

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Návrh konstrukce rehabilitačního lůžka pro Vojtovu metodu“ vypracoval samostatně pod vedením Ing. Ondřeje Berky, Ph.D., s použitím literatury uvedené na konci mé diplomové práce v seznamu použité literatury.

V Praze dne 27.6.2017

Martin Klement

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu diplomové práce Ing. Ondřejovi Berkovi, Ph.D. za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích a vypracování mé diplomové práce. Děkuji také Mgr. Václavovi Kruckému, díky kterému jsem měl možnost pracovat na tomto zajímavém tématu. Dále bych chtěl poděkovat svým rodičům, přátelům a mým kolegům, kteří mne po celou dobu mého studia podporovali.

Anotační list

Jméno autora:	Martin KLEMENT
Název DP:	Návrh konstrukce rehabilitačního lůžka pro Vojtovu metodu
Anglický název:	Structure design of rehabilitation table for Vojta therapy
Rok:	2017
Studijní program:	N2301 Strojní inženýrství
Obor studia:	2301T047 Dopravní, letadlová a transportní technika
Ústav:	Ústav konstruování a částí strojů
Vedoucí BP:	Ing. Ondřej BERKA, Ph.D.
Bibliografické údaje:	
počet stran	67
počet obrázků	52
počet tabulek	4
počet příloh	3
Klíčová slova:	návrh konstrukce, rehabilitační lůžko, zdravotnické potřeby
Keywords:	structure design, rehabilitation table, medical equipment
Anotace:	V diplomové práci byla navržena konstrukce rehabilitačního lůžka včetně kompletního 3D modelu. Dále byla provedena pevnostní kontrola vybraných konstrukčních uzlů.
Abstract:	In the diploma thesis was designed structure of rehabilitation table including a complete 3D model. Then was realized strength calculations of selected parts.

Obsah

1	Úvod	1
2	Rešerše současného stavu problematiky	4
2.1	Vojtova metoda	4
2.2	Lůžka (stoly) pro Vojtovu metodu a pro obdobné rehabilitační principy . .	6
2.2.1	Rozdělení podle kinematiky zdvihu	6
2.2.2	Rozdělení podle způsobu pohonu zdvihu	11
2.3	Související patenty a užité vzory	13
2.4	Související normy	15
2.4.1	Bezpečnost elektrických zařízení	15
2.4.2	Vhodné materiály a povrchové úpravy pro zdravotnická zařízení . .	15
2.4.3	Proces schvalování zdravotnických potřeb	16
3	Návrh lůžka a kontrola komponent	17
3.1	Mechanická ruka	18
3.1.1	Pohybový mechanismus MR	21
3.1.2	Návrh prototypu	22
3.2	Návrh oběžného vedení a ložné plochy lůžka	27
3.3	Návrh mechanismu zdvihu lůžka	28
3.4	Návrh naklápěcího mechanismu lůžka	31

3.4.1	Silový rozbor zatížení naklápěcího mechanismu	34
3.4.2	Kontrola zatížení aktuátorů	42
3.4.3	Pevnostní kontrola mechanismu naklápění - střední dílec	43
3.4.4	Kontrola svarů středního dílce naklápěcího mechanismu	46
3.4.5	Kontrola napětí ve stříhu čepů mechanismu naklápění	50
3.4.6	Kontrola tlaku v kluzných pouzdrech uložení mechanismu naklápění	52
3.5	Návrh podvozkové části	53
3.5.1	Pojzdová kolečka	54
4	Závěr	58
	Seznam obrázků	61
	Seznam tabulek	62
	Seznam použitých symbolů a zkratk	63
	Použitá literatura	66
	Seznam příloh	67

1. Úvod

Cílem této práce je navrhnout konstrukci rehabilitačního lůžka (stolu) pro Vojtovu metodu tak, aby vyhovovalo současnému vývoji metody tak, aby rehabilitace byla co nejefektivnější a nejkvalitnější. Tato nová konstrukce je přímo spojena s novým přístupem k rehabilitaci, s tzv. Vojtovou metodou 2. generace (VM2G).

Základní vstupní parametry a požadavky jsou následující:

- Stavitelná výška stolu

Pro usnadnění samotné terapie i pro vlastní komfort pacientů s těžšími pohybovými obtížemi je nutné, aby lůžko mělo stavitelnou výšku, kterou je možné měnit i se zatíženým lůžkem (s pacientem).

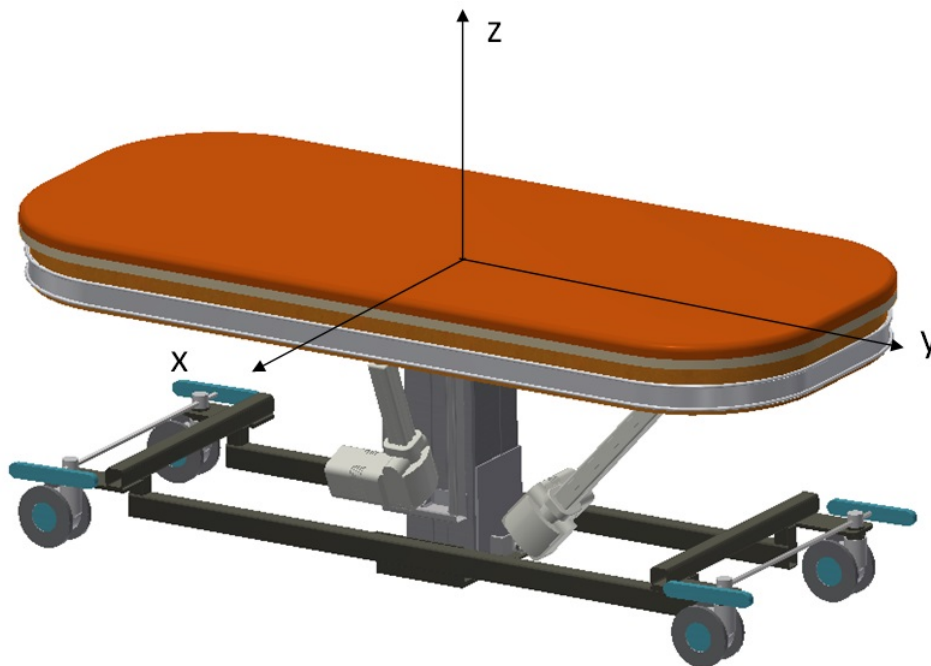
- Lůžko musí splňovat náležitosti pro zdravotnické zařízení dle současných platných předpisů v rámci Evropské unie.

- Naklápění ložné plochy lůžka

Pro účely rehabilitace VM2G je požadováno, aby lůžko mělo plynule naklopitelnou ložnou plochu i během průběhu rehabilitace. Požadován je náklon 15° v obou směrech (+-) podle podélné osy x i příčné osy y lůžka viz obr.:1.1.

- Mechanická ruka

Navrhnout konstrukci "mechanické ruky" (dále jen MR), která by nahrazovala těžkou manuální fyzickou práci fyzioterapeuta. MR musí být schopná dosáhnout na reflexní body na těle pacienta v různých polohách, tudíž by MR měla být schopna dosáhnout na veškeré místa v pracovním prostoru lůžka. Proto je nezbytné propracovat kinematiku MR tak, aby na lůžku nevznikaly slepá místa.



Obr. 1.1: Osy lůžka

- Nosnost lůžka

Předpokládaná maximální nosnost lůžka je 160 kg. V návrhu je ale nutné zohlednit, že během rehabilitace dochází ke značným pohybům pacienta, což vyvozuje dynamické a rázové síly.

- Design a ergonomie

Jedná se o rehabilitační zdravotnické zařízení, které budou využívat nejen dospělí ale



i děti. To je nutné zohlednit při výběru a návrhu jednotlivých komponent a materiálů, lůžko nesmí působit jako "výrobní stroj", ale mělo by vzbuzovat důvěru svým sofistikovaným designem, ale zároveň by nemělo působit dojmem zdravotnického zařízení. Dále je také nezbytné neopomenout ergonomii produktu - zcela se vyhnout ostrým hranám, celé lůžko navrhnout tak aby bylo uživatelsky přívětivé jak pro pacienta, tak i pro fyzioterapeuta. Cílem práce není navrhnout designové prvky lůžka, je ale nezbytné zvážit při návrhu konstrukce aplikaci designových prvků a vhodnost voleného konstrukčního řešení vzhledem k výše uvedenému v tomto odstavci.

Cílem ani obsahem této práce není jakkoliv řešit funkčnost, přínosy nebo účinnost nového přístupu k Vojtově metodě. Tato práce se zabývá pouze a výhradně technickým řešením nové konstrukce rehabilitačního lůžka a souvisejících věcí na základě zadaných požadavků. Použité texty o Vojtově metodě a VM2G neslouží k jakékoliv propagaci, popřípadě hodnocení metod, jsou použity pouze z důvodu nezbytného seznámení s technickými aspekty problematiky.

2. Rešerše současného stavu problematiky

V současné době se na Vojtovu metodu nepoužívají lůžka s celkově naklopitelnou ložnou plochou, využívá se pouze pevných lůžek nebo lůžek se sklopitelnými samostatnými segmenty. Toto navržené lůžko spojuje již používané principy lůžek pro batolata na vyvolání reflexu (viz kapitola 2.3) a mechanická ruka nahrazuje fyzickou práci fyzioterapeuta. Je nutné ovšem zdůraznit, že mechanická ruka **nebude a nemá sloužit jako nahrazení znalostí a "know how" fyzioterapeuta, ale bude sloužit pouze jako podpůrný prostředek s těžkou a namáhavou fyzickou prací.**

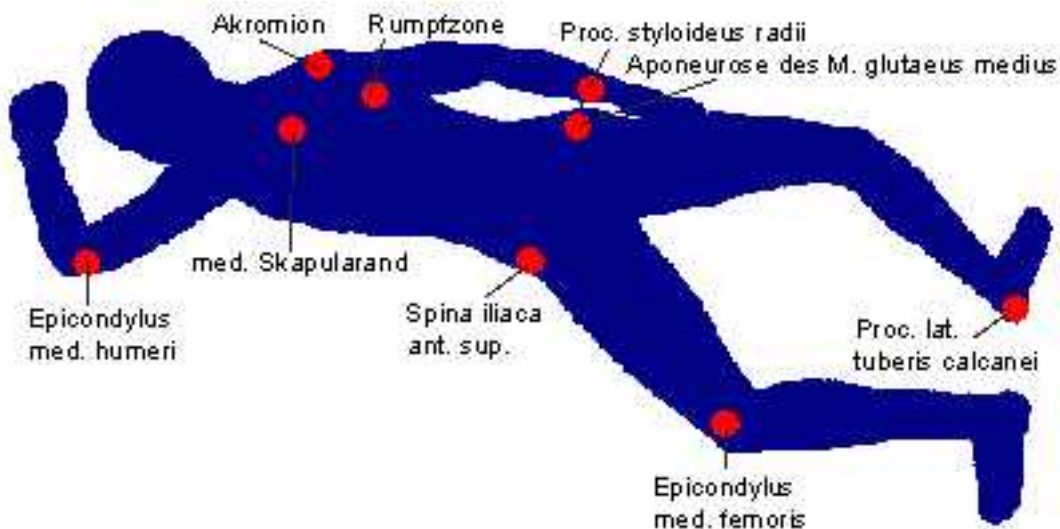
2.1 Vojtova metoda

Vojtova metoda je diagnostický a terapeutický princip jehož základem je vyvolání reflexních pohybů jako reakci na stimulaci přesně definovaných bodů. Tím se aktivuje centrální nervová soustava a dochází ke znovuobjevování a utužování vrozených fyziologických vzorů. Princip diagnostické metody profesora Vojty vychází ze spontánního pohybového projevu dítěte (případně dospělých), reflexů a polohových testů – tedy pohybových reakcí na změny polohy. Terapie je založena na ovlivnění řízení pohybu v CNS a vyvolání správné svalové souhry – pohybové vzorce, které máme vrozené, ale které se z různých důvodů

neaktivují. K tomu se používá aktivování určitých bodů na těle - tzv. reflexních bodů [1].

”Reflexní pohyb vpřed neboli reflexní lokomoce podle Vojty se aktivuje ze tří základních poloh – z polohy na břicho, na zádech a na boku. K aktivaci pohybových modelů je možné použít deset zón, které Dr. Vojta popsal a které se nachází na trupu, na horních a dolních končetinách. Kombinací různých zón a střídáním intenzity tlaku a tahu lze zaktivovat oba pohybové modely - reflexní otáčení a reflexní plazení.

Kromě toho hrají důležitou roli optimální úhlová nastavení končetin a používání tzv. odporů, kdy terapeut klade odpor proti vznikajícím dílčím pohybům příslušného pohybového modelu. Tímto způsobem lze například brzdit a zastavit rotační tendenci hlavy při reflexním plazení. Svalstvo v okolí „brzděné“ části těla díky tomu vyvine větší napětí, aniž by se kvůli tomu muselo dále zkracovat (izometrie). Na základě toho zesílí i svalová aktivita vzdálenějších částí těla (břicho, záda, horní a dolní končetiny).” [2]



Obr. 2.1: Aktivační zóny [2]

Použití Vojtovy metody u dětí

Vojtova metoda je všeobecně využívána u dětí pro léčbu nemocí pohybového aparátu a problémů způsobených s nesprávným vývojem pohybového aparátu.

Použití Vojtovy metody u dospělých

Vojtova metoda se u dospělých lidí používá pro léčbu následků cévních mozkových příhod, bolestí hlavy spojených s páteří, onemocnění pohybového aparátu, poúrazové stavy, roztroušenou sklerózu a další neurologická onemocnění.

2.2 Lůžka (stoly) pro Vojtovu metodu a pro obdobné rehabilitační principy

V současné době lze používaná lůžka pro VM rozdělit do dvou podskupin.

- Pevné stoly

U nichž je dána pevná výška ložné plochy nebo náklon jednotlivých segmentů - re-spektive není možné přestavovat pod zatížením.

- Stavitelné stoly

U těchto stolů lze měnit výšku ložné plochy i při zatížení, případně jsou jednotlivé sektory lůžka nastavitelné (např. podhlavník).

2.2.1 Rozdělení podle kinematiky zdvihu

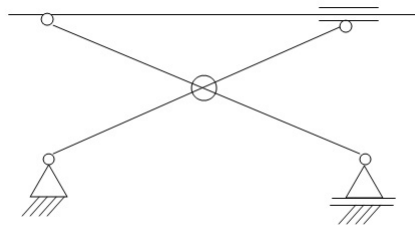
Podle kinematiky zdvihu lze používaná lůžka pro VM rozdělit do těchto základních skupin:

Nůžkový (křížový) zdvih

U této konstrukce tvoří nosný rám lůžka samotná konstrukce kříže viz obr.2.2 a 2.3.



Obr. 2.2: Nůžkový (křížový) mechanismus [3]



Obr. 2.3: Schema nůžkového mechanismu

Nůžkový zdvih

Hlavním rozdílem od křížového zdvihu je samostatná konstrukce "podvozku", kde podvozková část je pevná a její stabilita se se zdvihem prakticky nemění viz obr.2.4



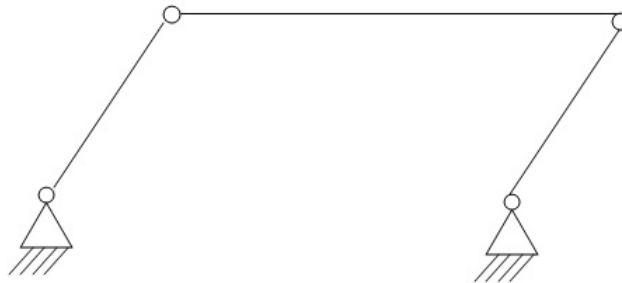
Obr. 2.4: Nůžkový mechanismus [3]

Paralelogram

Tento mechanismus má z hlediska potřeb rehabilitace značnou nevýhodu v tom, že při zdvihu dochází k podélné změně polohy ložné plochy stolu (obr.2.5 a 2.6).



Obr. 2.5: Lůžko s mechanismem zdvihu paralelogram [3]



Obr. 2.6: Mechanismus zdvihu paralelogram

Pákový mechanismus

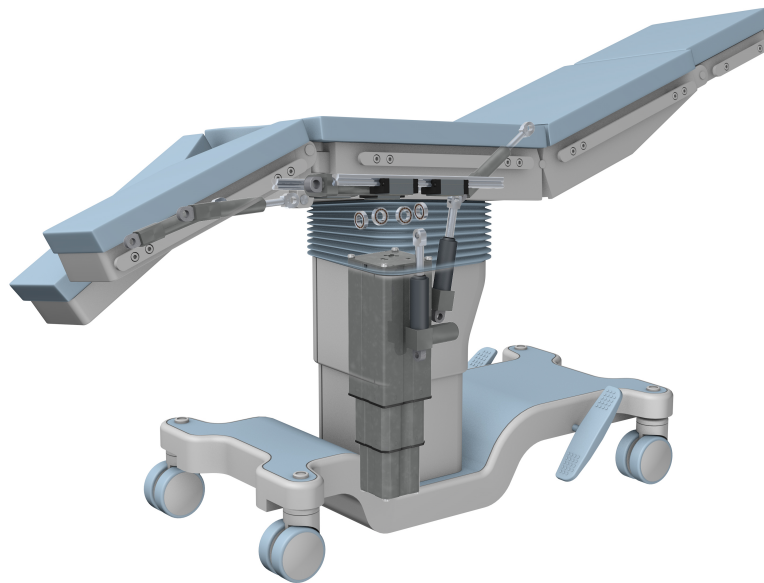
Tento mechanismus je využíván zejména u zubařských křesel, u rehabilitačních stolů se tento mechanismus vyskytuje velmi ojediněle. Tato konstrukce je výhodná, pokud je nezbytný dobrý přístup pouze k hlavě pacienta (obr.2.7).



Obr. 2.7: Pákový mechanismus [4]

Sloupový (přímý) zdvih

Tento mechanismus má hlavní výhodu v tom, že potřebuje minimální zástavbový prostor, rychlost zdvihu je konstantní v celém rozsahu zdvihu i bez regulace pohonu. malý zástavbový prostor poskytuje dostatek prostoru pro další mechanismy - zejména pro naklápění stolu. Limitující nevýhodou může být značně vysoká pořizovací cena pohonu (obr.2.8).



Obr. 2.8: Sloupový zdvih [5]

2.2.2 Rozdělení podle způsobu pohonu zdvihu

Rehabilitační stoly lze z hlediska zdroje energie pohonu rozdělit do následujících tří skupin.

Ruční zdvih

Hlavní výhodou tohoto řešení je oproti ostatním velmi nízká pořizovací cena, aplikace lůžka (není nutné elektrické připojení). Vlastní zdvih je v naprosté většině případů řešen klasickým nůžkovým mechanismem a pohybovým šroubem. Hlavní nevýhodou je samozřejmě to, že pohyb není automatizovaný a ve většině případů není vhodné aby výška stolu byla měněna pod zatížením.

Elektrický zdvih

Lůžka s elektrickým zdvihem vynikají čistotou provozu. Nejčastěji je používán jednoduchý paralelogram poháněný elektrickým aktuátorem (obr.2.9). Hlavní nevýhodou tohoto mechanismu je proměnná rychlost zdvihu, která je závislá na aktuální poloze. Rychlost zdvihu lze upravit elektronickým řízením (pokud aktuátor člen obsahuje potenciometr). Proto je z hlediska mechaniky výhodnější využít například sloupového mechanismu (viz obr.:2.8)



Obr. 2.9: Elektrický pohon aktuátorem [5]

Elektrohydraulický zdvih

Dalším používaným principem zdvihu stolu je elektrohydraulický pohon. Tento pohon se skládá z hydraulického čerpadla a hydromotoru (hydraulického válce s pístem -obr. 2.10). Výhodou hydraulického zdvihu lůžka je relativně malý potřebný elektrický příkon. Hlavní nevýhodou lůžek s hydraulickými prvky je možný únik média (oleje). Proto je dobré se v současné době hydraulickým prvkům ve zdravotnictví vyhnout, pokud je možné nahrazení jiným druhem pohonu.



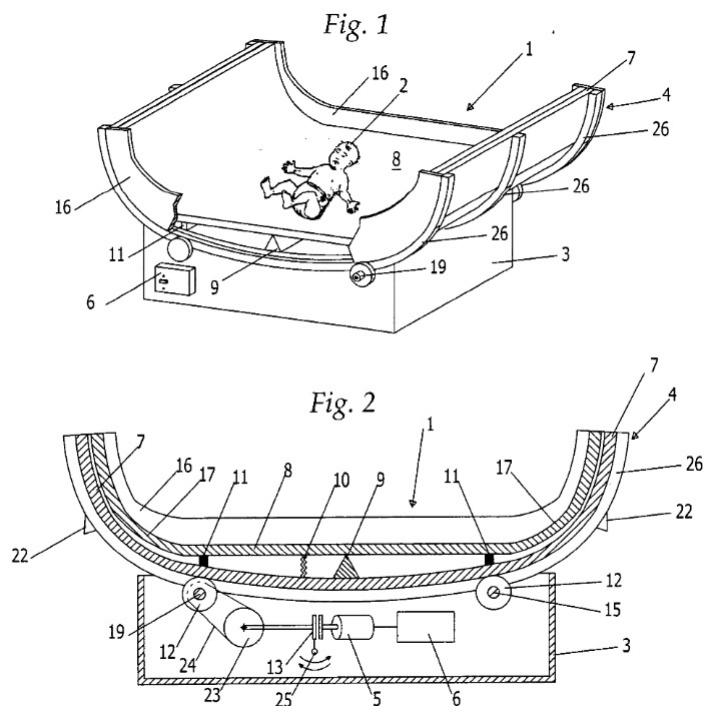
Obr. 2.10: Lůžko s elektrohydraulickým zdvihem [6]

2.3 Související patenty a užité vzory

Při rešerši byly nalezeny pouze následující patenty strojů (mechanismů) pro provádění Vojtovy metody u kojenců-batolat.

Patent ES 2547420T3

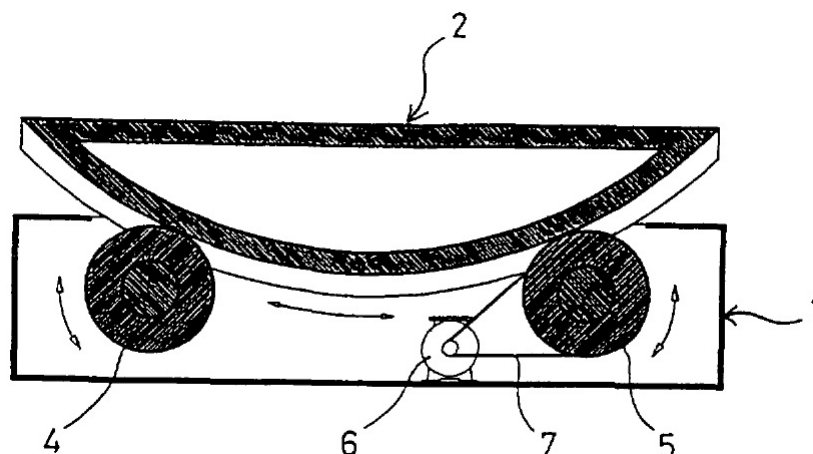
Obsahem tohoto patentu je rehabilitační lůžko (kolébka), které je vhodné pro děti ve věku batolete. Principem je naklápěcí kolébka, která se pohybuje v zadaném rozsahu a rychlosti dle předehraného programu (viz obr. 2.11). Tento patent vychází z patentu IT0001321559 (jehož přesný obsah se nepodařilo dohledat) a doplňuje jej o sběr dat, díky čemuž lze aktivně přizpůsobit pohyb kolébky tak, aby terapie byla co nejefektivnější. [7] Vlastní pohyb je realizován odvalováním kolébky po válečkách, z nichž jeden je přes lanový převod poháněn elektromotorem. Hlavní a zcela limitující nevýhodou tohoto řešení je věkové (velikostní) omezení pacientů.



Obr. 2.11: Patent ES2547420T3 [7]

Patent EP1208831A2

Tento patent využívá obdobného principu jako předchozí patent. Rozdíl je v pohonné části, kdy tento mechanismus je vybaven krokovým motorem, který umožňuje konstrukčně jednodušeji zastavovat mechanismus v určité žádané poloze (obr.2.12).



Obr. 2.12: Patent EP1208831A2 [8]

2.4 Související normy

Při návrhu bylo nutné zohlednit také platné normy a předpisy, které souvisí nejen s běžnými předpisy pro strojírenskou výrobu, ale také předpisy které se týkají zdravotnických zařízení.

2.4.1 Bezpečnost elektrických zařízení

Všechny elektrické zařízení a el. zapojení použité na rehabilitačním lůžku musí odpovídat normě ČSN 33 2000-4-41 ed.2, která stanovuje ochranu před úrazem elektrickým proudem.

2.4.2 Vhodné materiály a povrchové úpravy pro zdravotnická zařízení

Je nutné, aby všechny použité materiály byly zcela zdravotně nezávadné. Přesnější kritéria definuje SZÚ (Státní zdravotní ústav). V případě možnosti je vhodné volit materi-

ály, které jsou certifikovány pro použití ve zdravotním průmyslu. Vedle zdravotní nezávadnosti je nutné u použitých materiálů dbát na snadnou omyvatelnost a možnost dezinfekce povrchu.

2.4.3 Proces schvalování zdravotnických potřeb

Státní ústav pro kontrolu léčiv (dále jen SÚKL), stanovuje na základě zákona č. 268/2014 Sb. celou řadu závazných náležitostí, které jsou nutné pro certifikaci zdravotnických pomůcek a zařízení. Níže jsou vypsány pouze hlavní body, které souvisejí s technickou stránkou rehabilitačního lůžka. - registrační číslo výrobce nebo zplnomocněného zástupce přidělené Ústavem,

- obchodní název zdravotnického prostředku,
- doplněk názvu označující každou variantu zdravotnického prostředku, pokud existuje,
- katalogové číslo každé varianty zdravotnického prostředku přidělené výrobcem, pokud toto číslo existuje,
- určený účel v českém a anglickém jazyce,
- informaci o tom, zda byla provedena klinická zkouška,
- kopii závěrečné zprávy z klinického hodnocení nebo z hodnocení funkční způsobilosti,
- aktuální verzi návodu k použití v českém jazyce; tato podmínka nemusí být splněna u zdravotnického prostředku rizikové třídy I nebo IIa, jestliže výrobce stanovil, že jej pro bezpečné používání zdravotnického prostředku není třeba,
- platné prohlášení o shodě

Krom uvedených náležitostí musí oba typy žádostí obsahovat ještě obecné náležitosti pro žádost stanovené v § 45 a 37 odst. 2 zákona č. 500/2004 Sb., správní řád, ve znění pozdějších předpisů.[9]

3. Návrh lůžka a kontrola komponent

Tato kapitola se zabývá návrhem kompletního rehabilitačního lůžka pro Vojtovu metodu s ohledem na dlouhodobý vývoj metody. Dále se zabývá kontrolou nejdůležitějších konstrukčních uzlů a prvků.

Celé lůžko lze dle obr. 3.1 rozdělit do několika konstrukčních uzlů:

- Mechanická ruka
- Oběžné vedení a ložná plocha lůžka
- Mechanismus zdvihu a naklápění
- Podvozková část



Obr. 3.1: Celkový 3D model

Popis obrázku:

- 1 - Mechanická ruka
- 2 - Ložná plocha lůžka
- 3 - Mechanismus zdvihu a naklápění
- 4 - Podvozková část

3.1 Mechanická ruka

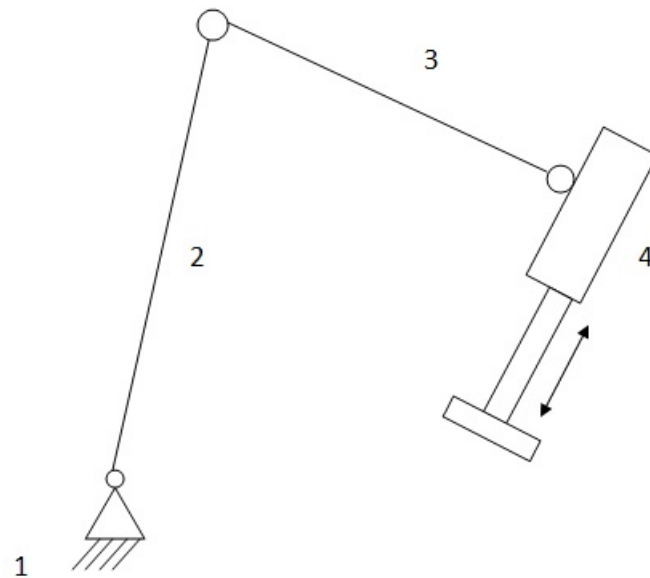
Tento mechanismus má nahrazovat stlačování rukou terapeuta. Pro jednoduchou představu tento požadovaný pohyb představuje kinematicky velmi podobný pohyb, jako je

pohyb při resuscitaci - nepřímé srdeční masáži. To znamená, že potřebujeme vyvíjet tlak na tělo (respektive "bod" těla) jak při poddajné reakci těla (dochází ke zmáčknutí - změně místa působíště síly), tak při nepoddajné reakci. Jedině tak lze dosáhnout plynulého působení a regulace síly (tlaku) při rehabilitaci. Toho docílíme použijeme-li "pevný" aktivní člen v kombinaci s dalším pružným členem.

Jak bylo zmíněno v kapitole 2.2.2, použití členů s hydraulickým médiem je nevhodné. Nevýhodou pneumaticky ovládaných prvků je, že vyžadují externí zdroj vzduchu (v tomto případě připadá v úvahu pouze kompresor, který je hlučný). Proto jsou nejvýhodnější volbou elektricky poháněné mechanismy - konkrétně aktuátory (obr.2.9).

Byly navrženy dvě konstrukční řešení mechanismu mechanické ruky, a to typ "rameno" a "portál".

Řešení MR s mechanismem ramena (obr.3.2) umožňuje velmi flexibilní nastavení MR, které ovšem zároveň vyžaduje více na sebe navazujících seřízení jednotlivých kloubů MR. Dále je také nezbytné neopomenout dostatečnou pevnost kloubů, na které může působit vlivem působení akční síly a reakce těla pacienta relativně velké síly.



Obr. 3.2: Schema mechanická ruka - typ rameno

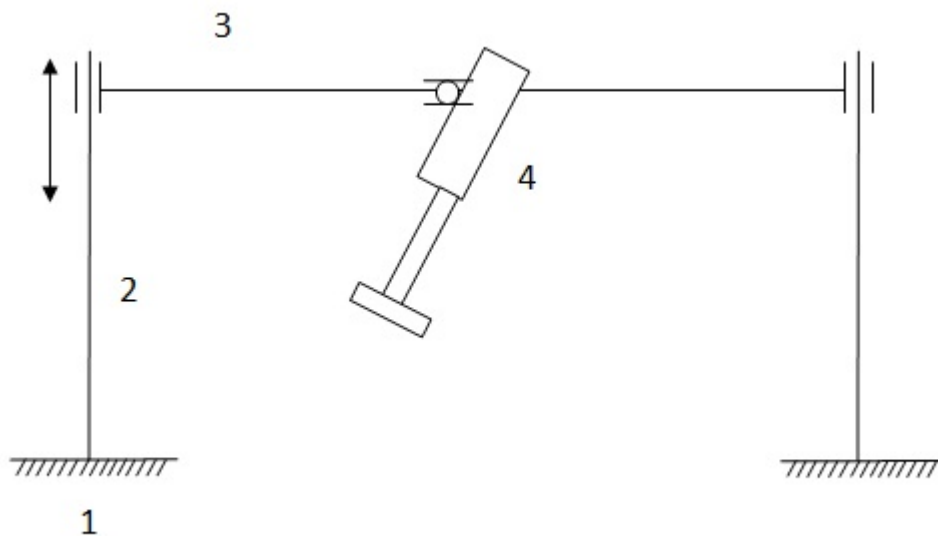
Popis obrázku:

1 - uchycení

2, 3 - stavitelné segmenty

4 - pohybový mechanismus mechanické ruky

Portálové řešení (obr.3.3) má oproti ramenu velkou výhodu v tuhosti konstrukce, díky tomu, že nedochází k přenosu ohybového momentu z MR na konstrukci lůžka přes pohybové klouby. Kinematika konstrukce je velmi podobná mechanismu který se využívá u 3D tiskáren. Hlavní nevýhodou tohoto řešení však je ztížení pohybu pacienta při přesunu z/na lůžko.



Obr. 3.3: Schema mechanická ruka - typ portál

Popis obrázku:

1 - uchycení konstrukce

2 - svislé kluzné vedení

3 - portál

4 - pohybový mechanismus mechanické ruky

3.1.1 Pohybový mechanismus MR

Jak bylo v kapitole 3.1 zmíněno, konstrukci mechanické ruky lze řešit buď typem mechanismu "rameno" nebo "portál". Vzhledem k nutnému co nejvolnějšímu přístupu terapeuta k pacientovi byl zvolen typ "rameno" (obr. 3.2), které je co se týče kinematické variability a možnosti umístění výhodnější (obr. 3.4).



Obr. 3.4: 3D model mechanické ruky

Popis obrázku:

1 - Vozík oběžného vedení

2 - Stavitelné klouby

3 - Pohybový mechanismus skládající se z aktuátoru a plynové pružiny

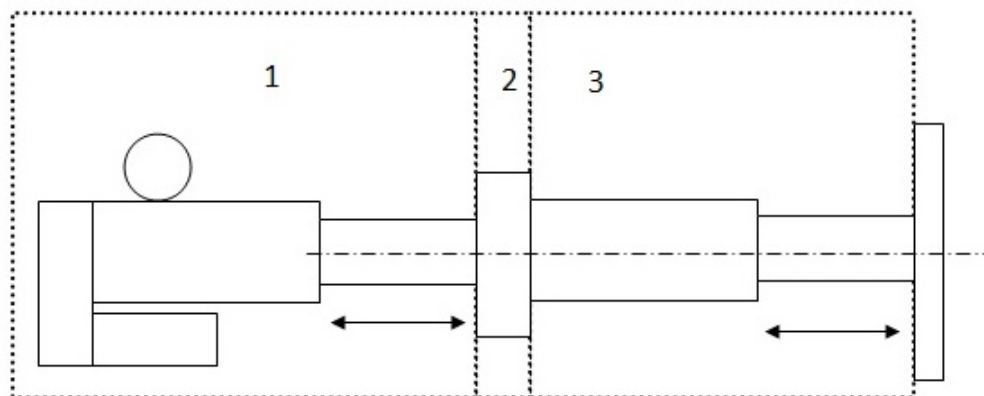
3.1.2 Návrh prototypu

Vzhledem k tomu, že funkce MR nebyla dosud nikdy prakticky ověřena, bylo nutné nejprve pro ověření funkce navrhnout prototyp MR. Pro ověření funkčnosti byla nutná

adaptace MR na současnou konstrukci běžného rehabilitačního lůžka, které měl zadavatel ve své ordinaci. I přesto že se v této fázi jednalo primárně o ověření funkčnosti principu, bylo vhodné prototyp složit z prvků a komponentů, se kterými se počítá i ve finální prototypovou verzi rehabilitačního lůžka. Tím bylo možné ověřit nejen funkčnost principu ale zároveň i funkčnost a vhodnost jednotlivých použitých prvků. Pro snížení finanční náročnosti na výrobu prototypu nebyly uvažovány žádné designové prvky, na které bude nutné brát ohledy při návrhu a konstrukci finální verze.

Návrh pohonu prototypu MR

Byl zvolen elektrický pohon (aktuátor), v kombinaci se vzduchovou pružinou (obr.: 3.5). Mezi vzduchovou pružinou a aktuátorem je umístěn tenzometrický snímač, díky kterému je možné snímat aktuální tlakové zatížení, které působí na pacienta. Vzhledem k požadované působící síle a požadovaným vlastnostem byl ve spolupráci se specialistou výrobce SKF vybrán aktuátor CAHB 10.



Obr. 3.5: Schema pohybového mechanismu MR

1 - Aktuátor (obr.: 3.6)

2 - Tenzometrický snímač 3.7)

3 - Plynová pružina



Obr. 3.6: Aktuátor CAHB 10 [5]



Obr. 3.7: Tenzometrický snímač MCF 60 [10]

Návrh konstrukce prototypu mechanické ruky

Pro ověření vhodnosti konstrukce "rameno" byla zvolena zjednodušená konstrukce pouze se "zápěstním kloubem". Ostatní klouby byly nahrazeny posuvným vedením (jak je zřejmé z obr.3.10), jelikož předem nebylo možné stanovit délky a proporce jednotlivých segmentů MR. Díky tomuto posuvnému vedení však bylo možné experimentálně stanovit a ověřit potřebné délky jednotlivých segmentů.

Zkoušky prototypu

Pro ověření funkce mechanické ruky proběhlo testování v ordinaci zadavatele. Zkouškami se úspěšně ověřila funkčnost mechanismu. Samotnými pacienty byla terapie hodnocena jako příjemná, zejména velmi kladně hodnotili kontinuitu působícího tlaku, kterou nelze srovnat s tlakem vyvozeným člověkem (Na obr. 3.8, 3.9, a 3.10) jsou zobrazeny fotografie z proběhlého testování prototypu. Během zkoušení se vlivem konstrukce, která umožňovala snadnou změnu délky ramen zjistily následující potřebné délky segmentu 2 - 500 mm a segmentu 3 - 700 mm (značení segmentů viz obr.3.2). Dále bylo zjištěno, že jako kinematicky dostačující jsou následující klouby:

- kloub 1 jako jednoosý s horizontální osou rotace
- kloub 2 jako jednoosý s horizontální osou rotace
- kloub 3 jako dvouosý kloub

Je na uvážení, zda-li by v budoucnu nebylo vhodnější nahradit plynovou pružinu klasickou mechanickou pružinou, která má lineárnější závislost síla-deformace. Plynová pružina má velký počáteční odpor proti překonání prvotní deformace, což poté způsobuje "skokovou" změnu tlaku při terapii, která není žádoucí.



Obr. 3.8: Zkouška prototypu MR



Obr. 3.9: Zkouška prototypu MR



Obr. 3.10: Zkouška prototypu MR

3.2 Návrh oběžného vedení a ložné plochy lůžka

Pro použití mechanické ruky na libovolném místě na lůžku, bylo nutné hledat řešení lineárního vedení. Běžné lineární vedení je nedostatečné, jelikož se není možné s mechanickou rukou (respektive uchycením) dostat na odvrácenou stranu lůžka bez ručního přenášání. Proto bylo zvoleno lineární kluzné vedení - curved rails od společnosti igus, jehož konstrukce umožňuje aplikaci nejen na rovné ale i na oblé plochy viz obr.3.11 a 3.19.



Obr. 3.11: Lineární vedení curved rails IGUS [11]

Na ložnou plochu lůžka byla zvolena lepená sandwichová konstrukce, která se skládá ze 3. vrstev dubové dýhy o tloušťce 8 mm (obr.3.19). Tato konstrukce vyniká svou nízkou hmotností a zároveň dostatečnou tuhostí.

3.3 Návrh mechanismu zdvihu lůžka

Vzhledem k tomu, že lůžko ve velké míře využívají pacienti s těžšími pohybovými obtížemi (osoby upoutané na invalidní vozík), je nezbytné, aby lůžko umožňovalo pokud možno co nejnižší polohu, která značně usnadní přesun pacienta na lůžko (obr.:3.13 a 3.14). Je požadováno, aby rychlost zdvihu lůžka byla pro každou polohu zdvihu i náklonu konstantní. Toho lze docílit dvěma způsoby:

- a) Pohonem nezávislým na poloze lůžka (tzn. výsledný směr pohybu pohonu je shodný se zdvihem lůžka.
- b) Regulací pohonu v závislosti na poloze (například u nůžkového zdvihu).

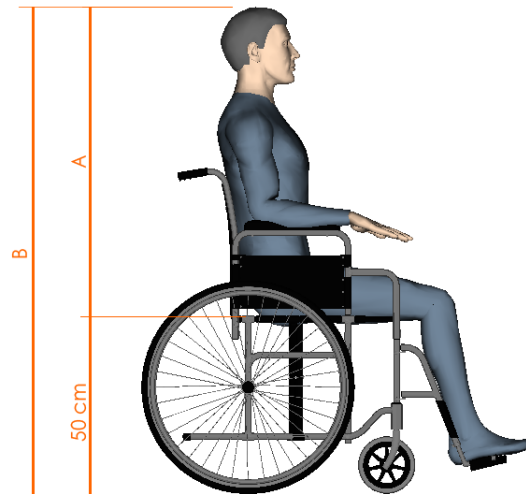
Vzhledem k požadovanému kontinuálnímu zdvihu, rámcového dodržení navrženého designu (obr.3.12), volím sloupový zdvih.



Obr. 3.12: Návrhový design lůžka



Obr. 3.13: Přestup pacienta z invalidního vozíku na lůžko [12]



Obr. 3.14: Výška sedací plochy invalidního vozíku [12]

Jako zdvih lůžka byl zvolen sloupový aktuátor SKF (obr.3.16 a 2.8), který má certifikaci pro zdravotnická zařízení. Zdvih aktuátoru je 500 mm a únosnost 4500 N.

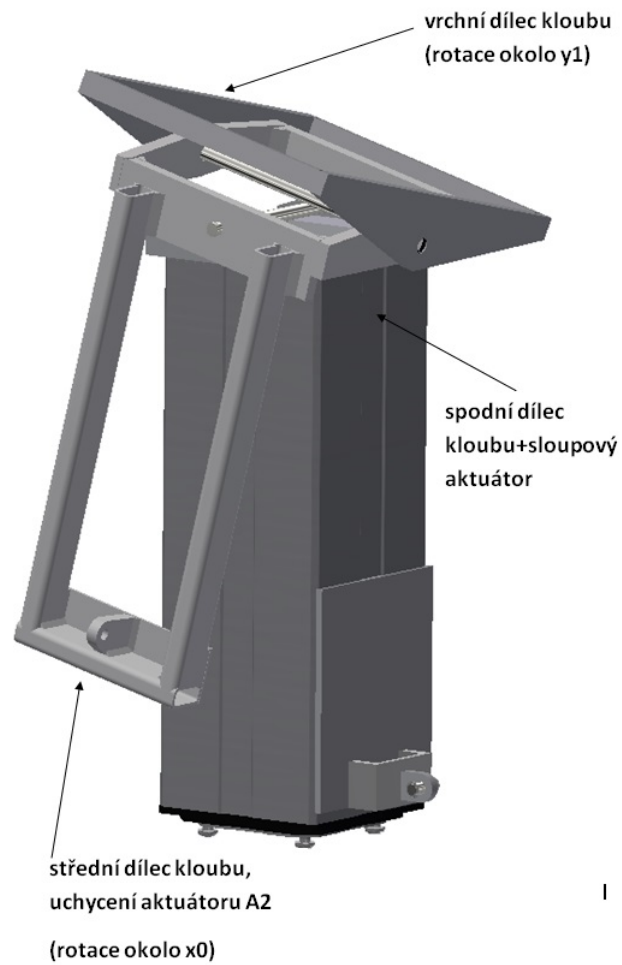


Obr. 3.15: Lineární aktuátor SKF řady MAX-3 [5]

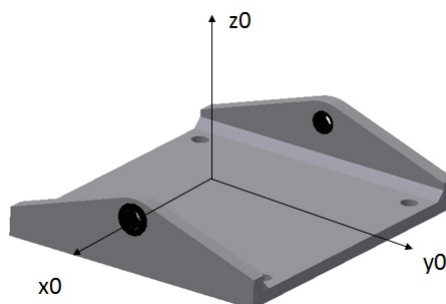
3.4 Návrh naklápěcího mechanismu lůžka

Ložná plocha musí být naklápěcí okolo podélné a příčné osy (zároveň), což značně omezuje možná konstrukční řešení. Kinematicky nejvýhodnější by byl kulový kloub, který ale nevyhovuje, jelikož umožňuje parazitní rotaci kolem své osy (v tomto případě okolo osy z lůžka). Omezení této rotace je mechanicky značně složitě. Další možnou variantou jsou různé mechanismy paralelogramu, které ale vytvářejí značné "houpavé" pohyby, nikoli pouze naklopení rotací. Nejvýhodnější variantou se jeví kloub na obdobném principu jednoduchého kardanového kloubu, umístěným ve středu ložné plochy lůžka. Vlastní naklápění jsem se po konzultaci s firmou SKF, rozhodl použít lineární aktuátory, kterým se již v současné době ve zdravotním průmyslu využívají (operační stoly, zubařská křesla aj.) viz obr.3.15.

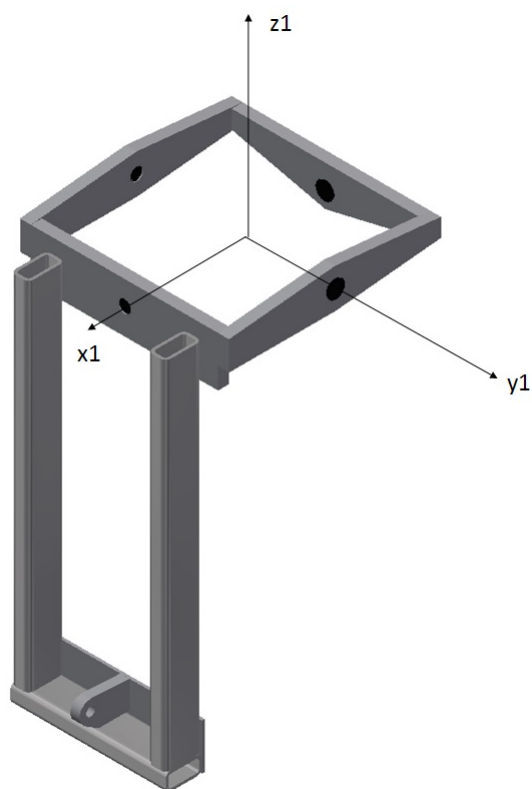
Pro orientaci v prostoru lůžka zavádím souřadnice viz obr.3.17, které později budu transformovat pro orientaci v prostoru při natočení ložné plochy lůžka podél osy x na středním dílci (obr.3.18) a podél osy y středního dílce pro vrchní dílec a ložnou plochu lůžka (obr.3.19).



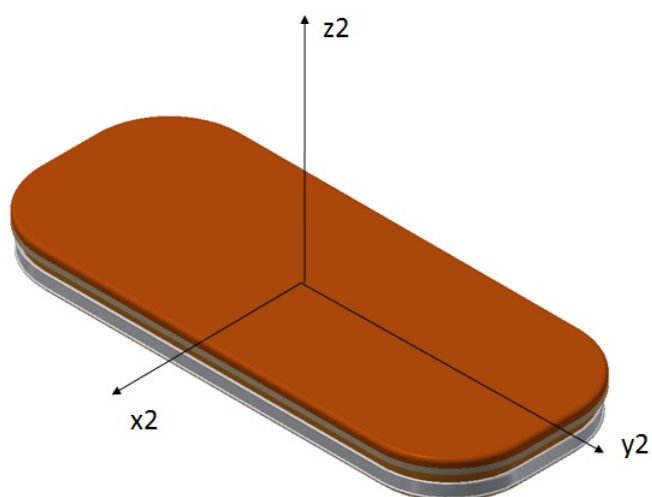
Obr. 3.16: Mechanismus naklápění



Obr. 3.17: Spodní dílec mechanismu naklápění



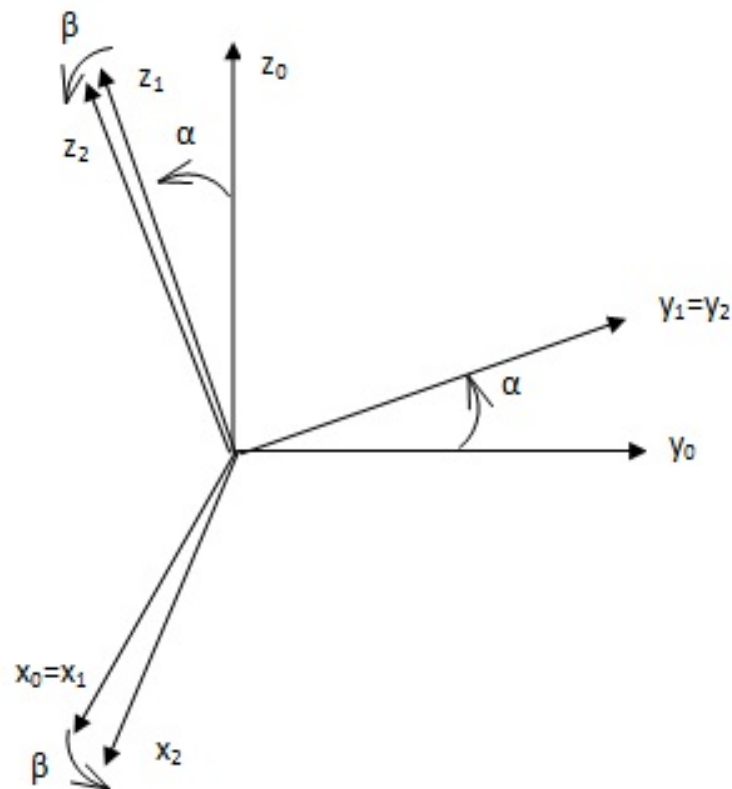
Obr. 3.18: Střední dílec systému naklápění



Obr. 3.19: Zavedení souřadnicového systému na ložnou plochu lůžka

3.4.1 Silový rozbor zatížení naklápěcího mechanismu

Vzhledem k vysokému poměru mezi rozměry lůžka a vzdáleností os rotací natáčení lůžka (ve směru osy z (respektive z_0, z_1 a z_2)) řeším transformaci souřadnic jako prosté natáčení bez přídatných posuvů podle matice transformace 3.1 a 3.2 viz obr.3.20.



Obr. 3.20: Natočení souřadného systému

Transformační matice pro natočení kolem osy x_0 :

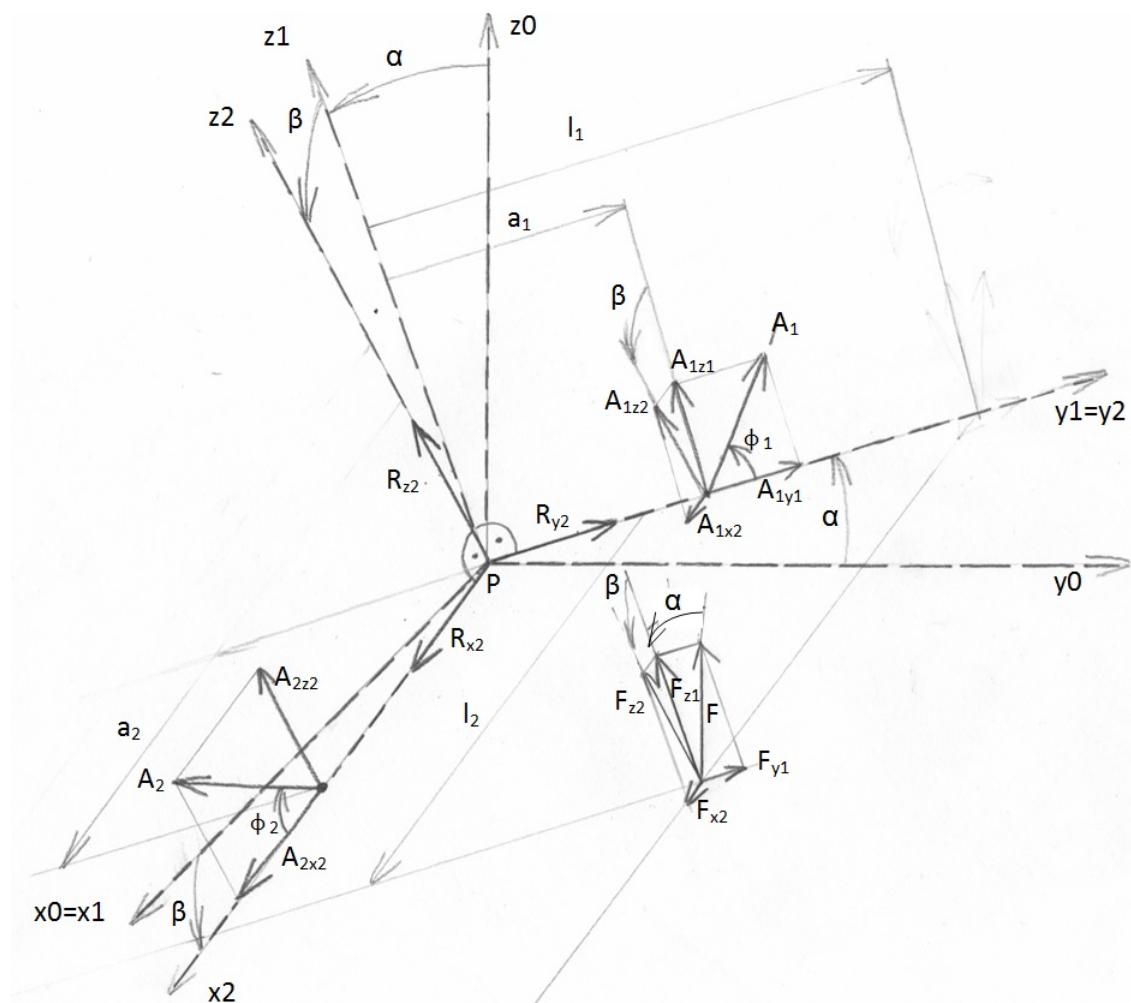
$$T_{xy}(\alpha) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & \sin(\alpha) \\ 0 & -\sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{pmatrix} \quad (3.1)$$



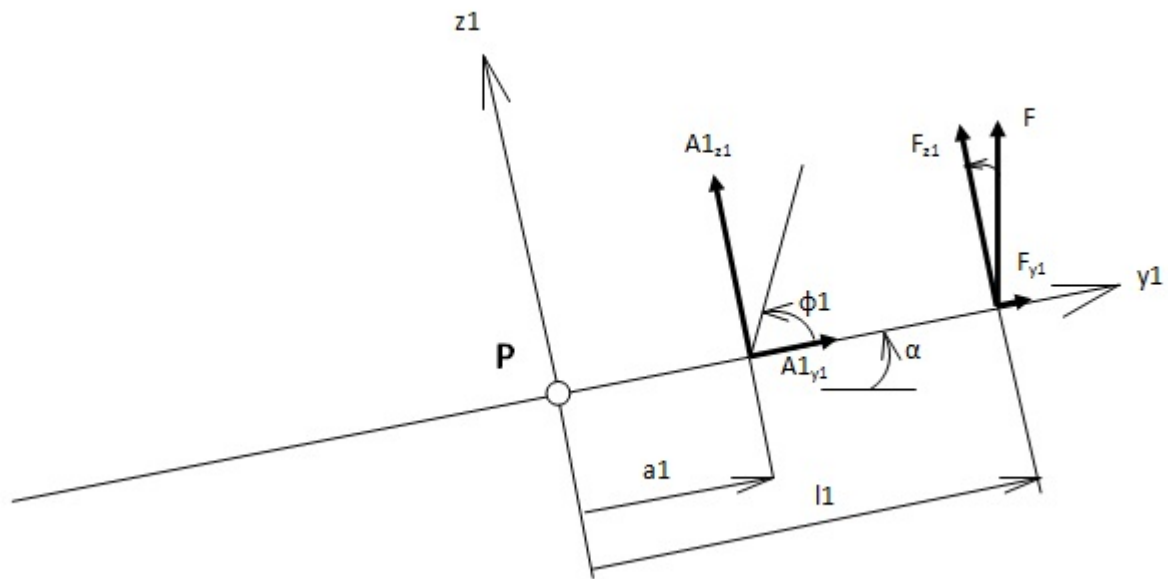
Transformační matice pro natočení kolem osy y_1 :

$$T_{xz}(\beta) = \begin{pmatrix} \cos(\beta) & 0 & -\sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

Silový rozklad zatížení mechanismu naklápění a aktuátorů řeším ve dvou rovinách (obr.3.22 a 3.24) a v celkovém silovém rozkladu (obr.3.21). Skutečné uložení v jednotlivých dílcích při silovém rozkladu nahrazuji uložení v jednom bodě (P). Pro pevnostní výpočty pak tyto síly distribuuji do reálného uložení rozdělením rovným dílem (u radiálních sil na čepy - osy otáčení).



Obr. 3.21: Rozbor sil a transformace do jednotlivých souřadnicových systémů



Obr. 3.22: Moment k bodu P v rovině y1-z1

Momentová rovnice k bodu P v rovině y1-z1:

$$M_p(y1 - z1) = A_{1z1} \cdot a_1 + F_{z1} \cdot l_1 = 0 \quad (3.3)$$

Z toho vyplývá, že:

$$A_{1z1} = \frac{-F_{z1} \cdot l_1}{a_1} = -F \cdot \frac{l_1}{a_1} \cdot \cos \alpha \quad (3.4)$$

a

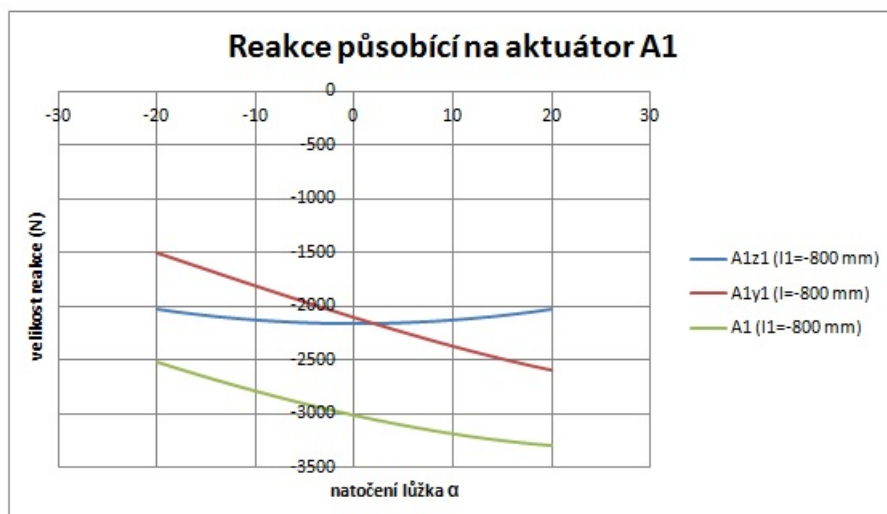
$$A_{1y1} = \frac{A_{1z1}}{\tan \phi_1} \quad (3.5)$$

kde úhel ϕ_1 lze po odměření z 3D modelu přibližně linearizovat funkcí:

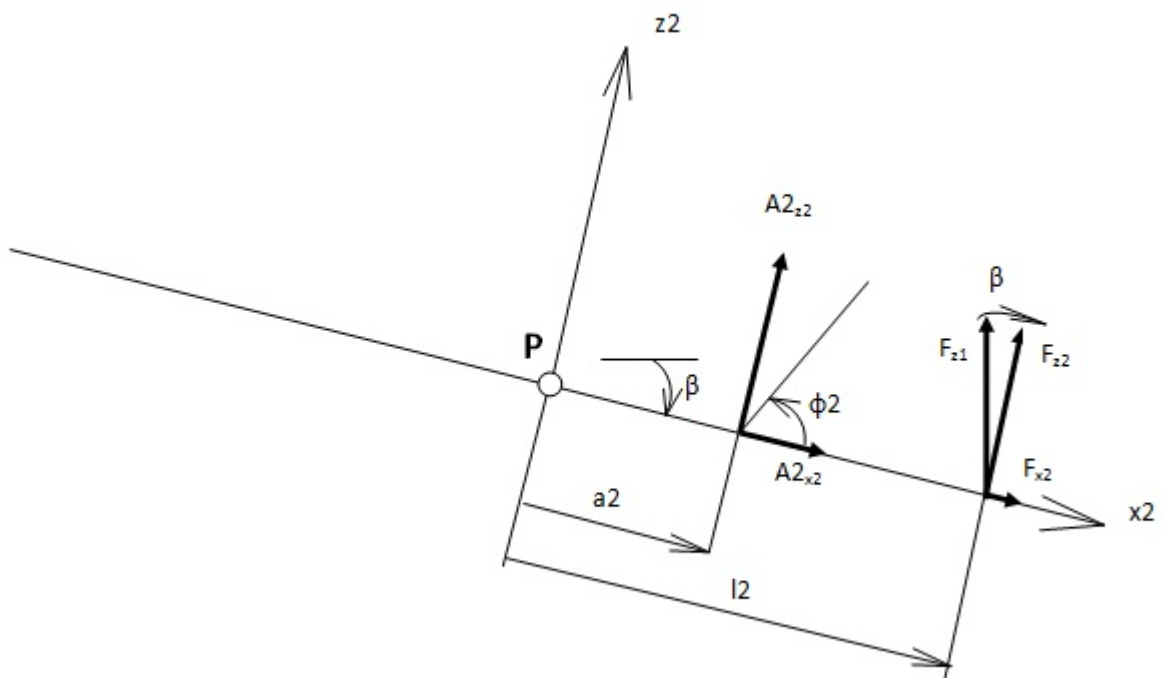
$$\phi_1 = f_{ce}(\alpha) \approx 38 + (20 - \alpha) \cdot 0,384 \quad (3.6)$$

Z předchozích rovnic vyplývá, že velikost reakce je závislá pouze na úhlu natočení a umístění zatěžující síly F (kde znaménko působíště síly mění znaménko výsledné reakce).

Na obr. 3.23 je zobrazen průběh zatížení pro $l_1 = -800\text{mm}$.



Obr. 3.23: Graf průběhu reakce působící na aktuátor A1



Obr. 3.24: Moment k bodu P v rovině x2-z2

Momentová rovnice k bodu P v rovině x2-z2:

$$M_p(y_1 - z_1) = A_{z2} \cdot a_2 + F_{z2} \cdot l_2 = 0 \quad (3.7)$$

Z toho vyplývá, že:

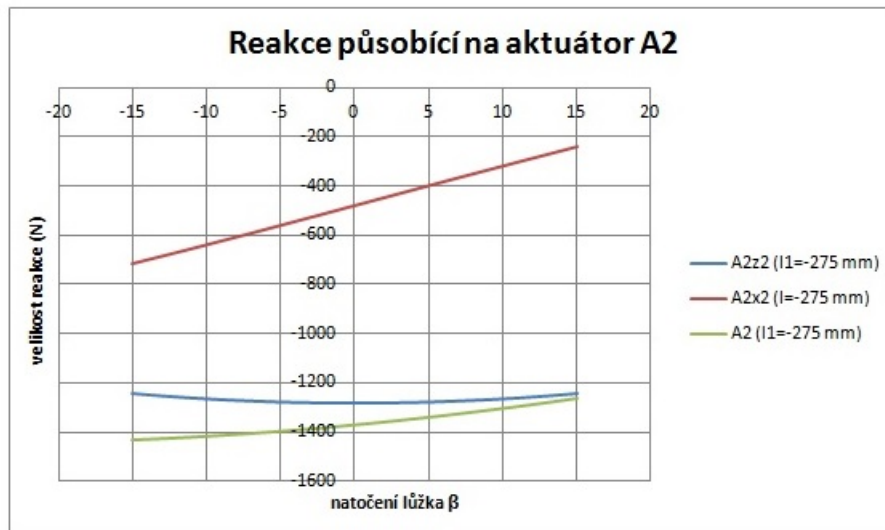
$$A_{z2} = \frac{-F_{z2} \cdot l_2}{a_2} = -F \cdot \frac{l_2}{a_2} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \quad (3.8)$$

a

$$A_{x2} = \frac{A_{z2}}{\tan \phi_2} \quad (3.9)$$

$$\phi_2 = fce(\beta) \approx 60 + (15 - \alpha) \cdot 0,633 \quad (3.10)$$

Z předchozích rovnic opět vyplývá, že velikost reakce je závislá pouze na úhlu natočení a umístění zatěžující síly Na obr. 3.25 je zobrazen průběh síly pro $l_2 = -275\text{mm}$.



Obr. 3.25: Graf průběhu reakce působící na aktuátor A2

Z obrázku 3.21 lze vyjádřit následující rovnovážné rovnice (3.11, 3.12, 3.13), ze kterých lze vyjádřit neznámé reakční síly R_{x2} , R_{y2} , R_{z2} :

$$x_2 : F_{x2} + A_{1x2} + R_{x2} + A_{2x2} = 0 \quad (3.11)$$

$$y_2 : F_{y2} + A_{1y2} + R_{y2} = 0 \quad (3.12)$$



$$z_2 : F_{z2} + A_{1z2} + R_{z2} + A_{2z2} = 0 \quad (3.13)$$

Z rovnice 3.11 vyjádříme:

$$R_{x2} = -F_{x2} - A_{1x2} - A_{2x2} \quad (3.14)$$

a po dosazení získáváme výsledný vztah pro reakci R_{x2} :

$$R_{x2} = F \cdot \cos \alpha \cdot \left[\sin \beta \cdot \left(1 - \frac{l_1}{a_1} \right) + \frac{l_2}{a_2} \cdot \frac{\cos \beta}{\tan \phi_2} \right] \quad (3.15)$$

Z rovnice 3.12 vyjádříme:

$$R_{y2} = -F_{y2} - A_{1y2} \quad (3.16)$$

a po dosazení získáváme výsledný vztah pro reakci R_{y2} :

$$R_{y2} = F \cdot \left(-\sin \alpha + \frac{l_1 \cdot \cos \alpha}{a_1 \cdot \tan \phi_2} \right) \quad (3.17)$$

Z rovnice 3.13 vyjádříme:

$$R_{z2} = -F_{z2} - A_{1z2} - A_{2z2} \quad (3.18)$$

a po dosazení získáváme výsledný vztah pro reakci R_{z2} :

$$R_{z2} = F \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \cdot \left(-1 + \frac{l_1}{a_1} + \frac{l_2}{a_2} \right) \quad (3.19)$$

Rovnice 3.15, 3.17, 3.19 jsou rovnice pro výsledné reakce v souřadnicovém systému pro ložnou plochu a vrchní dílec mechanismu kloubu naklápění. Pro získání reakcí pro střední dílec je nutné transformovat vypočtené reakce pomocí transformační matice 3.2, kde za úhel β dosazujeme zápornou hodnotu aktuálního náklonu podél osy $y1$ ($= y2$).

$$R_{(1)} = \begin{pmatrix} R_{x1} \\ R_{y1} \\ R_{z1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\beta) & 0 & -\sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} R_{x2} \\ R_{y2} \\ R_{z2} \end{pmatrix} \quad (3.20)$$

3.4.2 Kontrola zatížení aktuátorů

Aktuátory náklonu jsou namáhány pouze tlakem/tahem. Dovolené hodnoty výrobce jsou zobrazeny v tabulce 3.1.

Tabulka 3.1: Únosnost aktuátorů náklonu [5]

aktuátor	únosnost v tahu (N)	únosnost v tlaku (N)
A1 (náklon okolo osy x)	6000	8000
A2 (náklon okolo osy y)	6000	8000

Maximální zatížení aktuátoru vyplývá z přílohy č.2 kde tahové/tlakové zatížení aktuátorů odpovídá silám A_1 a A_2 viz obr. 3.21. Tlaková síla působící na aktuátor odpovídá reakční síle s kladným znaménkem, tahová síla se záporným znaménkem. Maximální síly jsou zobrazeny v tabulce 3.3.

Tabulka 3.2: Maximální zatížení aktuátorů náklonu

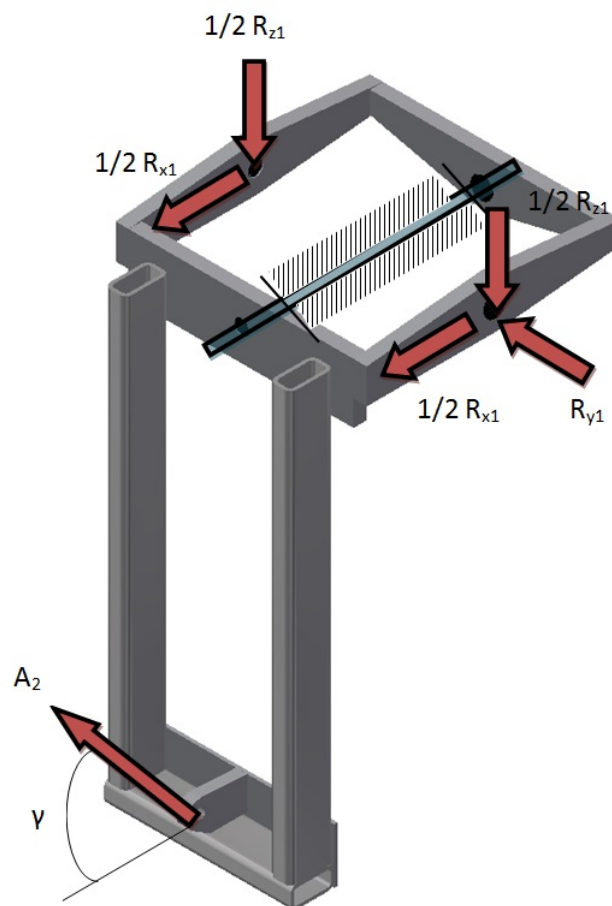
aktuátor	maximální zatížení tah (-) (N)	maximální zatížení tlak (+) (N)
A1	3300	3300
A2	1530	1530

Jak vyplývá z tabulek 3.1 a 3.3, je maximální síla v nejnepríznivějším stavu rovna $\frac{1}{2}$ dovoleného zatížení aktuátoru, což ponechává dostatečnou rezervu pro silové účinky zátěže

a vlastní terapie. [5]

3.4.3 Pevnostní kontrola mechanismu naklápění - střední dílec

Kompletní pevnostní kontrola byla provedena u středního dílce, který vzhledem ke svým délkovým rozměrům a relativní složitosti konstrukce je kritickým dílem mechanismu naklápění. Pevnostní kontrola byla provedena ve výpočetním softwaru Abaqus. Nejnepříznivější zatížení středního dílce nastává dle přílohy č.2 při umístění zatěžující síly na ložnou plochu lůžka při $l_1 = -800mm$ a $l_2 = -275mm$ (viz obr. 3.22 a 3.24). Umístění zatěžujících sil pro MKP model je zřejmé z obr. 3.26.



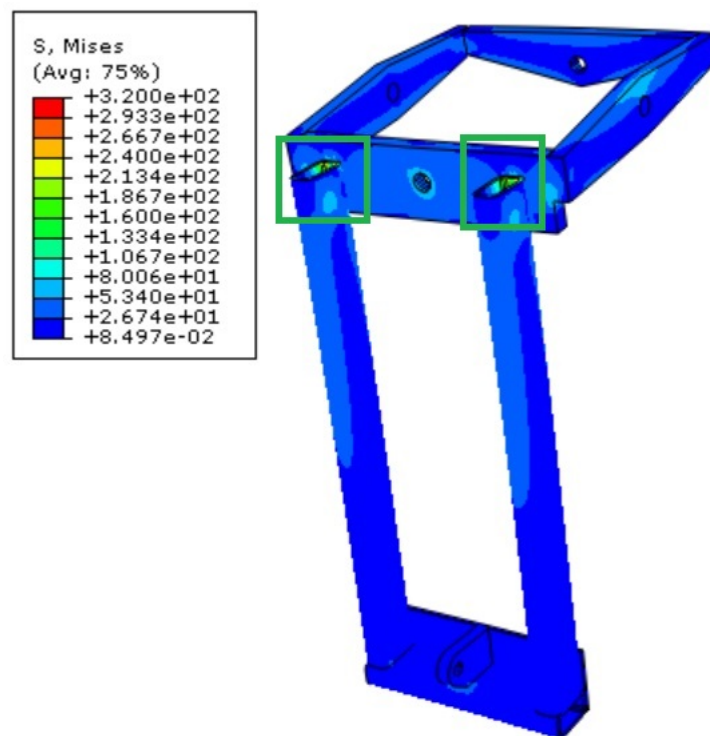
Obr. 3.26: Schema zatížení středního dílce pro MKP model

Kontrola středního dílce byla provedena pro dva následující případy zatížení (respektive natočení) lůžka:

Tabulka 3.3: Zatížení středního dílce

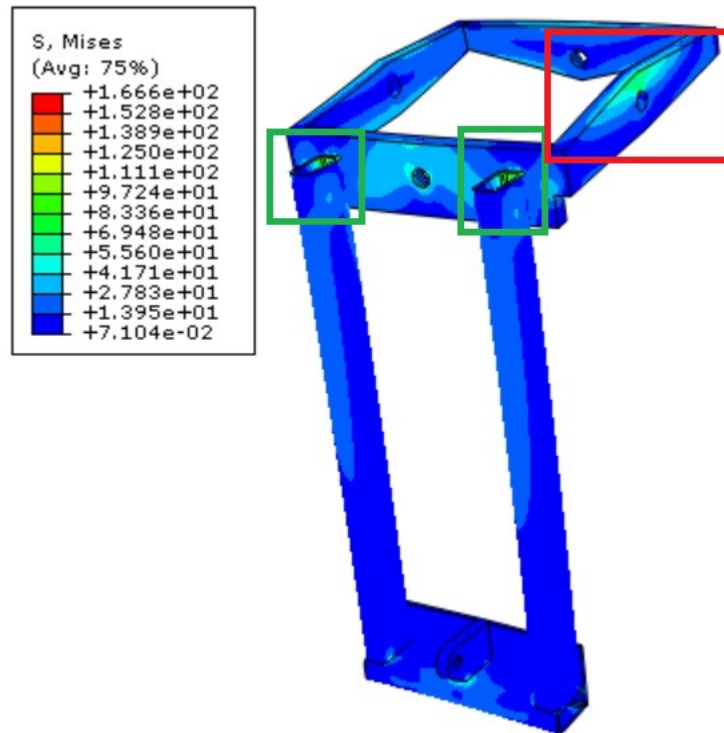
úhel	R_{x1} (N)	R_{y1} (N)	R_{z1} (N)	A_2 (N)	γ (°)
$\alpha = 0^\circ$ a $\beta = 0^\circ$	560	800	5110	1458	68
$\alpha = 20^\circ$ a $\beta = -15^\circ$	800	940	4500	1530	74

1) $\alpha = 0^\circ$ a $\beta = 0^\circ$ (obr. 3.27)



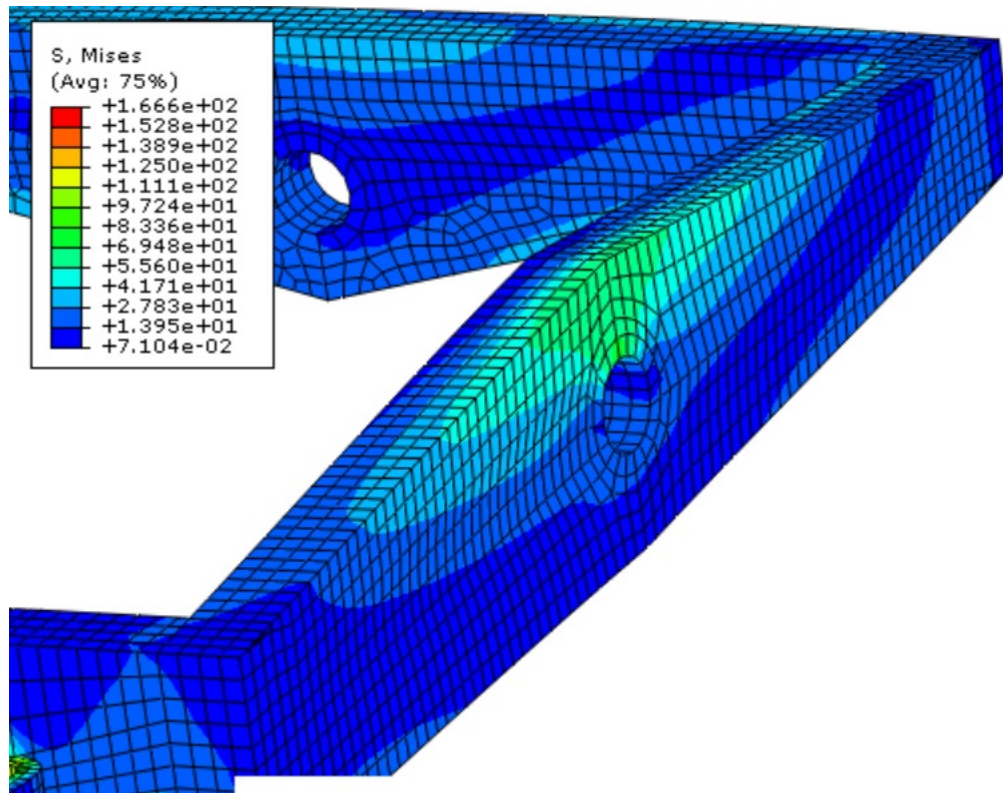
Obr. 3.27: MKP - kontrola středního dílce úhel 0-0

2) $\alpha = 20^\circ$ a $\beta = -15^\circ$ (obr. 3.28)



Obr. 3.28: MKP - kontrola středního dílce úhel 20° -15°

Na obr. 3.27 a 3.28 lze vidět, že největší napětí vzniká v obou případech v místě, kde reálně budou svary (zeleně označené). V MKP modelu nejsou tyto svary zohledněny, kontrola v místě svaru je řešena samostatně v kap. 3.31. Největší zatížení je tedy proto uvažováno v místě čepu spojení střední - vrchní dílec (obr. 3.29). V okolí čepu bylo vypočteno napětí $\sigma = \pm 100 N/mm^2$.



Obr. 3.29: MKP - detail kontrola středního dílce úhel 20° -15°

Bezpečnost k mezi kluzu pro zvolený materiál 11 423 je tedy následující:

$$k = \frac{R_e}{\sigma} = \frac{235}{100} = 2,35 \quad (3.21)$$

3.4.4 Kontrola svarů středního dílce naklápěcího mechanismu

Jak bylo již v předchozí kapitole (3.4.3) zmíněno, bylo nutné zkontrolovat svary na středním dílci mechanismu naklápění mezi vrchní částí a částí uchycení aktuátoru A_2 (obr.3.30), které v modelu pro pevnostní kontrolu v softwaru Abaqus nebyly zohledněny.

Tyto svary jsou namáhány silovými účinky od uchycení aktuátoru A_2 .

Tyto silové účinky vycházejí ze síly A_2 (viz obr.3.21 a 3.25), kde lze sílu rozložit do souřadného systému x_1, y_1, z_1 (obr. 3.31) pomocí následujících rovnic získaných ze závislosti



odměřených z 3D modelu:

$$F_x = fce(A_2, \beta) = A_2 \cdot \cos(\gamma) \quad (3.22)$$

a

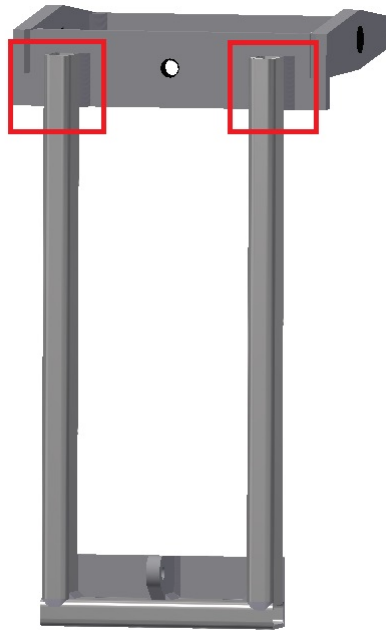
$$F_z = A_2 \cdot \sin(\gamma). \quad (3.23)$$

Svar je námáhan silami dle obr.3.31. Kdy největší namáhání svaru je dle přílohy č.2, při natočení $\alpha = 0^\circ$ a $\beta = -15^\circ$. Z čehož podle rovnic 3.22 a 3.23 vyplývá, že:

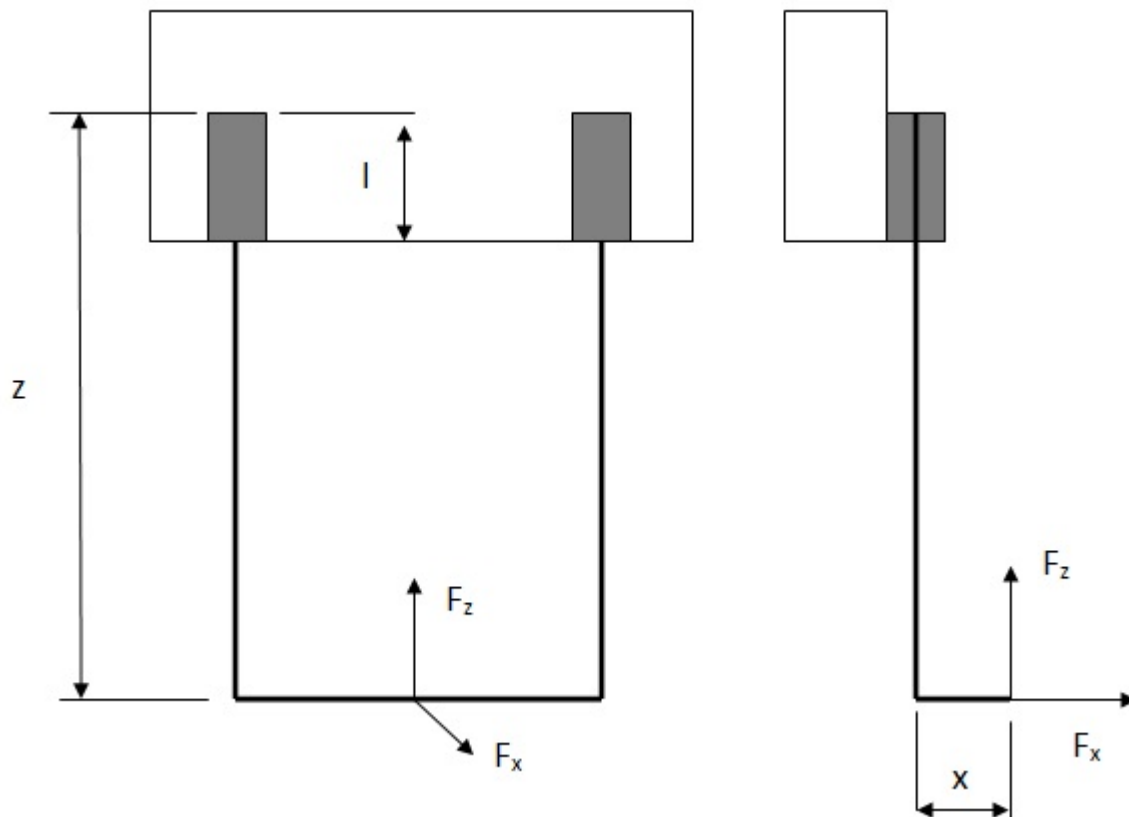
$$F_x = A_{1530} \cdot \cos(74) = 420N \quad (3.24)$$

a

$$F_z = A_{1530} \cdot \sin(74) = 1470N \quad (3.25)$$



Obr. 3.30: Kontrolové svary na středním dílci



Obr. 3.31: Schema - výpočet únosnosti svarů

Zatížení svaru od síly F_z :

$$\tau_{II F_z} = \frac{\frac{1}{2} \cdot F_z}{2 \cdot a \cdot l} = \frac{0,5 \cdot 1470}{2 \cdot 5 \cdot 38,5} = 1,9 \text{ N/mm}^2 \quad (3.26)$$

kde $a=5$ je rozměr koutového svaru a

$$\tau_{\perp F_z} = \frac{M_o}{W_o} = \frac{\frac{1}{2} \cdot F_z \cdot x}{2 \cdot \frac{1}{6} \cdot a \cdot l^2} = \frac{0,5 \cdot 1470 \cdot 39}{2 \cdot \frac{1}{6} \cdot 5 \cdot 38,5^2} = 11,6 \text{ N/mm}^2 \quad (3.27)$$

Zatížení svaru od síly F_x :

$$\tau_{\perp Fx} = \frac{\frac{1}{2} \cdot F_x}{2 \cdot a \cdot l} = \frac{0,5 \cdot 420}{2 \cdot 5 \cdot 38,5} = 0,6 N/mm^2 \quad (3.28)$$

a

$$\tau_{\perp oFz} = \frac{M_o}{W_o} = \frac{\frac{1}{2} \cdot F_x \cdot z}{2 \cdot \frac{1}{6} \cdot a \cdot l^2} = \frac{0,5 \cdot 420 \cdot 360}{2 \cdot \frac{1}{6} \cdot 5 \cdot 38,5^2} = 30,6 N/mm^2 \quad (3.29)$$

celkové napětí ve svaru [13]:

$$\tau_{sv} = \sqrt{\left(\frac{\tau_{\perp Fz} + \tau_{\perp oFz} + \tau_{\perp Fx}}{\alpha_{\tau\perp}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{II Fz}}{\alpha_{\tau II}}\right)^2} \quad (3.30)$$

Po dosazení:

$$\tau_{sv} = \sqrt{\left(\frac{1,9 + 30,6 + 0,6}{0,75}\right)^2 + \left(\frac{1,9}{0,65}\right)^2} = 44,2 N/mm^2 \quad (3.31)$$

Výsledná statická bezpečnost svarového spoje je tedy:

$$k = \frac{R_e}{\tau_{sv}} = \frac{235}{44,2} = 5,3 \quad (3.32)$$

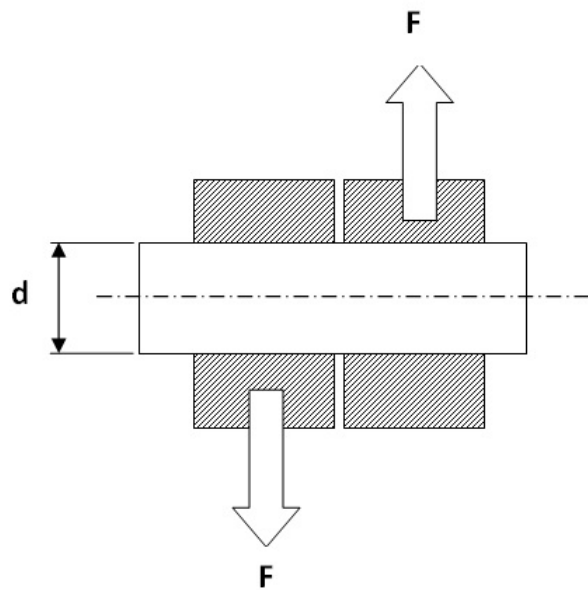
kde $R_e = 235 N/mm^2$ pro zvolený materiál 11 423.

3.4.5 Kontrola napětí ve stříhu čepů mechanismu naklápění

Kontrola na stříh čepů byla provedena u nejvíce zatížených čepů mechanismu naklápění. Jedná se o čepy spojení mezi středním a vrchním dílcem naklápění (viz obr.3.16). Maximální zatěžující síla je dle přílohy č.2 rovna maximální absolutní hodnotě reakce

$$F = 0,5 \cdot R_{xz}.$$

$$R_{xz} = \sqrt{(R_{x2}^2 + R_{z2}^2)} = \sqrt{(1323^2 + 1244^2)} = 1816N. \quad (3.33)$$



Obr. 3.32: Schema - kontrola napětí ve střihu

Napětí ve střihu lze vypočítat jako:

$$\tau_S = \frac{F}{S} \leq \tau_{DS} \quad (3.34)$$

kde τ_{DS} je dovolené napětí ve střihu, které je pro zvolený materiál čepu 11 140:

$$\tau_{DS} = 0,6 \cdot R_e = 0,6 \cdot 290 = 174N/mm^2 \quad (3.35)$$

a plocha přenášející smykové zatížení:

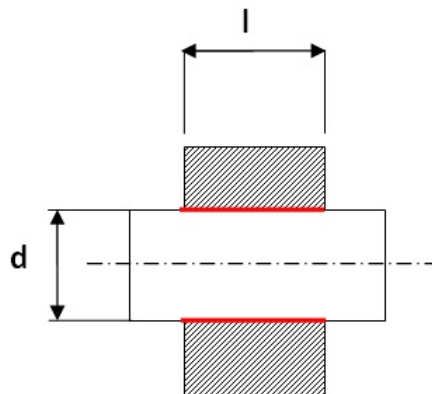
$$S = \frac{\pi \cdot d^2}{4} = \frac{\pi \cdot 12^2}{4} = 113\text{mm}^2 \quad (3.36)$$

Po dosazení získáváme:

$$\tau_S = \frac{908}{113} = 8\text{N/mm}^2 \leq 174\text{N/mm}^2 \quad (3.37)$$

3.4.6 Kontrola tlaku v kluzných pouzdrech uložení mechanismu naklápění

Kontrola dovoleného tlaku v kluzných pouzdrech byla provedena u nejvíce namáhaném spoji mechanismu naklápění, což je opět spoj mezi středním a spodním dílcem (obr. 3.34), se stejnou zatěžující silou jako v kapitole 3.4.5.



Obr. 3.33: Schema - kontrola napětí ve stříhu

Tlak působící na kluzná pouzdra lze vypočítat jako:

$$p = \frac{F}{S} \leq p_D \quad (3.38)$$

kde plocha S je rovna:

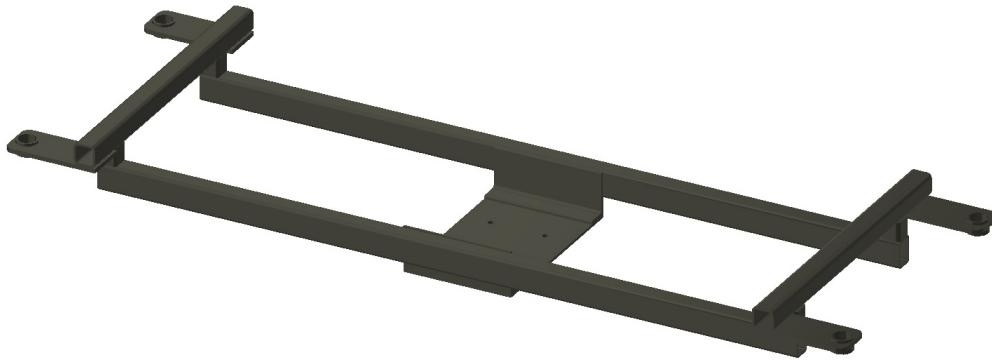
$$S = d \cdot l = 11 \cdot 12 = 132 \text{mm}^2 \quad (3.39)$$

a dovolený tlak p_D je pro zvolený materiál pouzdra dle výrobce roven 30N/mm^2 . Po dosazení do rovnice 3.38 získáváme výsledný vztah:

$$p = \frac{908}{132} = 6,8 \text{N/mm}^2 \leq 30 \text{N/mm}^2 \quad (3.40)$$

3.5 Návrh podvozkové části

Při návrhu bylo nutné zohlednit praktičnost použité konstrukce a prvků vzhledem k výrobě. Bylo požadováno, aby celá konstrukce podvozkové části co nejméně v půdorysu zasahovala směrem k obrysu lůžka, ale zároveň aby kolečka byla pokud možno co nejvíce v okrajích půdorysu lůžka pro zajištění stability celkové stability. Pro rám podvozku byla zvolena konstrukce z uzavřených obdélníkových profilů, dále z L a U profilů.



Obr. 3.34: 3D model podvozek

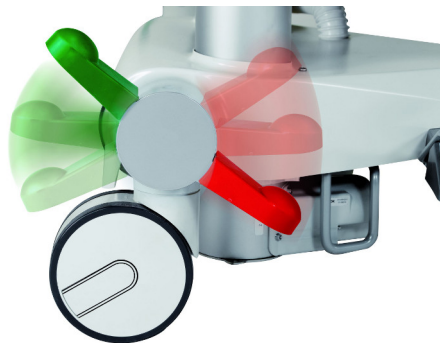
3.5.1 Pojezdová kolečka

Při návrhu pojezdových koleček byl řešen požadavek zadavatele, aby kolečka měla snadnější ovládání brzdění koleček. Většina současných rehabilitačních lůžek totiž využívá koleček se samostatným brzděním viz obr.3.35. U těchto koleček je problémem, že pokud je vlivem manipulace kolečko natočené brzdou směrem pod konstrukci podvozku, je nutné při brzdění/odbrzdění ručně kolečko natočit tak, aby byla brzda přístupná. Což vzhledem k samotné hmotnosti lůžka (zejména aktuátorů *A1*, *A2* a sloupového aktuátoru) a adhezi mezi gumovým běhounem kolečka a povrchem podlahy může být ztížené.



Obr. 3.35: Standardní kolečko se samostatnou brzdou [14]

Proto byl zvolen systém koleček s centrální brzdou, která je ovládána pomocí nožní páky, která je nezávislá na aktuálním natočení koleček. Princip ovládání pomocí nožní páky je patrný z obr. 3.36.



Obr. 3.36: Mechanismus brzdění koleček centrální pákou

Centrální brzdou lze ovládat jedno až všechny čtyři kolečka podvozku. V tomto případě byla zvolena jako nejvhodnější varianta propojení vždy dvou koleček na kratší straně lůžka, které budou ovládány jednou pákou (viz obr. 3.1). Byla zvolena kolečka od společnosti TENTE, která má certifikovaná kolečka pro zdravotnická zařízení.

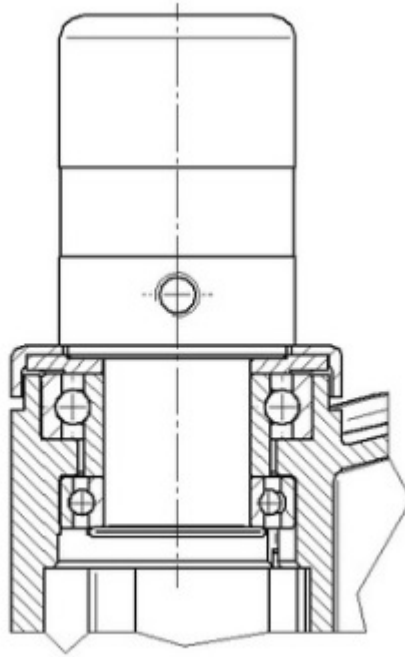


Obr. 3.37: Pojezdové kolečko

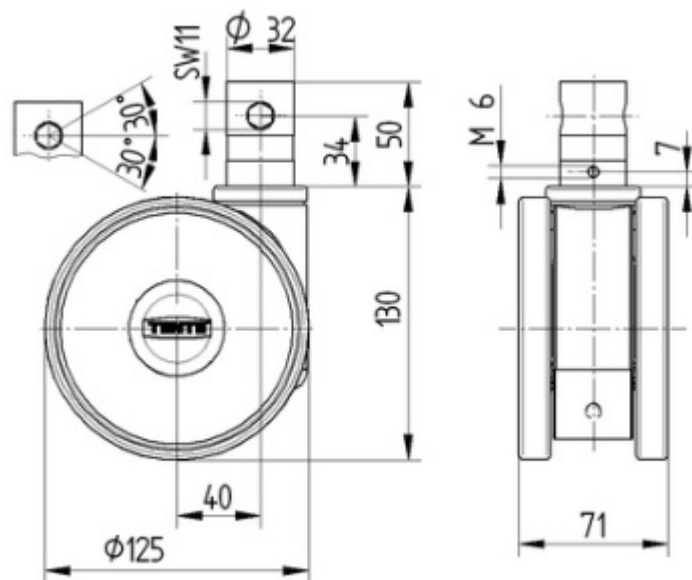
Tabulka 3.4: Parametry pojezdového kolečka [15]

průměr kolečka	125 mm
stavební výška kolečka	130 mm
únosnost kolečka statická	XXX N
únosnost kolečka dynamická	XXX N

Konstrukce kolečka (obr. 3.38) je tvořena z pevného čepu, který lze uložit přímo do rámu podvozku. Čep lze zajistit proti otáčení (šroub M6). Ovládání stavu zabrzdění koleček (totální brzda / odbrzděno) se realizuje pootáčením vnitřního šestihranu o 30° (obr. 3.39).



Obr. 3.38: Konstrukce kolečka [15]



Obr. 3.39: Rozměrové parametry kolečka [15]

4. Závěr

V rámci této diplomové práce byla provedena rešerše současného stavu problematiky rehabilitačních lůžek s analýzou možných konstrukčních řešení. Následně byla navržena konstrukce podpůrného terapeutického prostředku tzv. mechanické ruky, u které došlo již během průběhu vypracovávání diplomové práce k výrobě i reálnému odzkoušení, tudíž bylo možné zhodnotit funkčnost mechanismu.

Poté byla navržena konstrukce rehabilitačního lůžka s kompletním 3D modelem vzhledem k zadaným požadavkům. Tato konstrukce rehabilitačního lůžka je specifická tím, že umožňuje náklon podél dvou os současně i při zatížení. Požadavek naklápění do obou os při libovolném zdvihu značně zúžil možné konstrukční řešení a vedl k návrhu speciální konstrukce náklonu, která se doposud u rehabilitačních lůžek nevyužívala. Veškeré pohonné prvky na lůžku byly navrženy tak, aby šly ovládat pomocí jedné společné řídicí jednotky. Při výběru pohonných komponent byly upřednostňovány prvky, které jsou již atestované pro použití ve zdravotnickém průmyslu. To usnadňuje případnou certifikaci rehabilitačního lůžka.

Dále byla provedena analýza silových průběhů u zvolených stěžejních prvků s následnou pevnostní kontrolou.

Na základě tohoto návrhu budou následně vypracovány výrobní výkresy a bude vyroben zkušební prototyp lůžka.

Seznam obrázků

1.1	Osy lůžka	2
2.1	Aktivační zóny [2]	5
2.2	Nůžkový (křížový) mechanismus [3]	7
2.3	Schema nůžkového mechanismu	7
2.4	Nůžkový mechanismus [3]	8
2.5	Lůžko s mechanismem zdvihu paralelogram [3]	9
2.6	Mechanismus zdvihu paralelogram	9
2.7	Pákový mechanismus [4]	10
2.8	Sloupový zdvih [5]	11
2.9	Elektrický pohon aktuátorem [5]	12
2.10	Lůžko s elektrohydraulickým zdvihem [6]	13
2.11	Patent ES2547420T3 [7]	14
2.12	Patent EP1208831A2 [8]	15
3.1	Celkový 3D model	18
3.2	Schema mechanická ruka - typ rameno	20
3.3	Schema mechanická ruka - typ portál	21
3.4	3D model mechanické ruky	22
3.5	Schema pohybového mechanismu MR	23



3.6	Aktuátor CAHB 10 [5]	24
3.7	Tenzometrický snímač MCF 60 [10]	24
3.8	Zkouška prototypu MR	26
3.9	Zkouška prototypu MR	26
3.10	Zkouška prototypu MR	27
3.11	Lineární vedení curved rails IGUS [11]	27
3.12	Návrhový design lůžka	29
3.13	Přestup pacienta z invalidního vozíku na lůžko [12]	29
3.14	Výška sedací plochy invalidního vozíku [12]	30
3.15	Lineární aktuátor SKF řady MAX-3 [5]	30
3.16	Mechanismus naklápění	32
3.17	Spodní dílec mechanismu naklápění	32
3.18	Střední dílec systému naklápění	33
3.19	Zavedení souřadnicového systému na ložnou plochu lůžka	33
3.20	Natočení souřadného systému	34
3.21	Rozbor sil a transformace do jednotlivých souřadnicových systémů	36
3.22	Moment k bodu P v rovině y1-z1	37
3.23	Graf průběhu reakce působící na aktuátor A1	38
3.24	Moment k bodu P v rovině x2-z2	39
3.25	Graf průběhu reakce působící na aktuátor A2	40
3.26	Schema zatížení středního dílce pro MKP model	43
3.27	MKP - kontrola středního dílce úhel 0-0	44
3.28	MKP - kontrola středního dílce úhel 20° -15°	45
3.29	MKP - detail kontrola středního dílce úhel 20° -15°	46
3.30	Kontrolovné svary na středním dílci	48
3.31	Schema - výpočet únosnosti svarů	49



3.32	Schema - kontrola napětí ve stříhu	51
3.33	Schema - kontrola napětí ve stříhu	52
3.34	3D model podvozek	54
3.35	Standardní kolečko se samostatnou brzdou [14]	55
3.36	Mechanismus brzdění koleček centrální pákou	55
3.37	Pojezdové kolečko	56
3.38	Konstrukce kolečka [15]	57
3.39	Rozměrové parametry kolečka [15]	57



Seznam tabulek

3.1	Únosnost aktuátorů náklonu [5]	42
3.2	Maximální zatížení aktuátorů náklonu	42
3.3	Zatížení středního dílce	44
3.4	Parametry pojzdového kolečka [15]	56

Seznam použitých symbolů a zkratek

Případné nespecifikované použité dolní indexy u níže uvedených symbolů uvádějí odpovídající rovinu nebo souřadný systém. Příklad: R_{x_2} = reakce ve směru osy souřadného systému x_2

T_{xy} = transformační matice do roviny $x - y$

Symbol	Jednotky	Popis
A	N	Akční / reakční síla na aktuátorech náklonu
A_1, A_2	—	Označení aktuátorů
a_1, a_2	mm	Vzdálenost uchycení aktuátoru
d	mm	Průměr čepu
F	N	Zatěžující síla (tíha pacienta)
l, x, a	mm	Délkové rozměry (viz příslušné obrázky)
k	-	Koeficient bezpečnosti
l_1, l_2	mm	Vzdálenost působíště zatěžující síly
M_o	Nmm	Ohybový moment
M_p	Nmm	Moment k bodu P



Symbol	Jednotky	Popis
P	—	Počátek použitých souřadných systémů
R	N	Reakce působící na naklápěcí mechanismus
R_e	N/mm^2	Mez kluzu
T	-	Transformační matice při natočení souřadného systému
W_o	mm^3	Průřezový modul v ohybu
α, β	°	Úhel natočení lůžka
ϕ_1, ϕ_2	°	Úhel mezi příslušným aktuátorem a osou souř. systému
σ	N/mm^2	Napětí
τ_{II}	N/mm^2	Napětí ve svaru (smyková složka)
τ_{\perp}	N/mm^2	Napětí ve svaru (složky souběžné se svarem)
τ_{sv}	N/mm^2	Celkové napětí ve svaru

Literatura

- [1] KRUCKÝ Václav. Rehabilitace karlovy vary. [online], [cit. 6.11.2016]. Dostupné z: <http://rehabilitace.org/terapie/vojtova-metoda>.
- [2] Internationale Vojta Gesellschaft. Vojtův princip. [online], [cit. 7.11.2016]. Dostupné z: <http://www.vojta.com/cs/vojtuv-princip/vojtova-terapie/zakladni-informace>.
- [3] VEWE-REHA s.r.o. Rehabilitační a cvičební pomůcky. [online], [cit. 10.4.2017]. Dostupné z: <http://www.weve-reha.cz/>.
- [4] Everydent s.r.o. Zubní soupravy - stomatologické soupravy. [online], [cit. 10.6.2017]. Dostupné z: <http://www.everydent.cz/>.
- [5] SKF CZ a.s. Skf. [online], [cit. 10.4.2017]. Dostupné z: <http://www.skf.cz>.
- [6] GAAN. Antonín gabriško - hydraulika. [online], [cit. 10.6.2017]. Dostupné z: <http://www.gaan.cz>.
- [7] CERIOLI Mario. Sensitive and stimulating therapeutic device, Patentový spis ES2547420T3. Španělsko.
- [8] CERIOLI Mario. Swinging child support, Patentový spis EP1208831A2. Španělsko.
- [9] Státní ústav pro kontrolu léčiv. Notifikace zdravotnických prostředků. [online], [cit. 18.11.2016]. Dostupné z: <http://www.sukl.cz>.

- [10] VÁHY ROBIN s.r.o. Tenzometrické snímače. [online], [cit. 18.11.2016]. Dostupné z: www.tenzometricke-snimace.cz.
- [11] IGUS. Igus. [online], [cit. 20.5.2017]. Dostupné z: <http://www.igus.cz>.
- [12] Ph.D. doc. MUDr. Jiří Kříž. Neurorehabilitace senzomotorických funkcí po poranění míchy. [online], [cit. 18.11.2016]. Dostupné z: www.csnn.eu.
- [13] Doc. Ing. ŠVEC Vladimír CSc. Části a mechanismy strojů spoje a části spojovací, 1997. Praha.
- [14] BRUFUS s.r.o. Brufus - prodejce nářadí. [online], [cit. 20.5.2017]. Dostupné z: <http://www.brufus.cz>.
- [15] TENTE. Castors and wheels. [online], [cit. 20.5.2017]. Dostupné z: <http://www.tente.com/cz-cz/>.



Seznam příloh

Veškeré přílohy jsou umístěny v elektronické podobě na přiloženém DVD disku.

Příloha č.1 Kompletní 3D model

Příloha č.2 Excel pro výpočet reakcí

Příloha č.3 MKP model pro pevnostní výpočty v softwaru Abaqus