení (krátkodobě vystavení provozní teplotě)

2) Teplotní zatížení při 5000h; potom snížení zatížení na cca 50% (nepřetržitě po dobu 5000h)

3) Vlivem klesající teploty se rovněž snižují hodnoty rázové houževnatosti. Uvedené hodnoty vycházejí ze simulovaného rázového namáhání a nemusí tak vyjadřovat absolutní praktickou hranici houževnatosti. (nižší teplota použití)

4) Mechanické a elektrické vlastnosti jsou měřeny při 23°C.

5) Elektrická pevnost může být o 50% nižší než u materiálu přírodní barvy (plast pro černý Murylon® B, Murylon® A, Murylon® C/H, a Murylon®)

6) V případě, že jsou materiály označeny "+", materiál splňuje Direktivu 2002/72/EC, German Federal Institute for Risk Assessment a FDA (schváleno pro použití v potravinářském průmyslu)


7) Skupina desek podle klasifikace dle DIN 16072


Chemické odolnosti materiálů:
Detailní informace naleznete na našich internetových stránkách
www.murfeldt.cz

Hodnoty uvedené v této tabulce mohou sloužit k rychlému materiálovému porovnání. Ide o údaje z krátkodobých zkoušek, které nelze použít na případy aplikací podrobených dlouhodobému namáhání. Uvedené hodnoty závisí rovněž na zpracovatelských podmínkách materiálů, jejich modifikacích a vlivu okolního prostředí. Z těchto důvodů jsou proto použitelné pouze jako nezávazné.

Obrázek 35: Plast MURILON A (Murfeldt) [17]

Vlastnosti
ORIGINÁLNÍ MATERIÁL "S"® plus+ AB





	Standard	Jednotka	Hodnoty
Barva	-	-	modří
Chemické označení	ISO 1043-1	-	PE-UHM
Průměrná molekulární hmotnost \bar{M}_n	-	g/mol	5×10^6
Hustota	ISO 1183	kg/dm ³	≥ 0,93
Nasákavost - nasycení za stand. podmínek 23°C/50% RH	ISO 62	%	< 0,01
- nasycení ve vodě		%	< 0,01
Mechanické vlastnosti			
Napětí na mez kluzu / mez pevnosti	ISO 527	MPa	≥ 17/-
Tažnost	ISO 527	%	≥ 300
E - modul (zkouška v tahu)	ISO 527	MPa	700
Napětí v tlaku při 1/2/5 % stlačení	ISO 604	MPa	4,5/8/14
Rázová houževnatost (Charpy)	ISO 179	kJ/m ²	bez lomu
Vrbová houževnatost (Charpy)	ISO 179	kJ/m ²	≥ 170
Tvrdost vtiskem kuličky	ISO-2039-1	MPa	38
Tvrdost Shore D	DIN 53505	*	66
Součinitel tření za sucha	-	-	0,2
Opořebení metodou pískové kaše (Sand Slurry test) vs. Materiál "S"	ISO 15527	%	100
Teplotné vlastnosti			
Teplota tání	ISO 3146	°C	130-135
Teplota skelného přechodu	-	°C	-120
Teplotná vodivost při 23°C	ISO 52612	W/(K x m)	0,4
Součinitel teplotní délkové roztažnosti α	ISO 11359		
- střední hodnota mezi 23 až 60°C		m/(m x K)	20×10^{-6}
Maximální teplota použití na vzduchu:			
- krátkodobě α_1	-	°C	90
- dlouhodobě: 5000 hod α_2	-	°C	80
Minimální teplota použití α_3	-	°C	-200
Hořlavost dle UL 94 – tloušťky vzorků 3/6mm	-	-	HB
Elektrické vlastnosti			
Elektrická pevnost α_4	IEC 60243	kV/mm	≥ 45
Měrný vnitřní odpor	IEC 60093	Ohm x cm	≤ 10 ¹⁶
Povrchový odpor	IEC 60093	Ohm	≤ 10 ¹²
Relativní permittivita: - při 100 Hz	IEC 60250	-	-
- při 1 MHz	IEC 60250	-	-
Ztrátový činitel tan δ : - při 100 Hz	IEC 60250	-	-
- při 1 MHz	IEC 60250	-	-
Fyziologické vlastnosti			
Schváleno pro použití v potravinářském průmyslu (EU a FDA)	-	-	+/+

LEGENDA

* za sucha
 ** vsutelná vlhkost (nasycení za stand. podmínek 23°C/ 50% RH)
 RH Relativní vlhkost

1) Teplotné zatížení po několika hodin; žádné nebo nízké mechanické zatížení (krátkodobé vystavení provozní teplotě)

2) Teplotní zatížení při 5000h; potom snížení zatížení na cca 50% (nepřetržitě po dobu 5000h)

3) Vlivem klesající teploty se rovněž snižují hodnoty rázové houževnatosti. Uvedené hodnoty vycházejí ze simulovaného rázového namáhání a nemusí tak vyjadřovat absolutně praktickou hranici houževnatosti. (níže teplota použití)

4) Mechanické a elektrické vlastnosti jsou měřeny při 23°C.

5) Elektrická pevnost může být o 50% nižší než u materiálu přírodní barvy (platí pro černý Murylon® B, Murylon® A, Murytal® C/H, a Murylat®)

6) V případě, že jsou materiály označeny "+", materiály splňují Direktivu 2002/72/EC, German Federal Institute for Risk Assessment a FDA (schváleno pro použití v potravinářském průmyslu)


7) Skupina desek podle klasifikace dle DIN 16972


Chemické odolnosti materiálů:
 Detailní informace naleznete na našich internetových stránkách
www.murtfeldt.cz

Hodnoty uvedené v této tabulce mohou sloužit k rychlému materiálovému porovnání. Jde o údaje z krátkodobých zkoušek, které nelze použít na případy aplikací podrobených dlouhodobému namáhání. Uvedené hodnoty závazí rovněž na zpracovatelských podmínkách materiálů, jejich modifikacích a vlivu okolního prostředí. Z těchto důvodů jsou proto použitelné pouze jako nezávazné.

Obrázek 36: Plast ORIGINÁLNÍ MATERIÁL "S" (Murtfeldt) [17]

Vlastnosti MURYLON® A GF





		Norma	Jednotka	Hodnota
Barva	-	-	-	Černá
Chemické označení	-	ISO 1043-1	-	PA 66-GF
Hustota	-	ISO 1183	Kg/dm ³	1,29
Nasákavost - po 24/96 hod ve vodě při 23°C	-	ISO 62	%	0,39/0,74
- nasycení za stand. podmínek 23°C/50% RH	-		%	1,7
- nasycení ve vodě	-		%	5,5
Mechanické vlastnosti ¶				
Napětí na mezi kluzu / mez pevnosti	+ / ++	ISO 527	MPa	-/100
		ISO 527	MPa	-/75
Tažnost	+ / ++	ISO 527	%	5/12
E - modul (zkouška v tahu)	+ / ++	ISO 527	MPa	5900/3200
Napětí v tlaku při 1/2/5 % stlačení	+	ISO 604	MPa	28/55/90
Dlouhodobá pevnost, napětí, které po 1000h vyvolá 1% prodloužení materiálu při 23°C	+ / ++	ISO 899	MPa	28/18
Rázová houževnatost (Charpy)	+	ISO 179	kJ/m ²	≥50
Vrubová houževnatost (Charpy)	+	ISO 179	kJ/m ²	6
Tvrdost vtiskem kuličky	+	ISO-2039-1	MPa	165
Tvrdost Shore D	+	DIN 53505	°	82
Součinitel tření za sucha	+	-	-	0,35
Kluzné opotřebení	+	-	µm/km	0,28
Teplotné vlastnosti ¶				
Teplota tání		ISO 3146	°C	255
Teplota skelného přechodu		-	°C	60
Teplotná vodivost při 23°C		ISO 52612	W/(K x m)	0,3
Součinitel teplotní délkové roztažnosti α:				
- střední hodnota mezi 23 až 60°C		ISO 11359	m/(m x K)	5 x 10 ⁻⁶
- střední hodnota mezi 23 až 100°C			m/(m x K)	6 x 10 ⁻⁶
Maximální teplota použití ve vzduchu:				
- krátkodobě ¶		-	°C	240
- dlouhodobě: 5000 hod ¶		-	°C	120
Minimální teplota použití ¶		-	°C	-20
Hořlavost dle UL 94 – tloušťky vzorků 3/6mm		-	-	HB/HB
Elektrické vlastnosti ¶				
Elektrická pevnost ¶	+ / ++	IEC 60243	kV/mm	30/20
Měrný vnitřní odpor	+ / ++	IEC 60093	Ohm x cm	>10 ¹⁰ / >10 ¹²
Povrchový odpor	+ / ++	IEC 60093	Ohm	>10 ¹⁰ / >10 ¹²
Relativní permittivita: - při 100 Hz	+ / ++	IEC 60250	-	3,9/6,9
- při 1 MHz	+ / ++	IEC 60250	-	3,6/3,9
Ztrátový čísel tan δ: - při 100 Hz	+ / ++	IEC 60250	-	0,012/0,019
- při 1 MHz	+ / ++	IEC 60250	-	0,014/0,04
Fyziologické vlastnosti ¶				
Schváleno pro použití v potravinářském průmyslu (EU a FDA)	-	-	-	-/-

LEGENDA

- + za sucha
- ++ vzdušná vlhkost (nasycení za stand. podmínek 23°C/ 50% RH)
- RH Relativní vlhkost

1) Teplotní zatížení po několika hodin; žádné nebo nízké mechanické zatížení (krátkodobé vystavení provozní teplotě)

2) Teplotní zatížení při 5000h; potom snížení zatížení na cca 50% (nepřetržitě po dobu 5000h)

3) Vlivem klesající teploty se rovněž snižují hodnoty rázové houževnatosti. Uvedené hodnoty vycházejí ze simulovaného rázového namáhání a nemusí tak vyjadřovat absolutní praktickou hranici houževnatosti. (nížší teplota použití)

4) Mechanické a elektrické vlastnosti jsou měřeny při 23°C.

5) Elektrická pevnost může být o 50% nižší než u materiálu přírodní barvy (platí pro černý Murylon® B, Murylon® A, Murylon® C/H, a Murylon®)

6) V případě, že jsou materiály označeny "+", materiál splňuje Direktiva 2002/72/EC, German Federal Institute for Risk Assessment a FDA (schváleno pro použití v potravinářském průmyslu)

7) Skupina desek podle klasifikace dle DIN 16972





Chemické odolnosti materiálů:
Detailní informace naleznete na našich internetových stránkách
www.murtfeldt.cz

Hodnoty uvedené v této tabulce mohou sloužit k rychlému materiálovému porovnání. Ide o údaje z krátkodobých zkoušek, které nelze použít na případy aplikací podrobených dlouhodobému namáhání. Uvedené hodnoty závisí rovněž na zpracovatelských podmínkách materiálů, jejich modifikacích a vlivu okolního prostředí. Z těchto důvodů jsou proto použitelné pouze jako nezávazné.

Obrázek 37: Plast MURILON A GF (Murtfeldt) [17]





8. TABULKY

8.1 Vlastnosti standardních laminátů z nenasycených polyesterových pryskyřic

Podíl skleněných vláken (hm. %)	50 až 55	40 až 45	30 až 35	—	50 až 55
Sředně viskózní, vysoce reaktivní UP-R na bázi ortoftalové kyseliny a standardního glykolu, rozpouštěná ve styrenu	Rohož (n.a.) ¹⁾	Rohož (n.a.) ¹⁾	Rohož (r.a.) ¹⁾	Nevyztužená pryskyřice	Rohož (n.a.) ¹⁾
Vlastnosti (při 23 °C a 50% relativní vlhkosti)					
Hustota při 20 °C	1,70	1,58	1,50	1,22	1,70
Pevnost v tahu	210	160	120	60	210
Tažnost	2,4	3,3	3,5	2,0	2,4
E-modul	16000	12400	11000	4800	16000
Pevnost v ohybu ²⁾	270	250	200	90	270
E-modul v ohybu	15000	12000	10000	4000	15000
Pevnost v tlaku	170	160	160	160	170
Rázová houževnatost ³⁾	350	300	280	9	350
Vrubová houževnatost ³⁾	—	240	200	1,2	—
Tepelná vodivost	0,27	0,24	0,22	0,19	0,27
Součinitel teplotní roztažnosti	20 · 10 ⁻⁶	25 · 10 ⁻⁶	28 · 10 ⁻⁶	100 až 150 · 10 ⁻⁶	20 · 10 ⁻⁶
Dielektrická konstanta při 50 Hz/1 kHz ⁴⁾	3,9/3,9	4,2/4,2	3,8/3,8	3,4/3,4	3,9/3,9
Dielektrický ztrátový součinitel při 50 Hz/1 kHz ⁴⁾	5,0/4,7	8,0/7,0	6,6/5,2	3,8/3,7	5,0/4,7
Měrný vnitřní elektrický odpor ⁵⁾	0,005/0,005	0,006/0,005	0,007/0,006	0,005/0,006	0,005/0,005
Povrchový odpor	0,05/0,003	0,2/0,1	0,14/0,07	0,009/0,009	0,05/0,003
	10 ¹⁶	10 ¹⁶	10 ¹⁶	10 ¹⁶	10 ¹⁶
	10 ¹¹	10 ¹²	10 ¹²	10 ¹²	10 ¹³
	10 ¹³	10 ¹³	10 ¹³	10 ¹⁴	10 ¹³

1) r.a. – rozpustná apretura, n.a. – nerozpustná apretura.
 2) Tříbodové uložení.
 3) Normované zkoušební těleso 80×10×4 mm.
 4) Při teplotě 0 °C a 60 °C.
 5) Horní hodnoty pro suchý, spodní pro mokry laminát (vzorky uloženy 24 hodin v pitné vodě).

pryskyřic (UP-R) vyztužených skleněnými vlákny (podle BASF)

50 až 55	55 až 60	60 až 70	70 až 75	Jednotka	Zkušební předpis
Rohož (n.a.) ¹⁾ + rovingová tkanina střídavě	Rovingová tkanina	Tkanina ze skleněné příze	Jednosměrná rovingová tkanina		
					
1,70	1,76	1,88	1,98	g · cm ⁻³	ČSN EN ISO 1183
300	320	340	630	N · mm ⁻²	ČSN EN ISO 527
3,5	3,7	3,4	2,7	%	ČSN EN ISO 527
17000	20000	27000	33000	N · mm ⁻²	ČSN EN ISO 527
360	320	420	420	N · mm ⁻²	ČSN EN ISO 178
16000	19000	25000	30000	N · mm ⁻²	ČSN EN ISO 178
170	200	290	230	N · mm ⁻²	ČSN EN ISO 604
360	370	380	390	kJ · m ⁻²	ČSN EN ISO 6603
—	—	—	—	kJ · m ⁻²	ČSN EN ISO 6603
0,27	0,28	0,29	0,43	W · m ⁻¹ · K ⁻¹	ČSN EN ISO 6603
20 · 10 ⁻⁶	15 · 10 ⁻⁶	12 · 10 ⁻⁶	8 · 10 ⁻⁶	K ⁻¹	ČSN 6405 26
4,7/4,6	5,1/5,0	4,6/4,6	5,1/5,0		ČSN IEC 250
8,0/7,0	15,0/11,0	15,0/11,0			
0,005/0,005	0,006/0,005	0,004/0,004	0,005/0,005		ČSN IEC 250
0,2/0,1		0,3/0,2			
10 ¹⁶	10 ¹⁶	10 ¹⁶	10 ¹⁶	Ω · cm	ČSN IEC 167
10 ¹¹	10 ¹¹	10 ¹¹	10 ¹¹		
10 ¹³	10 ¹³	10 ¹³	10 ¹³	Ω	ČSN IEC 167

Obrázek 38: Vlastnosti standardních laminátů z nenasycených polyesterových pryskyřic [3]