

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA STROJNÍ

Studijní program: N0715A270017 – Konstruování strojů a
technických zařízení
Studijní specializace: Konstruování zdravotnické a kooperativní
techniky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Asistenční pomůcka pro tělesně znevýhodněné osoby

Autor: Bc. Tereza SCHUBERTOVÁ
Vedoucí práce: Ing. Roman ČERMÁK, Ph.D.

Akademický rok 2022/2023

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta strojní
Akademický rok: 2022/2023

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Bc. Tereza SCHUBERTOVÁ**
Osobní číslo: **S20N0033K**
Studijní program: **N0715A270017 Konstruování strojů a technických zařízení**
Specializace: **Konstruování zdravotnické a kooperativní techniky**
Téma práce: **Asistenční pomůcka pro tělesně znevýhodněné osoby**
Zadávající katedra: **Katedra konstruování strojů**

Zásady pro vypracování

Navrhněte asistenční pomůcku pro tělesně znevýhodněné osoby pro usnadnění vstávání z hlubokého sedu (křesla, židle, apod.).

Proveďte průzkum trhu a zmapujte současný stav. Specifikujte cílovou skupinu a požadavky na funkci zařízení. Proveďte konstrukční návrh a potřebné výpočty.

Osnova práce:

1. Rešerše současného stavu
2. Návrh variant řešení
3. Zpracování konstrukčního návrhu řešení

Rozsah diplomové práce: **40-60**
Rozsah grafických prací: **dle potřeby**
Forma zpracování diplomové práce: **elektronická**

Seznam doporučené literatury:

Cavallo, F., Marletta, V., Moneriú, A., Siciliano, P., (Eds.) Ambient Assisted Living, Italian Forum 2016, Springer International Publishing AG, 2017
Wichert, R., Mand, B., (Eds.) Ambient Assisted Living, 9.AAL-Kongress, Frankfurt/M, Germany, April 2016-21, 2016, Springer International Publishing AG, 2017

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Roman Čermák, Ph.D.**
Katedra konstruování strojů

Datum zadání diplomové práce: **30. listopadu 2022**
Termín odevzdání diplomové práce: **26. května 2023**

L.S.

Doc. Ing. Vladimír Duchek, Ph.D.
děkan

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

V Plzni dne 30. listopadu 2022

Prohlášení o autorství

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

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

V Plzni dne:

.....

podpis autora

Poděkování

Mé poděkování patří především vedoucímu mé diplomové práce Ing. Romanovi Čermákovi, Ph.D. za odborné vedení práce, jeho cenné poznámky a připomínky, a v neposlední řadě za čas, ochotu a trpělivost, kterou mi věnoval při řešení dané problematiky. Dále bych tímto chtěla poděkovat Ing. Martinu Mrázkovi za vstřícnost, ochotu a cenné rady poskytnuté při konzultacích.

V neposlední řadě patří mé díky také mé rodině, zejména mému manželovi za psychickou podporu a motivaci během celého studia.

ANOTAČNÍ LIST DIPLOMOVÉ PRÁCE

AUTOR	Příjmení Schubertová	Jméno Tereza	
STUDIJNÍ PROGRAM	N0715A270017 Konstruování strojů a technických zařízení		
VEDOUcí PRÁCE	Příjmení (včetně titulů) Ing. Čermák, Ph.D.	Jméno Roman	
PRACOVÍŠTĚ	ZČU - FST - KKS		
DRUH PRÁCE	DIPLOMOVÁ	BAKALÁŘSKÁ	Nehodící se škrtněte
NÁZEV PRÁCE	Asistenční pomůcka pro tělesně znevýhodněné osoby		

FAKULTA	strojní	KATEDRA	KKS	ROK ODEVZD.	2023
----------------	---------	----------------	-----	--------------------	------

POČET STRAN (A4 a ekvivalentů A4)

CELKEM	148	TEXTOVÁ ČÁST	92	GRAFICKÁ ČÁST	56
---------------	-----	---------------------	----	----------------------	----

STRUČNÝ POPIS (MAX 10 ŘÁDEK) ZAMĚŘENÍ, TÉMA, CÍL POZNATKY A PŘÍNOSY	Předmětem diplomové práce je konstrukční návrh asistenční pomůcky pro tělesně znevýhodněné osoby, která plní pomocnou funkci při vstávání ze sedu do stoje a sedání ze stoje do sedu. Pomůcka byla navržena na základě kinematiky vstávání ze sedu do stoje u zdravého jedince a normy pro sedací nábytek. Navržené parametry byly ověřeny dotazníkovým průzkumem s cílovou skupinou. Mechanismus a některé jeho součásti byly ověřeny výpočtem.
KLÍČOVÁ SLOVA ZPRAVIDLA JEDNOSLOVNÉ POJMY, KTERÉ VYSTIHUJÍ PODSTATU PRÁCE	Asistenční pomůcka pro zvedání ze sedu do stoje, tělesně znevýhodněná osoba, kinematika vstávání ze sedu do stoje, konstrukční návrh, lineární pohon, onemocnění pohybového aparátu, biomechanika člověka

SUMMARY OF DIPLOMA SHEET

AUTHOR	Surname Schubertová	Name Tereza		
STUDY PROGRAMME	N0715A270017 Design engineering of machines and technical devices			
SUPERVISOR	Surname (Inclusive of Degrees) Ing. Čermák, Ph.D.	Name Roman		
INSTITUTION	ZČU - FST - KKS			
TYPE OF WORK	DIPLOMA	BACHELOR	Delete when not applicable	
TITLE OF THE WORK	Aid for physically handicapped people			

FACULTY	Mechanical Engineering	DEPARTMENT	Machine Design	SUBMITTED IN	2023
----------------	------------------------	-------------------	----------------	---------------------	------

NUMBER OF PAGES (A4 and eq. A4)

TOTALLY	148	TEXT PART	92	GRAPHICAL PART	56
----------------	-----	------------------	----	-----------------------	----

BRIEF DESCRIPTION TOPIC, GOAL, RESULTS AND CONTRIBUTIONS	The subject of the diploma thesis is the structural design of an assistive device for physically challenged persons, which performs an auxiliary function when standing up from a sitting position and sitting down from a standing position. The aid was designed based on the kinematics of standing up from a sitting position in a healthy individual and the standards for seating furniture. The proposed parameters were verified by questionnaire survey with a target group of people. The mechanism and some of its components were verified by calculation.
KEY WORDS	Assistive device for lifting from sitting to standing, physically handicapped persons, kinematic of standing up from sitting to standing, structural design, linear actuator, diseases of the musculoskeletal system, biomechanics of human

Obsah

Přehled použitých zkratk a symbolů.....	11
Seznam obrázků	13
Seznam tabulek	15
1 Úvod.....	16
2 Základní stavba kostí.....	17
3 Základní popis kloubu.....	18
4 Základní popis kosterního svalu.....	20
5 Onemocnění skeletu	21
5.1 Osteoporóza	21
5.2 Revmatoidní artritida.....	21
5.3 Osteoartróza.....	23
6 Onemocnění spojené s dysfunkcemi pohybového aparátu	24
6.1 Spinální svalová atrofie	24
6.2 Svalová dystrofie	24
6.3 Úrazy pohybového aparátu.....	26
6.4 Obezita a její komplikace	26
6.5 Diabetes a jeho komplikace	27
6.6 Prevalence vybraných onemocnění	28
7 Biomechanika lidského těla	31
7.1 Biomechanika kloubu	31
7.2 Biomechanika kosterního svalu.....	32
7.3 Biomechanika kostí	33
7.4 Biomechanika vstávání ze sedu do stoje	36
7.4.1 Biomechanika vstávání ze sedu do stoje u zdravého jedince.....	36
7.4.2 Biomechanika vstávání u osob s onemocněním.....	39
8 Přehled současného stavu na trhu.....	40
8.1 Elektrický zvedák se zvedacím závěsem.....	40
8.2 Zvedací elektrická křesla	42
8.3 Elektrické polohovací postele.....	44
8.4 Zvedací sedák „Uplift“	45
8.5 Ostatní asistenční pomůcky při sedu do stoje.....	46
9 Statistické vyhodnocení průzkumu	47
10 Návrh konstrukčního řešení	50

10.1	Požadavkový list	50
10.2	Návrh pohonu.....	50
10.3	Návrh základních parametrů mechanismu	52
10.3.1	Základní rozměry mechanismu	52
10.3.2	Požadovaná doba zdvihu	52
10.4	Návrhy konstrukčního řešení	53
10.4.1	Varianta 1	53
10.4.2	Varianta 2	56
10.4.3	Varianta 3	61
10.5	Vlastní návrh vybraného konstrukčního řešení.....	65
10.5.1	Návrh rámu sedáku.....	65
10.5.2	Návrh posuvného rámu	66
10.5.3	Návrh spodního rámu	66
10.5.4	Návrh ložiskových domků	67
10.5.5	Sestavení všech konstrukčních celků	67
10.5.6	Návrh antikorozi povrchové úpravy.....	68
10.5.7	Zakrytování mechanismu	68
10.5.8	Parametry pohonů	69
10.5.9	Výběr řídicí jednotky	69
10.5.10	Výběr ovládaní pohonů	69
10.6	MKP finálního návrhu mechanismu	69
10.6.1	Zjednodušení a nasíťování modelu	70
10.6.2	Nadefinování okrajových podmínek pro výpočet	71
10.6.3	Výsledky MKP analýzy	73
10.6.4	Kontrola čepů na smyk (střih) a otláčení	74
10.6.5	Kontrola šroubů na zatížení tahem.....	77
10.6.6	Kontrola šroubů na otláčení	81
10.7	Ekonomické zhodnocení.....	83
11	Závěr.....	84
12	Seznam použitých zdrojů	85
PŘÍLOHA č. 1.....		93
Grafy vyplývající z výsledků statistického průzkumu		93
PŘÍLOHA č. 2.....		98
Katalogový list lineárních pohonů Moteck MK32.....		98

PŘÍLOHA č. 3.....	108
Katalogový list řídicí jednotky CB4P	108
PŘÍLOHA č. 4.....	116
Katalogový list ovladače H2D	116
PŘÍLOHA č. 5.....	122
Detailní popis MKP analýzy	122
PŘÍLOHA č. 6.....	145
Výkres sestavy.....	145

Přehled použitých zkratk a symbolů

BMI	Body mass index
YORA	Young – Onset RA – revmatoidní artritida u mladších jedinců
LORA	Late – Onset RA – revmatoidní artritida u starších jedinců
ACP	Antigen prezentující buňka
PADI	Enzym peptidyl arginin deimináza
DMD	Duchennova svalová dystrofie
BMD	Beckerova svalová dystrofie
MD	Myotonická dystrofie
SMA	Spinální svalová atrofie
T	Třecí síla
N	Newton
M_t	Odporový moment kloubu
Nm	Newton metr
MVC	Maximální svalová síla
MPa	Megapascal
HAT	Reakční síla kyčelního kloubu
GRF	Reakční síla kolenního kloubu
cm	centimetr
kg	kilogram
V	Volt
A	Ampér
Hz	Herz
W	Watt
mm	milimetr
dB	decibel
ČSN	Česká technická norma
s	sekunda
x	Vzdálenost
F_G	Gravitační síla
a	gravitační zrychlení
m	hmotnost
F_N	Normálová síla
M	Moment

L	Délka ramene
F_A	Síla v radiálním směru
k	Bezpečnost
R_e	Mez kluzu
ISO	Mezinárodní organizace pro normalizaci
τ_{Ds}	Dovolené napětí ve smyku
p_D	Dovolený tlak
$S_{\check{c}}$	Plocha čepu
S	Plocha
τ_s	Smykové napětí
F	Síla
F_R	Síla působící na vodící tyče ve vodorovném směru
f	Součinitel smykového tření
$F_{o\check{s}}$	Osová síla šroubu
A_S	Průřez jádra šroubu
σ_t	Napětí v tahu
σ_D	Dovolené napětí v tahu
R_m	Mez pevnosti v tahu
z	Počet závitů matice
m	Výška matice
P	Stoupání
$R_{p0,2}$	Smluvní mez kluzu
Kč	Korun českých

Seznam obrázků

Obrázek 1 Stavba dlouhých kostí [4]	18
Obrázek 2 Základní stavba kloubu [5]	19
Obrázek 3 Základní stavba svalu [6].....	20
Obrázek 4 Rozsah postižení kloubů u revmatoidní artritidy [9]	22
Obrázek 5 Znárodnění kloubního postižení u osteoartrózy [9]	23
Obrázek 6 Distribuce postižení svalů u různých typů svalové dystrofie [16].....	25
Obrázek 7 Vzorec pro výpočet BMI a výsledková tabulka pro BMI [39].....	29
Obrázek 8 Rozložení hodnot BMI u mužů v české populaci [43]	30
Obrázek 9 Rozložení hodnot BMI u žen v české populaci [43].....	30
Obrázek 10 Klasifikace kloubů z hlediska anatomie (kde i = stupně volnosti) [2]	31
Obrázek 11 Tvary svalů [45].....	32
Obrázek 12 Schéma závislosti napětí na deformaci pro ocel, sklo a kost [2]	34
Obrázek 13 Závislost napětí na deformaci pro spongiózní a kompaktní kost při kompresním zatížení [2].....	34
Obrázek 14 Schéma působení namáhání stehenní kosti při stoji [2].....	35
Obrázek 15 Fáze vstávání ze sedu do stoje dle Schenkman et al. [51]	37
Obrázek 16 Některé svaly aktivované při pohybu ze sedu do stoje [52]	38
Obrázek 17 Elektrický zvedák se zvedacím závěsem [56]	40
Obrázek 18 Zvedák pro zvednutí pacienta ze sedu do stoje [60].....	41
Obrázek 19 Stropní zvedák [61].....	41
Obrázek 20 Mobilní křeslo s elektrickým zvedákem [62]	42
Obrázek 21 Zvedací křeslo s naklápěním zadní části [65].....	43
Obrázek 22 Zvedací křeslo-zvednutí celé konstrukce křesla [66]	43
Obrázek 23 Elektrická polohovací postel [68].....	45
Obrázek 24 Elektrický pohon zajišťující polohování postele	45
Obrázek 25 Zvedací sedák Uplift [72]	46
Obrázek 26 Asistenční pomůcky usnadňující vstávání [73,74,75,76,77]	46
Obrázek 27 Věkové kategorie potenciálních klientů	47
Obrázek 28 Rozložení výšek potenciálních klientů spolu s jejich průměrnou hodnotou	47
Obrázek 29 Graf znázorňující preferovanou variantu asistenční pomůcky	48
Obrázek 30 Graf znázorňující počet odpovědí na otázku týkající se benefitů asistenční pomůcky	48
Obrázek 31 Schéma pneumatického obvodu	51
Obrázek 32 Lineární pohon Moteck MK32 [78]	51

Obrázek 33 Schéma navržených rozměrů mechanismu (mm).....	52
Obrázek 34 Schématický model první varianty řešení.....	53
Obrázek 35 Schéma pro výpočet zdvihu motoru	54
Obrázek 36 Schéma pro výpočet zdvihu motoru	55
Obrázek 37 Schematický model druhé varianty řešení	56
Obrázek 38 Schematický model druhé varianty v poloze 1	57
Obrázek 39 Schematický model druhé návrhu v poloze 2.....	57
Obrázek 40 Schéma pro výpočet délky zdvihu horizontálně uloženého motoru.....	58
Obrázek 41 Schéma pro výpočet pomocných hodnot pro výpočet zdvihu	58
Obrázek 42 Schematické znázornění sil pro výpočet přenosu sil	60
Obrázek 43 Schematický model třetí varianty řešení v klidové poloze.....	62
Obrázek 44 Schématický model třetí varianty řešení v poloze 1	63
Obrázek 45 Schematický model třetí varianty řešení v poloze 2.....	63
Obrázek 46 Schéma pro výpočet orientačního zdvihu motoru 2	64
Obrázek 47 Schéma rozkladu sil působících na motor 2	65
Obrázek 48 Návrh rámu sedáku	66
Obrázek 49 Návrh posuvného rámu.....	66
Obrázek 50 Návrh spodního rámu	67
Obrázek 51 Lineární ložiska s vozíky SC [80]	67
Obrázek 52 Model sestavených konstrukčních celků mechanismu	68
Obrázek 53 Návrh zakrytování mechanismu	68
Obrázek 54 Nasíťování modelu 1D, 2D a 3D sítí	70
Obrázek 55 Umístění 1D propojení v modelu mechanismu	71
Obrázek 56 Okrajové podmínky nadeřinované pro pevnostní výpočet mechanismu.....	72
Obrázek 57 Vyhodnocení posunutí mechanismu.....	73
Obrázek 58 Vyhodnocení napětí v mechanismu.....	73
Obrázek 59 Znázornění polohy jednotlivých čepů	74
Obrázek 60 Schéma pro výpočet síly F_R	77
Obrázek 61 Označení ložiskových domků.....	78
Obrázek 62 Schéma pro výpočet třecí síly T_1	78
Obrázek 63 Obrázek 62 Schéma pro výpočet třecí síly T_2	80

Seznam tabulek

Tabulka 1 Parametry zvedacího křesla Club3 firmy Saljol [64]	44
Tabulka 2 Parametry vybraných pohonů	69
Tabulka 3 Cenový odhad navrženého mechanismu	83

1 Úvod

V současné době, kdy lidé žijí poněkud hektickým způsobem života, doba dožití je díky progresivnímu pokroku zdravotnictví a moderních technologií delší než kdy dříve a věkové rozpětí odchodu do penze se neustále zvyšuje, stoupá také rozvoj řady onemocnění, která omezují kvalitu života jedince. U starších lidí často dochází nejen vlivem stárnutí k obtížím týkajících se pohybového aparátu. Mladí lidé často díky nedostatku pohybu a sedavému zaměstnání trpí obezitou. Obezita je však jedním z populačních problémů, který kromě rizika diabetu a kardiovaskulárních onemocnění představuje také riziko vzniku řady onemocnění, jejichž důsledkem je omezení pohybu.

Aktivní jedinci, kteří se sportu věnují, se také mohou setkat s řadou problémů. Například při praktikování jednostranně zaměřených sportů může dojít k přetížení určité svalové skupiny a následně k pohybovým obtížím nebo bolestem při vykonávání každodenních aktivit. Při sportech také často dochází k různým zraněním jako jsou fraktury, přetržení nebo natržení svalů a svalových úponů nebo také k poranění šlach, vazů a kloubů. Při nedostatečné opatrnosti se také zvyšuje riziko poranění páteře nebo meziobratlových plotének a svalů zajišťujících stabilizaci páteře.

Jeden z civilizačních problémů současné společnosti představuje především dopravní infrastruktura. Vzhledem k množství času stráveném na cestách, hustotě dopravního provozu a nedostatečné pozornosti některých řidičů dochází ke každoročnímu zvýšení počtu dopravních nehod. Nejčastějšími poraněními jsou závažné úrazy pohybového aparátu, zejména dolních končetin, pánevních kostí a páteře. Pohyb je však neodmyslitelnou součástí každodenního života jedince a je velice důležitý pro správné fungování organismu.

V důsledku poranění či onemocnění pohybového aparátu může dojít k omezené schopnosti některých základních pohybů. Významným problémem je pak omezená schopnost vstávání ze sedu do stoje a ze stoje do sedu, a to zejména z toho důvodu, že tento pohyb je za den vykonáván nejčastěji a je považován za nejnáročnější pohyb vykonávaný během dne. Znevýhodněným osobám je tedy třeba tento pohyb usnadnit.

2 Základní stavba kostí

Kosterní soustava plní funkci opory organismu. Jednotlivé kosti jsou spojeny chrupavkami a kloubními a vazivovými spoji. Všechny tyto elementy vytváří pasivní pohybový aparát. Kostra má řadu funkcí: opornou, ochrannou (např. kosti lebky), krvetvornou, funkci energetického zdroje a funkci depozita minerálů. [1]

Kost je tvořena dvěma složkami – anorganickou a organickou. Anorganickou složku tvoří především hydroxyapatit a kalcium fosfát. Organická složka neboli osteoid je z devadesáti procent tvořena kolagenem a dalšími molekulami jako je například osteokalcin, osteopontin a další. Kostní tkáň je dále tvořena kostními buňkami (osteocyty), mezi nimiž se nachází mezibuněčná hmota. [2]

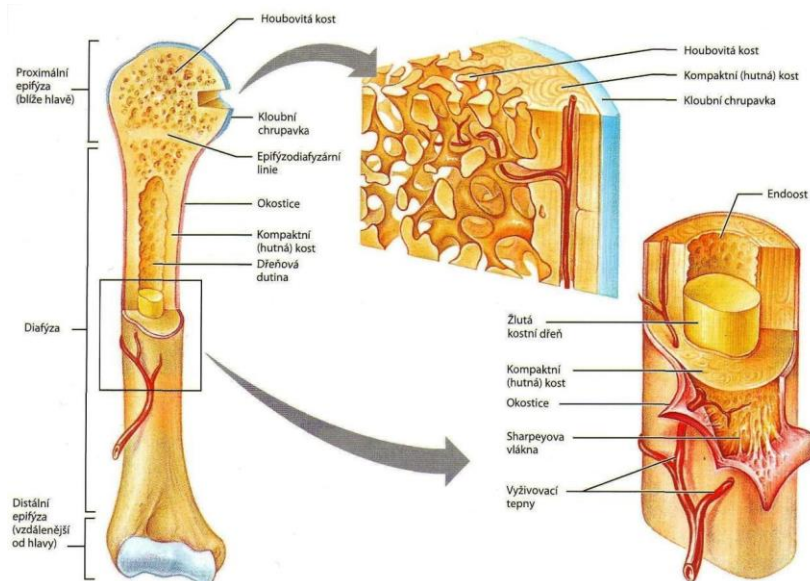
Z hlediska hierarchie kosti je rozlišováno několik úrovní. Molekulární úroveň kosti popisuje nejmenší jednotky kostní tkáně, kterými jsou tropokolagenové molekuly a krystaly apatitu. Na úrovni ultrastrukturální jsou pak spojeny kolagenní vlákna s molekulami apatitu do mikrofibril. Mikrofibrily jsou dále sloučeny do lamel. Na úrovni mikrostrukturální jsou pak lamely organizovány do vyšších celků. V závislosti na tom, jestli je organizace těchto lamel náhodná či nikoliv je rozlišována kostní tkáň fibrilární (vývojově původní kostní tkáň, která u člověka tvoří hrbolky a kostní výběžky v místě úponu svalu, nebo vzniká například při hojení zlomenin) a kostní tkáň lamelární. Lamelární kostní tkáň je tvořena kostí kompaktní a spongiózní, kdy kompakta je tvořena osteony, zatímco spongiózu tvoří kostní trámce a ploténky, které mají podobnou stavbu jako osteon. Tyto kostní trámce a ploténky tvoří prostorové struktury, jejichž tvar vychází z působení různých mechanických sil na kost. Osteony jsou tvořeny až dvaceti soustřednými lamelami, v jejichž středu se nachází Haversův kanálek, kterým prochází cévy a nervová vlákna. Kompaktní kostní tkáň se nachází ve střední části dlouhých kostí, zatímco spongiózní kostní tkáň se nachází převážně v kloubních koncích dlouhých kostí a její organizace je významně menší než organizace kompaktní kostní tkáně. [1, 2]

Obecně jsou kosti dle jejich tvaru klasifikovány do tří skupin:

- Dlouhé kosti
- Krátké kosti
- Ploché kosti [3]

Všechny zmíněné typy kostí jsou tvořeny kompaktní a spongiózní kostní tkání. Kompaktní tkáň tvoří povrchovou vrstvu kosti. Spongiózní tkáň se nachází uvnitř kosti. Poměr kompaktní a spongiózní tkáně se u jednotlivých typů kostí liší. Na povrchu kosti je její vazivový obal zvaný periost neboli okostice. [3]

Dlouhé kosti, které představují především kosti končetin, jsou tvořeny dutým tělem, které je pokryté silnou vrstvou kompaktní kosti. Vrstva kompaktní kosti na povrchu kloubních konců dlouhých kostí je tenčí. Uvnitř jsou pak tyto konce tvořeny kostí spongiózní. Struktura dlouhých kostí je znázorněna na obrázku (obrázek 1). Dlouhé kosti jsou součástí zejména kostry končetin. Jako dlouhé kosti jsou označovány žebra, kost stehenní, lýtková, holenní, pažní, vřetenní, loketní a klíční kost. [1,3]



Obrázek 1 Stavba dlouhých kostí [4]

V dřeňové dutině kosti (cavitas medullaris) je uložena kostní dřeň, která se dělí na červenou kostní dřeň a žlutou kostní dřeň. Červená kostní dřeň je krve tvorným orgánem a obsahuje tedy krve tvornou tkáň, která produkuje mateřské buňky pro tvorbu krevních elementů, konkrétně tedy erytrocytů, granulocytů a část lymfocytů. V této oblasti vznikají také krevní destičky. [3]

Žlutá kostní dřeň vzniká z červené kostní dřeně postupným prostupem tukových buněk do krve tvorné tkáně. V průběhu růstu jedince ustává krve tvorba v dlouhých kostech. Před narozením se ve všech dlouhých kostech vyskytuje červená kostní dřeň a kost se vyznačuje chrupavčitými kloubními konci. Vlivem růstu dochází k přeměně červené kostní dřeně na žlutou a kolem dvaceti let věku je ve všech dřeňových dutinách dlouhých kostí žlutá kostní dřeň. Červená kostní dřeň se v tomto věku vyskytuje pouze na proximálním konci těla pažní a stehenní kosti, ve spongióze kloubních konců dlouhých a krátkých kostí, v kostech pánve, hrudní kosti, v žebrech a v plochých kostech lebky. Žlutá kostní dřeň je neopomenutelným zdrojem chemické energie, která je vázána v tukových buňkách. [3]

Šedá kostní dřeň má světlý vzhled a připomíná želatinu. Vzniká vlivem ztráty tuku žluté kostní dřeně. Šedá kostní dřeň se typicky vyskytuje u jedinců vyššího věku. [3]

3 Základní popis kloubu

Kloub je definován jako pohyblivé, dotykové spojení dvou nebo více kostí. Na konci těchto kostí se nacházejí plochy povlečené kloubní chrupavkou, které se dotýkají uvnitř vazivového pouzdra. Plochy povlečené chrupavkou jsou označovány jako styčné kloubní plochy a jsou tvořeny kloubní jamkou, která je konkávní a kloubní hlavicí, která je konvexní. Chrupavka, která se nachází na styčných plochách je většinou hyalinní. V kloubech, na které je vyvíjený velký tlak je pak na styčných plochách chrupavka vazivová, která je mechanicky odolnější. Tato chrupavka se nachází například v křížokýčelním kloubu nebo v kloubu mezi kostí klíční a kostí hrudní. [1,3]

V závislosti na druhu kloubu a velikosti zátěže vyvíjené na kloub, je tloušťka kloubní chrupavka rozdílná (od 0,5 mm do 6 mm). Velikost tloušťky kloubní chrupavky lineárně vzrůstá se stoupající hodnotou tlaku, který působí na jednotku plochy kloubu. [3]

Po obvodu styčných ploch kostí se nachází kloubní pouzdro, které je tvořeno dvěma vrstvami, a to zevní vazivovou vrstvou a vnitřní vazivovou vrstvou, která zajišťuje produkci kloubního mazu do nitra kloubu. Kloubní maz plní funkci výživy kloubu a zajišťuje skluznost styčných ploch kloubu. [3]

Mezi styčnými plochami kostí se nachází štěrbina, která je označována jako kloubní dutina. Vlivem patologických stavů, například naplnění kloubní dutiny krví nebo zánětlivou tekutinou, může dojít k rozšíření štěrbiny. Tato štěrbina se může rozšířit také důsledkem jejího naplnění tekutinou nebo vzduchem. [3]

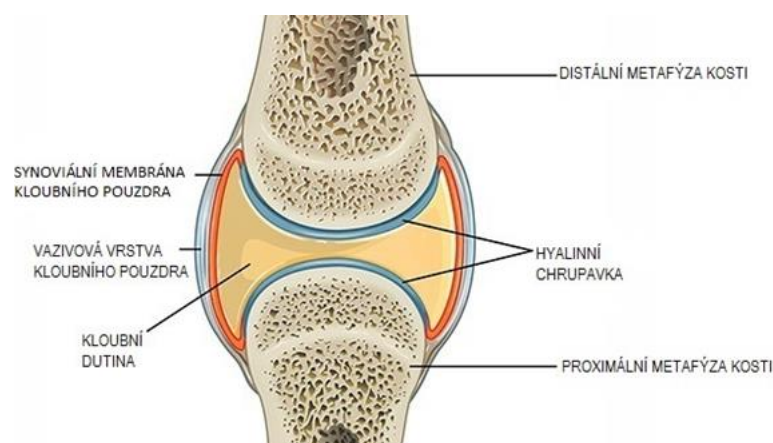
Dalšími součástmi některých kloubů je například kloubní lem nebo ploténky vazivové chrupavky, které jsou vloženy mezi kloubní plochy a jsou označovány jako disky a menisky. Hlavní funkcí těchto vazivových plotének je vyrovnávání různého zakřivení kloubních ploch, čímž umožňují kloubu komplikovanější pohyby. [3]

V kloubu jsou také přítomny kloubní vazy, které plní funkci zesílení pouzdra, čímž jsou ovlivněny pohyby v kloubu. Vazy se nacházejí buď přímo v kloubním pouzdru nebo jsou přiloženy k povrchu kloubu a od kloubního pouzdra jsou odděleny vazivem. Úlohou některých vazů je vedení a zajištění pohybu. Jiné vazy mají funkci pouze zesílit pouzdro a některé vazy výrazně omezují pohyb v kloubu. [3]

V okolí kloubu se nacházejí různě velké dutiny, označované jako tíhové váčky, které jsou vystlané synoviální membránou a obsahují tekutinu, která je obdobná jako kloubní maz. Tyto tíhové váčky jsou tvořeny hlavně v místech, kde dochází ke tření, způsobeném vlivem tlaku, mezi šlachy svalů nebo vazy a kloubním pouzdrem. [3]

Drobné svaly upínající se do kloubního pouzdra brání jeho uskřínutí mezi kloubními plochami při pohybu vyvolaném tahem. Tyto svaly se nazývají muscoli articulares. [3]

Stavba kloubu je na obrázku (obrázek 2).



Obrázek 2 Základní stavba kloubu [5]

4 Základní popis kosterního svalu

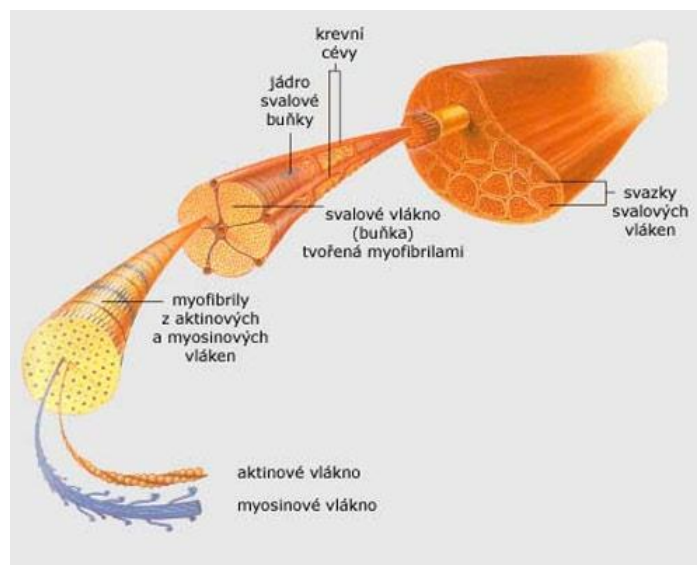
Základem svalové soustavy je příčně pruhovaná svalová tkáň, která má schopnost smrštění. Tato svalová tkáň je pohyblivě spojena se skeletem a společně tyto dvě soustavy vytvářejí aktivní pohybový aparát. Funkční složkou a orgánem aktivního pohybového aparátu je tedy sval. Sval je ke kosti připojen pruhem tuhého fibrózního vaziva, které je označováno jako šlacha. V místě úponu svalu ke kosti, generuje sval pohyb. Svaly jsou tvořeny třemi komponenty, které vytváří jejich strukturu: [1,3]

- Příčně pruhovanými svalovými vlákny
- Vazivem
- Cévy a nervy [1]

Příčně pruhovaná svalová vlákna jsou základním aktivním prvkem svalu. Vazivo tvoří šlachu, spojuje svalová vlákna a obaluje nejen tato svalová vlákna, nýbrž celý sval. Na povrchu svalových vláken je cytoplazmatická membrána zvaná sarkolema. Podélně orientovaná vlákna zvaná myofibrily jsou uložena v sarkoplasmě svalového vlákna. Zde jsou uložena také jádra a další buněčné orgány tohoto svalového vlákna. Primární svalový snopeček je útvar, tvořený určitým počtem svalových vláken (10-100), který je obklopen zřetelnou vrstvou vaziva. Spojením primárních snopečků vznikají sekundární snopce obalené vazivovou vrstvou a následně spojením sekundárních snopců vznikají snopce vyšších řádů. [3]

Vazivo, které se nachází ve svalu se dělí podle umístění na endomysium a perimysium. Endomysium spojuje a obaluje nejen svalová vlákna, ale také svalové snopce všech řádů. Perimysium je označováno jako svalová povázka a pokrývá celý sval. [3]

Kontrakce svalu je realizována pomocí dvou bílkovin – aktinu a myosinu. Rychlost kontrakce svalových vláken se liší v závislosti na typu svalového vlákna. Svalová vlákna rozlišujeme na rychlá svalová vlákna, která se snadno unaví a na pomalá svalová vlákna, která mohou kontrahovat dlouhou dobu bez toho, aby se projevila únava. U rychlých vláken proběhne kontrakce do 25 ms a u pomalých vláken do 75 ms. Síla stahu je odlišná u různých svalů. Obecně však sval zdvihne 5-12 kg / 1 cm² průřezu svalových snopců. Základní stavba svalu je na obrázku (obrázek 3). [1,3]



Obrázek 3 Základní stavba svalu [6]

5 Onemocnění skeletu

5.1 Osteoporóza

Osteoporóza je definována jako progresivní systémové metabolické onemocnění kostní tkáně, které je charakterizováno sníženým množstvím kostní hmoty a poruchami mikroarchitektury kostní tkáně s následným zvýšením fragility neboli lámavosti kostí, s důsledkem vzniku fraktur. Osteoporózu můžeme z hlediska etiopatogeneze rozdělit do dvou skupin, a to na primární a sekundární. Primární osteoporóza se dále dělí na osteoporózu idiopatickou a involuční. Involuční osteoporóza je dále rozdělována na 2 typy:

1. Typ I. – postmenopauzální
2. Typ II. – senilní [7,8]

Postmenopauzální osteoporóza, tedy typ I. postihuje převážně ženy ve věku od 51 do 65 let. U pacientů trpících tímto typem onemocnění častěji vznikají zlomeniny kostí, v nichž převládá spongiózní neboli trámčitá složka. Jedná se především o těla obratlů a kosti dolního předloktí. [7,8]

Senilní osteoporózou trpí pacienti nad 65 let, a stejně jako postmenopauzální osteoporóza častěji postihuje ženy. Tento typ osteoporózy je charakteristický úbytkem obou složek kostí – kompaktní i spongiózní. U pacientů trpících senilní osteoporózou se častěji vyskytují zlomeniny dlouhých kostí a krčku femuru. [7,8]

Rizikové faktory pro vznik osteoporózy se dělí do dvou skupin – pacientem ovlivnitelné faktory a pacientem neovlivnitelné faktory. [7,8]

Mezi pacientem neovlivnitelné faktory vzniku osteoporózy patří pohlaví, genetické vlivy, a rasové vlivy. Vyšší riziko osteoporózy je častější z hlediska pohlaví u žen. Z hlediska rasy je vyšší riziko vzniku osteoporózy u rasy bílé. Genetické vlivy zde také hrají významnou roli při stanovení anamnézy, vzhledem k míře rizika vzniku onemocnění v rodině. [7,8]

Mezi pacientem ovlivnitelné faktory vzniku osteoporózy patří nízká hodnota BMI (Body mass index), kouření, snížená mobilita, chronický příjem alkoholu, nadměrné pití kávy, snížené sérové hladiny vitamínu D, snížený příjem kalcia a hyponatremie, tedy nedostatečný příjem sodíku. [7,8]

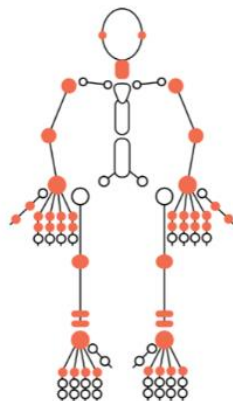
Sekundární osteoporóza bývá součástí některých chorob, které bývají právě příčinou vzniku osteoporózy. Mezi tyto choroby jsou řazeny zejména endokrinní a dědičná onemocnění, dlouhodobá nehybnost, diabetes mellitus nebo například chronická onemocnění ledvin a jater, onemocnění nádorová a řada dalších. [7,8]

Klinický obraz osteoporózy je různorodý. Průběh onemocnění může být bezpříznakový a je náhodně zjištěn při rentgenovém vyšetření. Nejčastěji se však osteoporóza projevuje tahavými, nespecifickými bolestmi, které narůstají vlivem zatížení a pohybu, jejichž důsledkem je degradace těl obratlů. V mnoha případech se toto onemocnění projeví až v momentě, kdy dojde k fraktuře kosti. Nejproblematictější jsou zlomeniny krčku femuru, kosti pažní a zápěstí. [7,8]

5.2 Revmatoidní artritida

Revmatoidní artritida je chronické závažné onemocnění způsobené autoimunitními změnami. Projevem tohoto onemocnění je symetrická chronická polyartritida. Pokud není polyartritida včas diagnostikována a není stanovena včasná a správná medikace, dochází

ke vzniku kloubního poškození a deformit kloubů. U některých pacientů vznikají mimokloubní projevy onemocnění, které mají systémový charakter. Jedná se zejména o revmatoidní uzly, hematologické, plicní a oční projevy nebo například osteoporózu. Rozsah kloubního poškození u revmatoidní artritidy je znázorněn na obrázku (obrázek 4). [9]



Obrázek 4 Rozsah postižení kloubů u revmatoidní artritidy [9]

Revmatoidní artritidou trpí častěji ženy než muži. Toto onemocnění vzniká nejčastěji ve věku čtyřicet až šedesát let, může se však rozvinout i osob mladších. Revmatoidní artritida je tedy označována dvěma pojmy. U mladších jedinců je revmatoidní artritida označována jako YORA, z anglického Young – Onset RA. U jedinců, u kterých se toto onemocnění rozvinulo až po šedesátém nebo přesněji šedesátém pátém roce života je označováno jako LORA, z anglického Late – Onset RA. Faktory, které se podílejí na vzniku revmatoidní artritidy jsou faktory genetické, dysfunkce imunitního systému a abusus kouření. Jasná příčina vzniku tohoto onemocnění není však zcela objasněna. Pravděpodobně se však na vzniku onemocnění podílí aktivace T – lymfocytů, ke které dochází vlivem přítomnosti artritogenního peptidu. Ten je T – lymfocytům předkládán antigen prezentující buňkou neboli ACP buňkou. Jakmile dojde ke „střetu“ artritogenního peptidu s T – lymfocytem, dojde k rozvoji chronické zánětlivé odpovědi a k následnému poškození tkání. Při vzniku onemocnění mohou však hrát roli také modifikované, například citrulinované, proteiny. Tyto proteiny jsou přítomné v synoviální tkáni jedinců postižených revmatoidní artritidou. Potranslační úpravou aminokyseliny zvané arginin vzniká aminokyselina citrulin v důsledku působení enzymu zvaného peptidyl arginin deimináza (PADI). Aktivitu enzymů PADI 2 a PADI 4, které jsou přítomné v zánětlivé synoviální tkáni, může zvyšovat kouření cigaret. Antigen prezentující buňky (ACP) poté předkládají citrulinované proteiny T – lymfocytům, které se aktivují. [9]

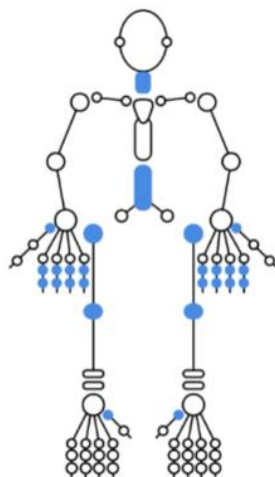
Klinické projevy revmatoidní artritidy jsou různorodé. Nejčastějšími případy je pomalá manifestace v řádu týdnů až měsíců, kdy dochází k rozvoji symetrické polyartritidy, tedy dochází k poškození pěti a více kloubů. Projevem polyartritidy je bolest kloubů, kloubní otoky a ranní ztuhlost, která obvykle trvá déle než hodinu. Méně častým případem tohoto onemocnění je akutní, rychle postupující polyartritida s následnými doprovodnými příznaky: zvýšená teplota, únava, celková slabost, úbytek hmotnosti, nechutenství apod. [9]

Doprovodnými nemocemi revmatoidní artritidy mohou být také malignity, osteoporóza, kardiovaskulární onemocnění, infekce, obezita, chronické onemocnění plic a další. [9]

5.3 Osteoartróza

Osteoartróza je charakterizována jako skupina kloubních onemocnění, u nichž dochází k narušení rovnováhy mezi procesy degradace a syntézy nejen složek kloubní chrupavky, ale také subchondrální kosti. Dříve byla osteoartróza považována za degenerativní onemocnění kloubů, tedy za onemocnění vzniklé jako důsledek opotřebení kloubů. V důsledku technologického pokroku a progresivnímu rozvoji medicíny je v současné době příčině tohoto onemocnění přisuzován defekt regenerace, reparativní a zánětlivé procesy a řada dalších faktorů. V souvislosti s rozvojem tohoto onemocnění je často používán výraz „inflamming“, který označuje přítomnost chronického nespecifického zánětu, který je charakteristický nízkou intenzitou. Tento zánět vzniká v důsledku stárnutí organismu. [9, 10]

Mezi projevy osteoartrózy typicky patří namáhavá bolest a krátká ranní ztuhlost. Pokud dojde k rozvoji onemocnění, dojde k poruše fyziologické funkce kloubu a postižený se stává trvale invalidním. Nejčastěji jsou osteoartrózou postiženy kolenní klouby, kyčle, klouby rukou, klouby páteře a kořenové klouby palce. Oblasti, které artróza nejčastěji postihuje, jsou znázorněny na obrázku níže (obrázek 5). [9]



Obrázek 5 Znázornění kloubního postižení u osteoartrózy [9]

Dle aktuálních zdrojů je osteoartróza považována za nejčastější, celosvětově se vyskytující onemocnění. Postihuje muže i ženy bez rozdílu rasy. U žen však osteoartróza představuje riziko pro kolenní klouby a klouby rukou. Kromě toho jsou symptomy u žen často dominantnější než u mužů a k rozvoji tohoto onemocnění obvykle dochází u žen po menopauze, a to pravděpodobně vlivem poklesu hormonu estrogeneru. Z uvedeného textu tedy vyplývá, že osteoartróza postihuje zejména osoby starší 65 let, kdy dle aktuálních statistik je více jak 50 % postižených starších 65 let a 80 % postižených osob je starších 75 let. U lidí mladších 40 let se osteoartróza objevuje jen vzácně. [9]

Přesto, že příčina rozvoje osteoartrózy zatím není zcela známa, faktorů, které přispívají ke vzniku tohoto onemocnění existuje celá řada. Tyto faktory lze rozdělit na dvě skupiny, a to faktory systémové a faktory lokální. Za systémový faktor přispívající ke vzniku osteoartrózy je považován věk, obezita, rasa, genetické faktory a metabolická onemocnění. Mezi lokální faktory osteoartrózy patří anatomické odchylky kloubů, tj. osové deformity zejména kolenních kloubů a vývojové vady kyčlí, úrazy způsobující kloubní nestabilitu,

zánětlivá kloubní onemocnění, metabolická a endokrinní onemocnění (např. Cushingův syndrom, Wilsonova choroba, akromegalie apod.), hematologická onemocnění, aseptická osteonekróza, a to zejména kyčelních kloubů, oslabení svalů a úbytek svalové hmoty, zvýšená kostní denzita v oblasti kloubů, zvýšená citlivost a fyzicky náročná práce. [9]

6 Onemocnění spojené s dysfunkcemi pohybového aparátu

6.1 Spinální svalová atrofie

Spinální svalová atrofie je skupina geneticky podmíněných onemocnění nervového systému nebo také tzv. nervosvalová onemocnění. Mozek a mícha představují centrální nervový systém jedince. Buňky, na které se v míše připojují nervové dráhy zodpovědné za pohyb, se nazývají motoneurony. Přesněji se tedy jedná o motoneurony uložené v předních rozích míšních. Svalová vlákna jsou s motoneuronem spojena dalšími nervovými vlákny. Tato nervová vlákna sval inervují. Nervové dráhy počínaje motoneuronem jsou označovány jako periferní nervový systém, který může být postižen v důsledku úrazu, poruchy prokrvení, autoimunitním či infekčním zánětem nebo vrozenou genetickou poruchou. Postižení takovými patologickými procesy může být na úrovni motoneuronů, periferních nervů, nervosvalové ploténky nebo svalů. Při onemocnění spinální svalovou atrofií dochází k degeneraci zmíněných motorických buněk. Důsledkem tohoto jevu dochází ke ztrátě reflexů, svalové hypotrofii, snížení svalového tonusu, samovolným záškubům svalových vláken a nepravidelným svalovým stahům. [11]

V současné době je detekována celá řada typů svalových atrofií. Pro účely této práce jsou však nejvýznamnější svalové atrofie třetího a čtvrtého typu, kdy se jedinec dožívá dospělosti. Jedinci postižení prvním a druhým typem svalové atrofie umírají do dvou let od narození nebo pár let po oslavě druhých narozenin. [11]

Klinické příznaky spinální svalové atrofie třetího typu je kolísavá svalová slabost a jedinec během života postupně ztrácí schopnost chůze. Při spinální svalové atrofií čtvrtého typu je typickým příznakem svalová slabost paží a nohou, která se obvykle objevuje až po dvacátém nebo třicátém roce života. [11]

6.2 Svalová dystrofie

Svalové dystrofie jsou definovány jako heterogenní skupina vzácných onemocnění, která jsou geneticky podmíněna. Na rozdíl od spinální svalové atrofie, při které dochází k degeneraci nervových buněk, u svalové dystrofie dochází ke svalové slabosti spojené s postupným úbytkem svalových vláken v důsledku degenerace svalových buněk. V pokročilém stádiu jsou svalová vlákna nahrazována vazivovou a tukovou tkání. [12,13]

Nejčastějšími dystrofiemi jsou dystrofinopatie. Dystrofinopatie zahrnují skupinu syndromů, které jsou způsobeny mutací genu kódující syntézu proteinu, který se nazývá dystrofin. Tento protein je součástí dystrofin – glykoproteinového komplexu, který se skládá ze tří komponent. Různé typy svalových dystrofií jsou definovány na základě defektů jednotlivých komponent. Mezi dystrofinopatie jsou řazeny Duchennova svalová dystrofie (DMD) a Beckerova svalová dystrofie (BMD). Tyto dva typy dystrofií jsou nejčastějšími dystrofiemi dětského věku. U Duchennovy svalové dystrofie dochází ke ztrátě schopnosti chůze nejčastěji kolem 13-14 let věku. Beckerova svalová dystrofie progreduje na rozdíl od Duchennovy svalové dystrofie pomaleji a také první symptomy se projevují později než u Duchennovy formy. Proto bývá Beckerova svalová dystrofie často označována za mírnější

formu Duchennovy svalové dystrofie. U léčených pacientů trpících Beckerovou formou svalové dystrofie může být zachována hybnost až do věku čtyřiceti let. [13,14]

Nejčastější dystrofie, které se vyskytují u osob dospělého věku jsou zmíněné dystrofinopatie, myotonické dystrofie, facioscapulohumerální dystrofie a pletencové dystrofie. Myotonické dystrofie jsou nejčastějšími dystrofiemi diagnostikovanými v dospělosti. V současné době jsou klasifikované dva typy myotonických dystrofií, a to Myotonická dystrofie typ 1 (MD1) a Myotonická dystrofie typ 2 (MD2). Oba typy dystrofií se vyznačují několika společnými znaky jako je například svalová slabost nebo myotonie (tj. svalové křeče). [15]

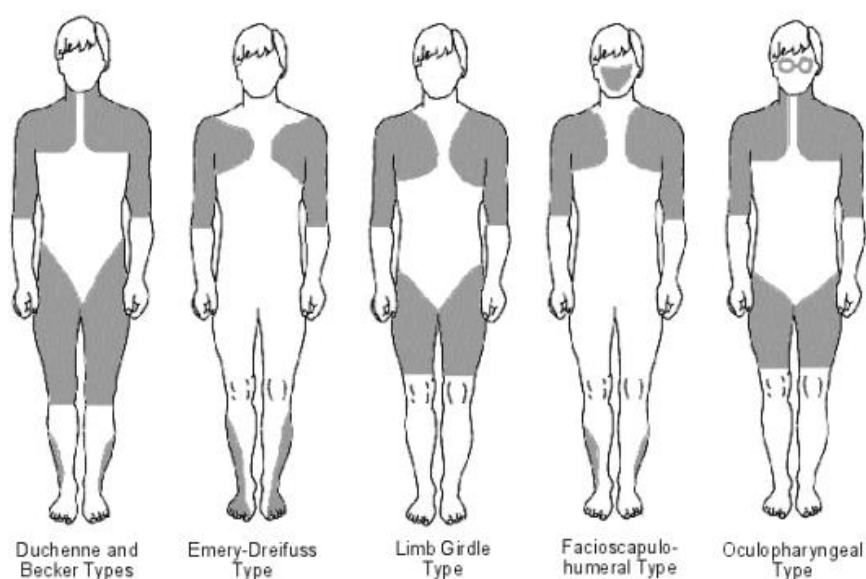
Myotonickou dystrofií typu 1 lze dále klasifikovat na kongenitální a klasickou formu. U některých jedinců se tato dystrofie vyskytuje jen v mírné formě s velmi pozdním začátkem, kdy mohou být symptomy jen mírné nebo může vzácně onemocnění probíhat zcela asymptomaticky. [15]

Pacienti, u nichž je diagnostikována Myotonická dystrofie typu 2, trpí svalovou slabostí proximálních svalů zejména dolních končetin. Pro pacienty trpící tímto onemocněním je například velmi obtížné chodit do schodů a často také trpí bolestí proximálních svalů, kdy postiženy jsou zejména dolní končetiny. [15]

U Fascioscapulohumerální dystrofie může být v rané fázi onemocnění častým příznakem snížená hybnost svalů tváře a svalů pletence horních končetin. S progresí onemocnění přichází také slabost nejdříve distálních a poté proximálních svalů dolních končetin, kdy jsou postiženy nejdříve svaly bérce a poté také čtyřhlavý sval stehenní a svaly zadních steh. Svaly na horních i dolních končetinách jsou však postiženy asymetricky. Později se může u pacientů s tímto onemocněním objevit také bolest zad a kloubů. [15]

Pletencové myopatie se projevují svalovou slabostí a atrofíí zejména svalů ramenního a pánevního pletence. [15]

Distribuce svalového postižení u různých typů svalové dystrofie je vyobrazena na obrázku (obrázek 6).



Obrázek 6 Distribuce postižení svalů u různých typů svalové dystrofie [16]

6.3 Úrazy pohybového aparátu

Úrazy pohybového aparátu často vznikají nejen při sportu, autonehodách nebo při fyzicky náročné práci, ale také při nešťastném pádu, či ukvapeném běhu nebo chůzi. Mezi častá poranění pohybového aparátu patří poranění měkkých tkání (tj. vazů, svalů a šlach), poranění kloubů a zlomeniny kostí. [17]

Při poranění měkkých tkání dochází k omezení nebo úplnému zamezení některých pohybů končetin. Toto poranění bývá často velmi bolestivé a vzniká nejen při úrazech, ale také při opakovaném zatěžování nebo při náhlém nekoordinovaném pohybu, kdy není šlacha, vaz či sval adaptován na zátěž. Při selhání konzervativní léčby nebo při rozsáhlém zranění je nutno zahájit operační léčbu. [18]

Zlomeniny kostí jsou u mladých lidí často způsobeny úrazem. U starších lidí je častější příčinou vzniku zlomeniny osteoporóza. Zlomeniny jsou rozlišovány do různých typů. Doba rekonvalescence závisí na typu zlomeniny a její závažnosti. Při komplikovaných zlomeninách je nutné využití operativní léčby. U pacienta se také mohou objevit trvalé následky ve smyslu omezené hybnosti končetiny. [19]

Dalším úrazem vznikajícím při sportech nebo v důsledku pádu či špatného došlápnutí je poranění kloubů. Tato poranění bývají zpravidla velmi bolestivá a dochází k otoku a poruše funkčnosti poraněné končetiny. [17]

Nejčastější příčinou poranění páteře jsou autonehody, které tvoří více než 50 % případů. Dále pak pády z výšky, sport a zavalení. Na stránkách Všeobecné zdravotní pojišťovny je uvedeno, že nejčastější příčinou vzniku úrazu páteře je pád z výšky (43 %), další nejčastější příčinou jsou autonehody (30 %) méně častěji jsou tyto úrazy způsobeny skokem do vody (10 %) nebo sportovními úrazy (9 %). Poranění páteře je nebezpečné zejména z toho důvodu, že může dojít k poranění míchy. K poranění míchy může dojít nejen například při samotném pádu, ale také důsledkem manipulace s poraněným. V závislosti na rozsahu poranění míchy může dojít k částečnému, či úplnému ochrnutí poraněného. Při poranění páteře je rozhodující včasná pomoc odborníků. [20,21]

V důsledku zvýšení tlaku v uzavřeném anatomickém prostoru, který způsobí otok končetiny a uzavření cév dochází ke vzniku tzv. kompartment syndromu. Jeho vlivem později dochází k nedostatečnému prokrvení končetiny. Kompartment syndrom může vzniknout například v důsledku krvácení při vzniku zlomeniny a poranění cév, neadekvátní sádrovou fixací nebo při vyvíjení dlouhodobého tlaku na končetinu například při ležení na končetině či tlakem při zavalení končetiny. U pacientů trpících kompartment syndromem dochází k poruše motoriky a znečitlivění končetiny. Pro pozitivní prognózu je důležité včasné určení správné diagnózy. [22]

6.4 Obezita a její komplikace

Obezita je v posledních několika letech považována za významný globální problém. Vlivem progresu moderních technologií často trpí někteří jedinci obezitou již v útlém věku. Ve své knize „Jak na obezitu a její komplikace“ prof. MUDr. Štěpán Svačina, DrSc. uvádí, že ve výskytu obezity se vyskytuje významný rostoucí trend, kdy v posledních několika letech stoupá podíl obézních jedinců o deset až čtyřicet procent na dekádu. [23]

Obezita je snadno diagnostikovatelné onemocnění zejména z toho důvodu, že obézního jedince lze rozeznat na první pohled. Obecně je obezita definována jako uložení nadměrného množství tuku v těle. Množství tuku u žen je normální do třiceti procent a u mužů do dvaceti

procent. Metod pro vyšetření podílu tuku v organismu je celá řada. Podíl celkového množství tuku je navíc rozdělován na podíl tuku podkožního a útrobního neboli nitrobřišního. Nadměrné množství útrobního tuku je nebezpečné. Útrobní tuk totiž slouží jako mechanická ochrana orgánů a tepelný izolátor. Pokud je však v organismu nadměrné množství útrobního tuku, může dojít k rozvoji řady onemocnění orgánů. Jedná se zejména o tuk v játrech, v nadledvinách, ve svalech apod. [23]

Pro posouzení obezity se v současné době využívá výpočet označovaný jako Body mass index (BMI), který je užívaný celosvětově. Zda je jedinec obézní se pak posuzuje podle tabulky hodnot. Ačkoliv tyto hodnoty neplatí pro děti, v dětství je sledována rychlost nárůstu BMI. Čím vyšší je rychlost nárůstu v dětství, tím větší je riziko vyšší hmotnosti v dospělosti a s tím spojené riziko vzniku řady onemocnění. [23]

Mezi nejčastější komplikace obezity je řazen diabetes, ateroskleróza a mechanické komplikace. Mechanické komplikace obezity jsou spjaty s vysokou tělesnou hmotností, která má za následek bolesti v zádech, onemocnění kloubů, dušnost nebo například spánkové apnoe. U pacientů s vysokou tělesnou hmotností mohou vzniknout komplikace chirurgické a porodnické. Statistiky uvádějí, že onemocnění pohybového aparátu, zejména kloubů a páteře, se u obézních lidí vyskytují dvakrát častěji než u lidí štíhlých. Pro zmírnění obtíží při onemocnění páteře a kloubů je třeba výrazná redukce hmotnosti. Při malé redukci dojde jen ke změně zatížení kloubů, což může obtíže v některých případech spíše zhoršit. Obézní pacienti jsou často připravováni k umělým náhradám kloubů, kdy je nutné, aby pacient zredukoval svou hmotnost alespoň na devadesát kilogramů. Takovou hmotnost je již umělá náhrada kloubu schopna unést. [23]

6.5 Diabetes a jeho komplikace

Diabetes mellitus je chronické onemocnění charakterizované zvýšenou hladinou glukózy v krvi, která vzniká v důsledku absolutního nebo relativního nedostatku insulinu. Jedince, kteří trpí tímto onemocněním, často také doprovází porucha metabolismu bílkovin a tuků. [24,25] Diabetes lze rozdělit do čtyř základních skupin:

- Diabetes mellitus 1. typu
- Diabetes mellitus 2. typu
- Ostatní specifické typy diabetu (např. při porušení pankreatu)
- Gestační diabetes mellitus [25]

U pacienta postiženého diabetes mellitus 1. typu dochází k zániku buněk, přesněji beta-buněk, které jsou součástí pankreatu, a které plní funkci produkce inzulínu. Tyto buňky jsou ničeny imunitním systémem postiženého jedince, a proto je diabetes mellitus 1. typu označován jako autoimunitní onemocnění, kdy významnou roli hrají nejen genetické predispozice pacienta, ale také některé zevní vlivy, kterými jsou například virové infekce. [26,27]

Diabetes mellitus 2. typu je na rozdíl od 1. typu charakterizován relativním nedostatkem inzulínu, jehož následkem je nedostatečné využití glukózy v organismu, které se projevuje opět hyperglykemií. Beta-buňky pankreatu nezanikají, ale produkují porušený inzulín, jehož účinek v cílových tkáních je nedostatečný. Příčinou diabetu mellitu 2. typu mohou být opět genetické predispozice, avšak rozdílné od genetických predispozic pro diabetes mellitus 1. typu, v kombinaci s genetickými faktory. Dalšími faktory vzniku diabetu mellitu 2. typu mohou být špatné dietní návyky zahrnující špatnou skladbu stravy, nadměrný příjem kalorií a s tím spojená obezita, nedostatek pohybu či kouření. [27,28]

Gestační diabetes mellitus se objevuje u těhotných žen v průběhu těhotenství. Tento stav je však pouze dočasný a obvykle v šestinedělí samovolně odezní. [29]

Nejběžnějšími komplikacemi vyskytujícími se u pacientů trpících diabetem je hypoglykemie v důsledku léčby insulinem. Další nejběžnější chronickou komplikací je diabetická neuropatie, která progreduje s postupem onemocnění. Běžnými projevy diabetické neuropatie jsou silné bolesti, svalová slabost, poruchy nervových vláken, paréza nervů. Díky těmto projevům může dojít k invaliditě diabetika. Riziko představují také kardiovaskulární komplikace diabetu. Tyto komplikace vznikají v důsledku vzniku aterosklerózy, kdy dochází k usazování lipidů na stěnách tepen a vzniku aterosklerotických plátů, které následně omezují průchodnost tepny. Jednou z nejdůležitějších komplikací je syndrom diabetické nohy, který představuje hlavní příčinu amputací dolní končetiny. Syndrom diabetické nohy je charakteristický vznikem vředů, poruchou nervů a cév a vznikem infekce. Při stanovení včasné diagnózy a použití rychlé komplexní léčby je možné amputaci předejít. [27]

Diabetes mellitus představuje významné populační riziko. Výskyt pacientů trpících diabetem se každoročně zvyšuje, přičemž mezi nemocnými není jen starší populace ale i jedinci patřící do střední věkové skupiny. [24]

6.6 Prevalence vybraných onemocnění

Současný odhad procenta české populace, která trpí osteoporózou činí 7 až 8 %. V České republice je tedy počet jedinců trpících tímto onemocněním odhadován na 700 až 800 tisíc obyvatel. Statistiky uvádějí, že u každé třetí ženy a každého pátého muže dojde ke vzniku zlomeniny způsobené tímto onemocněním. Se zvyšujícím se věkem tento trend roste. Například ve věku nad 70 let osteoporózou onemocní již každá druhá žena. Progres tohoto onemocnění je pomalý a ve většině případech probíhá asymptomaticky. V mnoha případech je tedy přítomnost tohoto onemocnění zjištěna až při vzniku první zlomeniny. Každý rok je v České republice léčeno 19 tisíc osob, které utrpěly zlomeninu krčku stehenní kosti. Tato zlomenina představuje pro nemocného vysoké riziko. Bezmála 20 % osob umírá v důsledku vzniku komplikací spojených se zlomeninou krčku stehenní kosti. [30]

Osteoartróza je kloubní onemocnění, které je považováno za onemocnění nejčastější, a zároveň za nejčastější příčinu nemocnosti a invalidity. Dále se uvádí, že osteoartróza je při rentgenologickém vyšetření jedinců nad 65 let diagnostikována u 60 %. Další zdroj uvádí, že zastoupení jedinců trpících osteoartrózou kyčelních a kolenních kloubů je v populaci 40 %. Dle dostupných zdrojů nebyla v České republice provedena celoplošná statistika tohoto onemocnění. [31,32,33]

V České republice však byla provedena statistika výskytu revmatoidní artritidy. Dle Ústavu zdravotnických informací a statistiky bylo v České republice v roce 2018 léčeno na revmatoidní artritidu 91 566 jedinců. Model progresu onemocnění, který byl vytvořen Ústavem zdravotnických informací a statistiky předvídá, že v roce 2025 bude v České republice tímto onemocněním postiženo až 143 000 jedinců. Revmatoidní artritida postihuje jedince mezi 40. a 60. rokem života. [34]

Spinální svalová atrofie (SMA) je označována jako vzácné onemocnění, jehož prevalence činí 1:6 – 10 000 porodů. V České republice se každoročně narodí deset jedinců s tímto onemocněním. Celkově jsou tedy v České republice stovky jedinců, u kterých bylo toto onemocnění diagnostikováno. [35]

Zdroj z roku 2019 uvádí, že v České republice trpí svalovou dystrofií kolem 350 pacientů, přičemž se s touto diagnózou ročně narodí 20 tisíc dětí. Jiný zdroj uvádí, že prevalence

svalových dystrofií dospělého věku je odhadováno na 10-30 pacientů na 100 tisíc jedinců. Další studie uvádí prevalenci svalové dystrofie kolem 1:5000 obyvatel. Jak již bylo zmíněno nejčastěji se vyskytující svalovou dystrofií dospělého věku je myotonická dystrofie. Dle dostupného zdroje z roku 2017 je souhrnná prevalence myotonické dystrofie udávána na 20 pacientů na 100 tisíc obyvatel, přičemž v České republice je podle údajů z registru prevalence myotonické dystrofie druhého typu vyšší než myotonické dystrofie prvního typu. [12,15,36,37].

Jak již bylo zmíněno, obezita představuje významný globální problém, zejména proto, že počet obézních jedinců neustále roste. Dle Českého statistického úřadu je v České republice ohroženo obezitou 18,5 % populace, kdy se jedná převážně o mužské pohlaví. Statistiky z roku 2018 uvádějí, že v roce 2017 dosáhla průměrná hodnota Body Mass Indexu (BMI) v České republice hodnoty 25,2. Dle těchto statistik trpí mírnou nadváhou 33 % žen a 47 % mužů. Obezitou pak trpí téměř 20 % mužů a 18 % žen. Vzorec pro výpočet BMI a výsledková tabulka pro BMI je vyobrazena na obrázku (obrázek 7). Dle výsledkové tabulky pro BMI je průměrné BMI Čechů mírně nad průměrem normálního stavu, tedy normální zdravé váhy. Ačkoliv se výsledkové tabulky pro BMI liší v závislosti na použité literatuře, rozdíl není významný. [38,39,40]

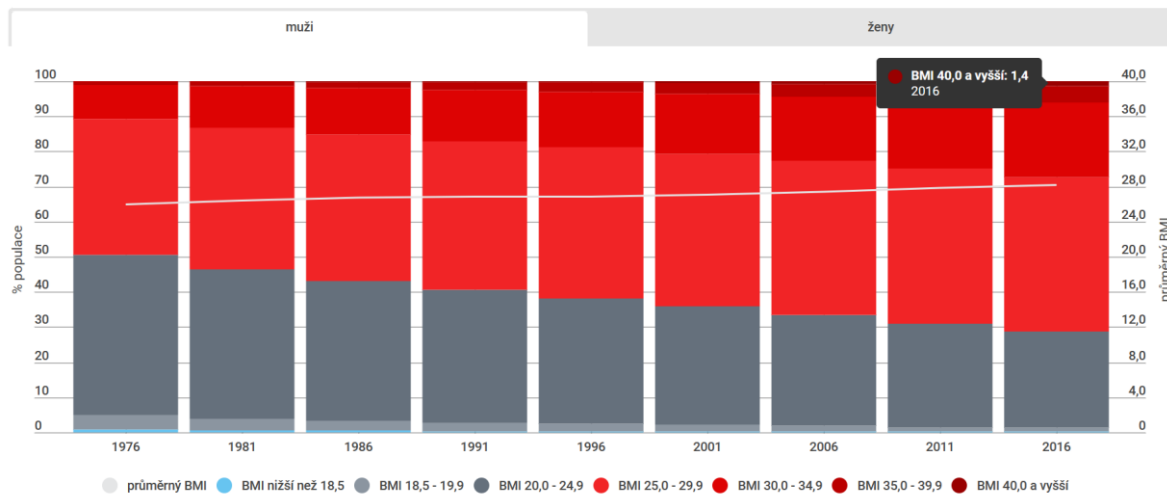
$BMI = \frac{\text{hmotnost (kg)}}{\text{výška}^2 \text{ (m)}}$		
Ženy	Muži	
pod 19	pod 20	podváha
19–23,9	20–24,9	normální stav
24–28,9	25–29,9	mírná obezita
29–38,9	30–39,9	střední stupeň
nad 39	nad 40	těžký stupeň

Obrázek 7 Vzorec pro výpočet BMI a výsledková tabulka pro BMI [39]

Přesto, že je BMI index využíván jako indikátor tělesné hmotnosti a slouží k určení míry nadváhy či obezity, nelze na jeho základě určit tělesnou kompozici. Proto výpočet BMI není absolutní a hodnota tohoto výpočtu např. u sportovců či těhotných žen je zavádějící. Například u ženy, která sportuje může být hodnota BMI indexu vyšší, než je hodnota pro normální hmotnost a tato žena může být dle BMI klasifikována jako žena s nadváhou. Po přeměření procenta svalové hmoty a tělesného tuku je však zřejmé, že se o nadváhu nejedná. [40,41]

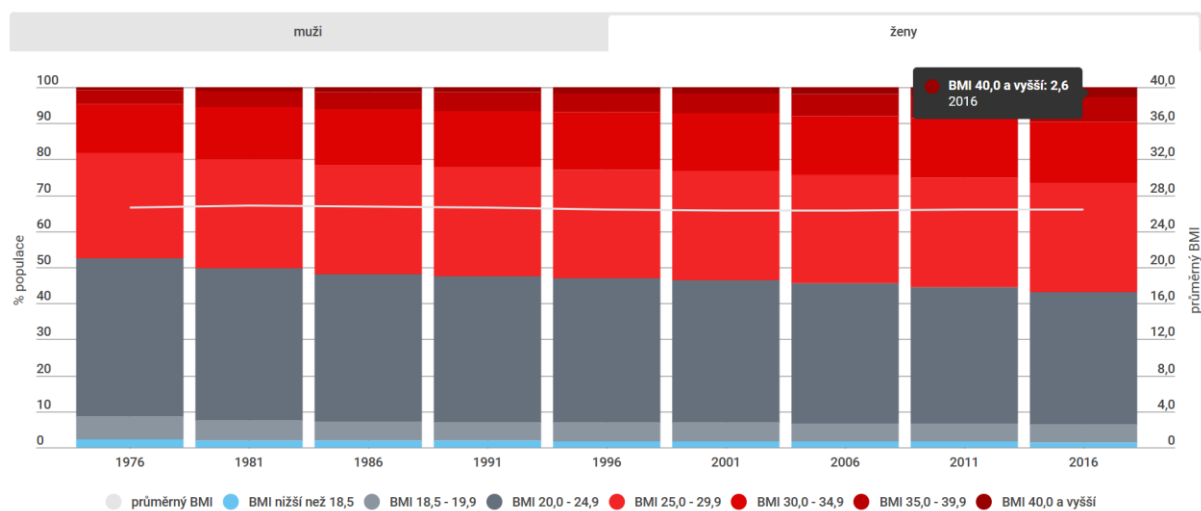
Statistický průzkum z roku 2002 uvádí, že průměrná výška u mužů je 177,8 cm a u žen 164,9 cm. Aby byla hodnota výsledku BMI indexu vyšší než 40 a muž byl klasifikován jako muž trpící těžkým stupněm obezity, váha muže s uvedenou průměrnou výškou by činila 127 kg. U ženy s průměrnou výškou by však tato váha činila 110 kg. V roce 2016 však podíl mužů s hodnotou BMI vyšší než 40 činil 1,4 % populace (viz. obrázek 8). Podíl žen s BMI vyšším než 40 pak v roce 2016 činil 2,6 % populace (viz. obrázek 9). [42,43]

Průměrný BMI a procento obyvatel podle BMI v české populaci



Obrázek 8 Rozložení hodnot BMI u mužů v české populaci [43]

Průměrný BMI a procento obyvatel podle BMI v české populaci



Obrázek 9 Rozložení hodnot BMI u žen v české populaci [43]

Diabetem dle statistik Českého statistického úřadu z roku 2016 trpí v České republice 900 tisíc obyvatel. Většina těchto obyvatel trpí diabetem 2. typu. Jak již bylo zmíněno, počet jedinců trpících diabetem se každoročně zvyšuje. Dle údajů uvedených na webových stránkách Českého statistického úřadu je v České republice každý rok diagnostikován diabetes dalším 60 tisícům jedinců. [44]

7 Biomechanika lidského těla

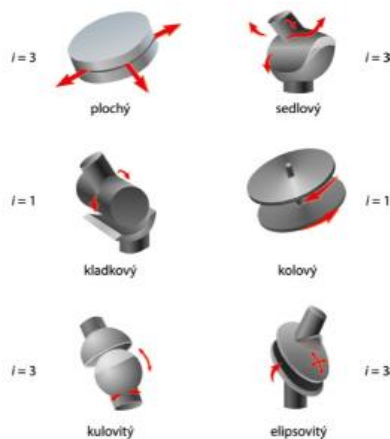
Lidské tělo je každodenně zatěžováno různými činnostmi. Ať už má jedinec sedavé nebo fyzicky náročné zaměstnání, sportuje, vaří, nakupuje nebo například řídí automobil, jeho tělo je neustále zatěžováno. Biomechanika je věda, která se zabývá pohybem lidského těla a změnami tvaru lidských tkání. Popřípadě se tento obor také zabývá pohybem implantátů. Orgány a tkáně jsou při každodenní aktivitě lidského těla, tedy při jeho fyziologických pohybech zatěžovány silami. Hlavním cílem tohoto vědního oboru je vyšetření působení sil na lidský organismus. K takovému vyšetření jsou využívány Newtonovy zákony, které říkají, že soustava sil působících na těleso je v rovnováze, pokud těleso setrvává v klidu. Pokud je tedy výslednice soustavy nulová a součet všech momentů těchto sil je také nulový, soustava sil je ve stavu rovnovážném. [2]

7.1 Biomechanika kloubu

Jak je popsáno výše, kloub je složen z kloubní dutiny, chrupavky na styčných plochách kostí a vazivového kloubního pouzdra, které zajišťuje produkci kloubního mazu do kloubní dutiny. Kloubní maz zajišťuje nejen skluznost ploch, ale také výživu chrupavky. Některé klouby obsahují také další komponenty, které přispívají ke zlepšení jejich funkce. Takovými komponenty je například chrupavčitý lem, který zvyšuje okraje kloubní jamky, kloubní vazy, jejichž funkcí je zesílení kloubního pouzdra a ovlivnění pohybů, disky a menisky, které jsou tvořené vazivovou chrupavkou a jsou popsány jako kruhové či polokruhové vložky nacházející se mezi styčnými plochami. [2]

Při vzájemném pohybu kloubů dochází ke vzniku tzv. pasivních odporů neboli odporů, které působí proti tomuto pohybu. Následkem pasivních odporů vzniká v kloubním spojení smykové tření, které se projevuje třecí silou T [N], která působí v místě kontaktu pohybujících se částí kloubu. Vektor třecí síly leží v tečné rovině, která je pro obě plochy společná a vzhledem k pohybu má třecí síla opačný smysl. Velikost této síly je počítána pomocí Coulombova zákona. V případě, že dochází k rotaci, třecí síla se projevuje pomocí odporového momentu M_t [Nm]. [2]

Možnosti pohybu a klasifikace kloubu jsou určeny složitostí kloubního spojení, tvarem styčných ploch nebo například přítomností vazů, které mohou omezovat určitý pohyb. Pohyby kloubů jsou také závislé na typu svalových skupin, které pohyb vykonávají. Pohyblivost kloubů je v biomechanice vyjadřována pomocí stupňů volnosti. Anatomická klasifikace kloubů včetně jejich stupňů volnosti je znázorněna na obrázku (obrázek 10). [2]

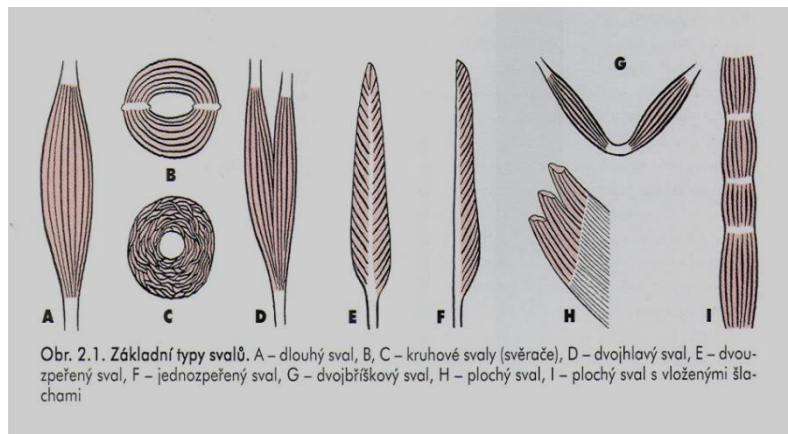


Obrázek 10 Klasifikace kloubů z hlediska anatomie (kde i = stupně volnosti) [2]

7.2 Biomechanika kosterního svalu

Kosterní sval je základní hybnou a motorickou složkou pohybového systému. Jak již bylo zmíněno výše, příčně pruhovaná svalová vlákna představují hlavní anatomickou jednotku kosterního svalu. Skupiny svalových vláken, které jsou inervovány jedním motoneuronem jsou označovány jako motorické jednotky. Tyto motorické jednotky pak představují funkční a biomechanické jednotky svalů. [1]

U většiny svalů lze pozorovat bohaté tvarové odlišnosti. Počet svalových bříšek a vztah svalových snopců k úponové šlaše udává zevní vzhled svalu. V současné době je rozlišováno několik tvarů svalů, a to svaly větvenovité, jednohlavé a vícehlavé či ploché a kruhovitě. Jednotlivé tvary svalů jsou vyobrazeny na obrázku (obrázek 11). [1]



Obrázek 11 Tvary svalů [45]

Ačkoliv může být sval dle kritérií zevního tvaru plochý nebo větvenovitý, jeho snopce mohou být od počáteční k úponové šlaše orientovány podélně, šikmo nebo například radiálně. Toto uspořádání vláken je označováno jako textura svalu a je charakteristické a geometricky specifické pro každý sval. Směr, kterým probíhají svalová vlákna, přesněji úhel, který svírají vlákna svalu a šlachy, je rozhodující pro velikost výstupní síly. Tato síla působí ve směru úponové šlachy a určuje také rychlost smrštění svalu. Svaly, jejichž snopce mají šikmý průběh se označují jako svaly zpeřené (viz. Obr. 7). Studie prokázaly, že většina svalů má úhel zpeření vláken menší než 20° . Výpočtem pak bylo zjištěno, že úhel zpeření svalů má jen malý vliv na velikost výstupní síly. [1]

Při svalové kontrakci se sval zkracuje o 30 až 40 % své původní délky. Pokud má sval paralelní texturu vláken má při zkrácení o 30 % větší délku zdvihu, ale menší sílu. Příčinou tohoto jevu je fakt, že se na kontrakci podílí méně svalových vláken. Tento jev je také důvodem, proč se svaly s paralelní úpravou vláken upínají dále od osy kloubu. Svaly zpeřené mají naopak menší délku zdvihu, ale větší sílu. Zpeřený sval má totiž při stejné délce a šířce, odborně nazváno při větším fyziologickém průřezu, více vláken. Takovýto sval se upíná blíže k ose kloubu. [1]

Maximální svalová síla (MVC) je hlavním ukazatelem svalové funkce. Měření svalové síly je však obtížné a výsledky, které jsou tímto měřením získány je nutno hodnotit s rezervou. Svalová síla závisí z hlediska anatomie na několika faktorech. Jedním z faktorů je počet svalových vláken. Čím více svalových vláken sval obsahuje, tím větší sílu může vyvinout. Počet vláken svalu je možné určit z fyziologického průřezu svalu. Fyziologický průřez svalu je

definován jako součet příčných průřezů všemi vlákny určitého svalu. Měření fyziologického průřezu svalu je však velmi nákladné, a proto se pro určení fyziologického průřezu svalu používá Weberův vzorec, který definuje fyziologický průřez svalu jako poměr hmotnosti svalu a jeho střední délky. Dalším faktorem, na kterém závisí svalová síla je délka svalu. Obecně platí, že čím je sval delší, tím větší sílu je schopen vyvinout. Dále síla svalu závisí na počtu aktivovaných motorických jednotek. Svalová síla je také definována jako výsledek působení elastické složky svalu a šlachy. Působení síly v místě, kde se upíná šlacha nevzniká pouze v důsledku vzniku kontrakce vyvolané interakcí molekul aktinu a myozinu, ale také v důsledku vzniku napětí v elastických složkách svalu a šlachy. Růst elastické síly je nelineární a přírůstek této síly je největší při maximálním protažení svalu. [1]

Svalovou sílu je velice obtížné přesně určit. Nejčastější používanou metodou k vyšetření svalové síly je svalový test. Ten slouží především k vyšetření jednotlivých pohybových stereotypů. Dále se k vyšetření svalů používají různé dynamometry, které však testují celé svalové skupiny, protože každý, i ten nejjednodušší pohyb je uskutečněn aktivitou řady svalů a často i celými svalovými skupinami. [1]

Stav, kdy vyvíjí dané množství fibril aktinu a myozinu napětí, a síla, která vyvolává pohyb, projevující se na úponové šlaše, se nazývá svalová kontrakce. Při svalové kontrakci dochází ke zkrácení svalu, tedy k jeho aktivaci. Z hlediska vnější zátěže, směru pohybu a rozsahu kontrakce je svalová kontrakce klasifikována do několika typů. Jsou rozlišovány kontrakce izokinetické a izometrické. [1]

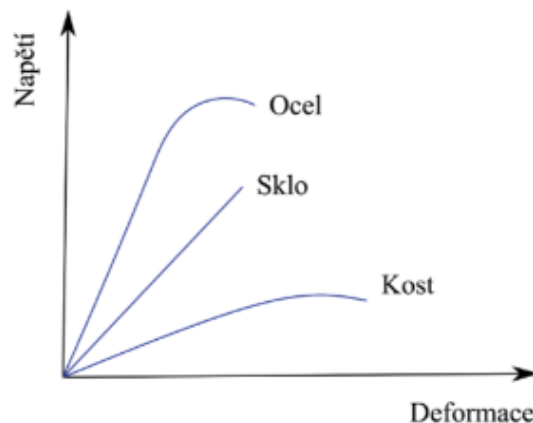
Izokinetická kontrakce je kontrakce, při které stále probíhá pohyb a mění se vzdálenost začátku svalu a úponu svalu. Dále je izokinetická kontrakce rozlišována na koncentrickou a excentrickou. Při koncentrické kontrakci dochází ke zvětšení objemu svalového břicha a ke zkrácení svalu. Při tomto typu zkrácení vykonává sval pozitivní práci a svalová síla působí v totožném směru jako část těla, která se pohybuje. Výsledkem koncentrické kontrakce může být pohyb prováděný stálou rychlostí nebo může dojít k urychlení pohybu. Při excentrické kontrakci se naopak sval prodlužuje a začátek a úpon svalu se vzájemně vzdalují. Výsledkem tohoto typu kontrakce je brždění neboli zpomalení pohybu. Jako izometrickou kontrakci označujeme stav, kdy dojde ke svalovému stahu, ale vzdálenost začátku a úponu svalu se nemění a není generován pohyb. Při izometrické kontrakci se zvyšuje pouze napětí svalu. [1]

Dle působení svalu a směru působení na vlastní klouby jsou svaly klasifikovány do tří skupin – agonisté, antagonisté a synergisté. Jako agonisté jsou označovány svaly, které působí a iniciují pohyb v jednom směru. Antagonisté naopak iniciují protichůdný pohyb. Jako synergisté jsou pak označovány svaly, které se účastní iniciace určitého typu pohybu. [1]

7.3 Biomechanika kostí

Skelet organismu je určen především k ochraně vnitřních orgánů, k přenosu silových účinků, které vznikají při kinematice těla a k zajištění pevného spojení mezi nosným systémem a aktivními členy celého svalově – kosterního systému. Stavba kosti a její vnitřní mikrostruktura je velice specifická, čímž jsou zajištěny optimální mechanické vlastnosti, které jsou důležité pro správnou fyziologickou funkci kosti. Kost je hned po zubovině druhou nejtvrdější tkání v lidském organismu. Dalšími mechanickými vlastnostmi kosti je vysoká pevnost a zároveň dostatečná pružnost. Mechanické vlastnosti kosti jsou specifické zejména proto, že u technických materiálů je velice obtížné dosáhnout stavu, kdy je materiál tvrdý a pevný a zároveň dostatečně pružný. Jak je znázorněno na obrázku (obrázek 12), přesto, že je kostní

tkáň velice pevnou tkání, v porovnání s technickými materiály vykazuje výraznější poddajnost. Další výhodnou vlastností kosti je její schopnost regenerace a adaptace na působící zatížení. Studie uvádí, že ke kompletní obměně kostní tkáně člověka dochází v průměru jednou za osm let. [2]



Obrázek 12 Schéma závislosti napětí na deformaci pro ocel, sklo a kost [2]

Jak již bylo zmíněno, kost je tvořena dvěma složkami – anorganickou a organickou. Anorganická složka kosti zajišťuje, že je kost tvrdá a tuhá. V důsledku těchto vlastností je ale také křehká. Organická složka kosti naopak zajišťuje její flexibilitu, pružnost a houževnatost. Složení kostní tkáně jedince je však ovlivněno mnoha faktory jako je typ kostní tkáně, místo odebrání vzorku, věk jedince nebo například pohlaví jedince. [2]

Kost kompaktní neboli kortikální je tužší než kost spongiózní. Zatímco kost spongiózní je schopna vydržet deformace až 75 % před tím, než dojde ke zlomení, u kosti kompaktní dojde k fraktuře přesáhnou – li deformace 2 %. Ačkoliv kompaktní kost je schopna odolat výrazně menší deformaci před zlomením než kost spongiózní, kompaktní kost odolá většímu napětí. Obrázek 13 znázorňuje vlastnosti kompaktní a spongiózní kosti při kompresním zatížení. [2]



Obrázek 13 Závislost napětí na deformaci pro spongiózní a kompaktní kost při kompresním zatížení [2]

Díky své struktuře je kost považována za nehomogenní a anizotropní materiál. Velikost a charakter mechanických vlastností kosti je pak závislý na směru působení sil, kterými je kost

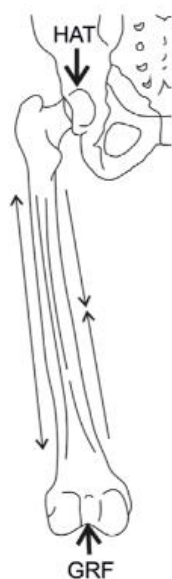
zatěžována. Mechanické zatížení kostí je v praxi dynamické, a proto musí mít kost funkci tlumení mechanických vibrací a být tzv. viskoelastickým materiálem. Odezva viskoelastického materiálu při zatížení se mění se zvyšující se rychlostí změn zatěžujících sil. Se změnou rychlosti působících sil se tedy mění také mechanické vlastnosti kostní tkáně, například se zvyšuje její tuhost. Různý směr působení sil a silových dvojic na kost má za následek vznik různých zatížení kosti. Jedná se zejména o zatížení tahem, tlakem, torzí, smykem, ohybem nebo jejich kombinací. [2]

V důsledku tlakového zatížení kostí mohou vzniknout kompresní zlomeniny například těla obratle. Působení tahového zatížení pak může vyvolat vytržení úponu svalu z kosti. Kompresní zatížení je pro kostní tkáň snadněji akceptovatelné než tahové. Například kortikální kost dosahuje meze pevnosti v tlaku přibližně 190 MPa, v tahu je hodnota meze pevnosti 130 MPa. [2]

Smykové namáhání je pro kostní tkáň nejnebezpečnějším typem zatížení. Velikost mezního napětí ve smyku pro kortikální kost je přibližně 70 MPa. V důsledku smykového zatížení dochází například ke střížným zlomeninám obratlů při dopravních nehodách. [2]

Namáhání kroutícím momentem, který v tělese generuje smykové napětí je označováno jako torzní namáhání. Napětí narůstá vzdáleností od osy v rovině, která je kolmá na osu rotace. Napětí tedy dosahuje maximálních hodnot na vnějším obvodu tělesa. K přetížení kosti v torzi a vzniku torzní zlomeniny dochází při úrazech lyžařů. Torzní zlomenina vzniká v důsledku znehybnění lyže a následného otáčení těla lyžaře, ke kterému dochází vlivem setrvačnosti. Jelikož kost není díky své struktuře schopna přenášet torzní zatížení, dochází při takových úrazech k tříštivým zlomeninám. [2]

K namáhání kosti ohybem dochází například při stoji. Toto namáhání vzniká v důsledku působení síly, která působí v určité vzdálenosti od osy, kolem níž je těleso ohýbáno. Při namáhání ohybem dochází k tlakovému napětí na jedné straně a na druhé straně k napětí tahovému. Při stoji působí na mediální straně stehenní kosti tlakové napětí. Na laterální straně stehenní kosti pak působí napětí tahové. Namáhání stehenní kosti při stoji je znázorněno na obrázku (obrázek 14), kde „HAT“ je reakční síla kyčelního kloubu a „GRF“ je reakční síla kloubu kolenního. V důsledku přetížení kosti ohybem vznikají například zlomeniny krčku kosti stehenní. [2]



Obrázek 14 Schéma působení namáhání stehenní kosti při stoji [2]

V praxi jsou kosti organismu namáhány kombinací několika druhů zatížení. Příkladem mohou být bederní obratle, kdy na tělo obratle působí zejména tlakové zatížení, zatímco na spinální výběžek zatížení ohybové. Velikost maximálního možného zatížení kosti je v případě kombinovaného namáhání definována nejmenším mezním zatížením ze všech typů zatížení, které na kost působí. [2]

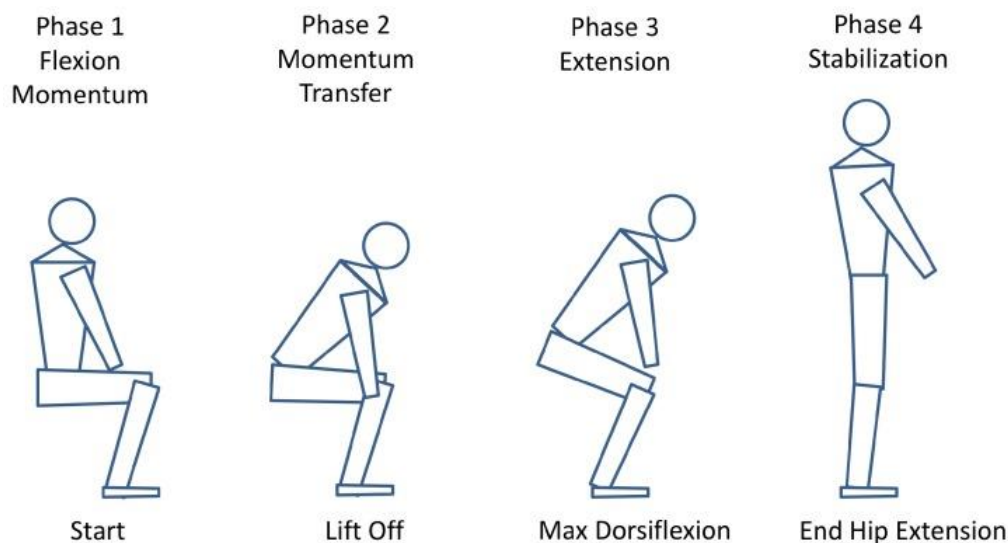
7.4 Biomechanika vstávání ze sedu do stoje

Dle některých studií jsou vstávání ze sedu do stoje a ze stoje do sedu pohyby, které jsou nejběžnější a nejnáročnější denní činnosti. Způsob, jakým jedinec tyto činnosti provádí je důležitý pro vykonávání jiných běžných denních činností, a to zejména proto, že tyto pohyby určují fyzickou zdatnost a samostatnost daného jedince. Aby bylo provádění těchto dvou pohybů bezpečné, je nutné koordinované zapojení několika svalových skupin a zapojení bilančního systému. Při vstávání ze sedu do stoje vznikají vyšší flexní momenty kyčelního a kolenního kloubu než při běžné chůzi nebo chůzi do schodů. U jedinců bez zdravotních omezení bylo zjištěno, že při vstávání ze sedu do stoje byl flexní moment v kyčli přibližně jedenáctkrát větší a vrchol flexního momentu kolene byl přibližně pět krát větší než momenty při chůzi do schodů. Navíc je vstávání ze sedu do stoje pohybem, který způsobuje destabilizaci těla. Důvodem je rychlá změna ze stabilní polohy v sedě do pozice s relativně malou podporou a vyšším těžištěm. Vstávání z hlubokého sedu tedy může u některých jedinců představovat riziko pádu. Mechanická náročnost pohybu může představovat značnou výzvu pro jedince, kteří mají sníženou svalovou sílu. [46,47,48]

7.4.1 Biomechanika vstávání ze sedu do stoje u zdravého jedince

Dosud bylo provedeno několik studií, které se zabývaly kinematikou lidského těla pro vstávání ze sedu do stoje. Tento pohyb byl rozdělen do několika fází, přičemž počet fází a jejich popis se liší v závislosti na autorech jednotlivých studií. Pro účely této práce bude podrobněji popsáno rozdělení tohoto pohybu dle Schenkman et al., kteří rozdělili pohyb vstávání ze sedu do stoje do čtyř fází. Tyto fáze jsou popsány a zobrazeny na obrázku (obrázek 15). [49,50]

První fáze je označována jako Fáze flexního momentu. Během této fáze dochází ke generování prvotního impulzu vedoucího ke vstávání. Tato fáze je zahájena ohýbáním trupu a pánve před momentem, kdy dochází k oddělení hýždí od základny. Z tohoto důvodu může být první fáze označována jako „seat-off“ fáze. Zároveň během této fáze dojde k extenzi krční páteře, předklonu trupu a zároveň k postavení ramen dopředu s mírným pohybem vzhůru. První fáze pak souvisle přechází do druhé fáze, která je označována jako Fáze přenosu hybnosti. V této fázi dochází k přenosu a posunu horní části těla směrem dopředu a vzhůru a následně k pohybu celého těla jedince dopředu a vzhůru. Hmotnost těla je pak přenesena nad chodidla a nakonec dochází k oddělení hýžd'ových svalů od sedadla. Třetí fáze je označována jako Fáze extenze. Dochází k posunutí těžiště ve vertikálním směru a fáze je zakončena plnou extenzí kloubů kyčelních a trupu v důsledku zvednutí těla do vzpřímené polohy. Čtvrtou fází je pak Fáze stabilizační. Během této fáze dochází k postupnému zmenšení těžiště a v poslední řadě také k dynamické stabilizaci dolních končetin a trupu. [49,51]

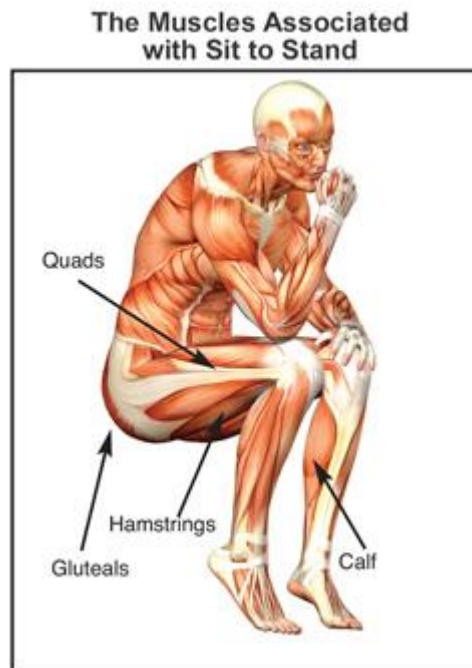


Obrázek 15 Fáze vstávání ze sedu do stoje dle Schenkman et al. [51]

První svaly, které byly během studií svalové aktivity při vstávání ze sedu do stoje za běžných podmínek aktivovány byly přední sval holenní, svaly břišní a zdvihač hlavy. Při změně podmínek, jako je flexe trupu nebo změna umístění dolních končetin, však byla činnost vlivem trapézového svalu potlačena. Vzprímovače trupu, čtyřhlavé svaly stehenní a hamstringy jsou během tohoto pohybu aktivovány, přičemž jejich aktivita je stejná za všech podmínek. K aktivaci šikmého lýtkového svalu došlo při tomto pohybu až v konečné fázi, přičemž tento sval spolu se čtyřhlavým svalem stehenním a hamstringy zůstal aktivovaný i ve fázi stoje. [49]

V první fázi vstávání ze sedu do stoje dochází k aktivaci flexorů kyčelních kloubů, krku a prsních a břišních svalů. Prvním svalem dolní končetiny, k jehož aktivaci dojde dříve, než k aktivaci ostatních svalů je přední sval holenní. Poté dojde k aktivaci přímého svalu stehenního, dvouhlavého svalu stehenního a laterální hlavy čtyřhlavého svalu stehenního. K aktivaci těchto svalů dochází před tím, než se hýžděové svaly oddělí od sedadla. Dvojhlavý sval lýtkový a šikmý sval lýtkový je aktivován až po fázi oddělení hýžděových svalů od sedadla. [49]

Zatímco během druhé fáze vstávání ze sedu do stoje dochází k aktivaci převážně flexorů kolenních kloubů a přímého svalu stehenního, během třetí fáze dochází ke svalové aktivitě flexorových a extenzorových skupin svalů. A konečně, během čtvrté fáze je zapojován zejména hluboký stabilizační systém. Některé svaly dolních končetin aktivované při vstávání ze sedu do stoje jsou vyznačeny na obrázku (obrázek 16). [49]



Obrázek 16 Některé svaly aktivované při pohybu ze sedu do stoje [52]

Vstávání ze sedu do stoje je ovlivněno několika faktory. Významný vliv na tento pohyb má výška sedadla, zapojení horních končetin a pozice dolních končetin. Se snižováním výšky sedadla dochází ke zvýšení momentů sil v kolenních a kyčelních kloubech. Pokud ale jedinec vstává ze sedu do stoje ze sedadla, které je ve vyšší pozici, dochází v těchto kloubech ke snížení silových momentů. Zapojení horních končetin při vstávání ze sedu do stoje je z hlediska snížení zatížení nejen kloubů, ale i svalů dolních končetin nejvýznamnějším faktorem. Přesun dolních končetin směrem dozadu pak ovlivňuje způsob provedení pohybu ze sedu do stoje ve smyslu snížení silových momentů kyčelních kloubů. Pozice dolních končetin sice neovlivní pořadí, v jakém se zapojují jednotlivé svalové skupiny, ale má dopad na rychlost aktivace jednotlivých svalů. [49]

Celkový čas, který byl naměřený u zdravého jedince vstávajícího ze sedu do stoje je 1,6 – 1,9 s. Ženám tento pohyb trvá delší dobu než mužům. Dle studie Schenkman et al. byl určen nejen celkový průměrný čas vstávání ze sedu na 1,95 s, ale také byly určeny délky trvání jednotlivých fází vstávání ze sedu do stoje. Délka fáze flekčního momentu byla stanovena na 0,5 s, což činí 28 % z celkové doby prvních tří fází. Fáze přenosu hybnosti je nejkratší fází z prvních tří fází pohybu. Její délka byla stanovena na 0,33 s, což činí 18 % z celkového trvání prvních tří částí pohybu. Třetí fáze, která je označována jako extenční, je nejdelší fází z těchto tří fází pohybu s trváním 0,98 s, což činí 54 % z celkové doby trvání prvních tří fází. Jelikož je u čtvrté stabilizační fáze obtížně určován její konec, doba trvání této fáze nebyla změřena. Dle výsledků měření svalové aktivity, které jsou uvedeny v akademické práci Bc. Martina Hlouška jsou u zdravých jedinců při vstávání ze sedu do stoje zapojovány stejné svalové skupiny jako při pohybu ze stoje do sedu. Časový sled zapojení těchto svalových skupin se však u těchto pohybů liší. [49,53]

7.4.2 Biomechanika vstávání u osob s onemocněním

Pro jedince trpící daným onemocněním může být vstávání ze sedu do stoje náročnější než u osob, které nevykazují známky onemocnění. Studie z roku 2021 se například zabývala biomechanikou vstávání ze sedu do stoje u jedinců trpících osteoartrózou v kolenou. Délka provedení pohybu u těchto jedinců byla delší než u jedinců zdravých. Během vstávání ze sedu do stoje byl pozorován větší posun těžiště těla, docházelo k většímu naklonění pánve směrem dopředu a také ke snížení úrovně aktivace dvojhlavého svalu stehenního. U jedinců trpících osteoartrózou docházelo také k dorzální flexi kotníku a ke snížení úrovně aktivace čtyřhlavého svalu stehenního a také předního holenního svalu. [54]

Jiná studie se zabývala svalovou aktivitou při vstávání ze sedu do stoje u obézních jedinců. Při vstávání ze sedu do stoje u obézních jedinců bylo zjištěno, že tito jedinci při zvedání ze sedu omezují pohyb trupu směrem dopředu a posunou dolní končetiny z výchozí polohy směrem dozadu. V důsledku obezity mají jedinci tendenci ke vzpřímenějšímu držení těla, což omezuje pohyb trupu směrem dopředu. Bylo zjištěno, že u obézních jedinců dochází během vstávání ze sedu do stoje k menšímu zapojení extensoru trupu, což má za následek sníženou aktivitu některých svalových skupin, například předního svalu holenního nebo vzpřimovačů páteře. Jelikož mají obézní jedinci dvakrát více mezisvalového tuku než jedinci s normální hmotností, dochází u obézních jedinců k pomalejší svalové kontrakci a ke snížené produkci energie svalovými skupinami. Síla vyvinutá čtyřhlavým svalem stehenním je u obézních jedinců nižší než u jedinců s optimální hmotností. Bylo však také zjištěno, že obézní jedinci mají větší absolutní sílu v extenzorech kolene, ale nižší funkční sílu extenzorů kolene při zátěžových aktivitách v poměru k tělesné hmotě. [55]

8 Přehled současného stavu na trhu

Současný trh nabízí řadu pomůcek nejen pro zvedání ze sedu do stoje a zpět, ale také pro zvedání z lehu do sedu. Tyto pomůcky však mnohdy vyžadují vyvinutí síly pacienta nebo asistenci druhé osoby. Jednotlivé zdravotnické pomůcky, které jsou dostupné na současném trhu budou popsány níže.

8.1 Elektrický zvedák se zvedacím závěsem

Elektrický zvedák se zvedacím závěsem (viz obrázek 17) slouží dle výrobce ke zvedání pacienta, který je imobilní. Pomocí zvedáku lze zajistit přesun imobilní osoby z postele na toaletu, invalidní vozík nebo například do koupelny. Zařízení však obsluhuje druhá osoba a není tedy zajištěna samostatnost pacienta. Navíc umístění pacienta do zvedacího závěsu se zdá být poněkud obtížné. [56]

Z hlediska konstrukce je zvedák vybaven podstavcem čtvercového tvaru se čtyřmi otočnými kolečky, z nichž dvě jsou zabrzditelná. Podstavec zajišťuje stabilitu a nabízí možnost přesunout pacienta i v místech s omezeným prostorem. Konstrukce zvedáku je vyrobena z lakované oceli. Zvedák pohání elektromotor s baterií řízený dálkovým ovládáním. Nosnost zvedáku je do 200 kg, současný trh však nabízí i varianty s nižší maximální nosností. [56,57]



Obrázek 17 Elektrický zvedák se zvedacím závěsem [56]

Další variantou tohoto zvedáku je zvedák pro uvedení ze sedu do stoje, který je dle výrobce určen pro pacienty, kteří jsou schopni se podílet na výkonu pohybu ze sedu do stoje. V momentě, kdy je pacient uveden do pozice ve stoje, může být pomocí tohoto zařízení přesunut například na invalidní vozík. Zařízení umožňuje pacientovi procvičovat polohu ve stoje během přesunu. Ačkoliv by toto zařízení mohlo sloužit jako zdravotní pomůcka pomáhající jedinci pouze ze sedu do stoje, pro tento úkon je nutná asistence druhé osoby. [58]

Maximální nosnost zvedáku je při aktivním zvedání 200 kg. Naopak při pasivním zvedání je maximální nosnost 150 kg. Zařízení je vyrobeno z oceli lakované práškovou barvou. Zařízení je vybaveno dvěma olověnými gelovými akumulátory s regulačním ventilem s parametry 12 V a 2,9 Ah. Pohon je zajištěn dvěma motory s permanentními magnety. Popsané zařízení je

vyobrazeno na obrázku (obrázek 18). Na trhu lze v případě potřeby zakoupit tento zvedák také s nosností do 250 kg. [58,59]



Obrázek 18 Zvedák pro zvednutí pacienta ze sedu do stoje [60]

Dostupné na trhu jsou také zvedáky, které lze připevnit na strop místnosti (viz obrázek 19). Tyto zvedáky však také slouží zejména pro zdvihnutí imobilních osob. Zvedáky jsou připevněny na stropní kolejnice rozmístěné po místnosti či bytě. [61]



Obrázek 19 Stropní zvedák [61]

Obdobou těchto zvedáku je pak pojízdné křeslo s elektrickým zvedákem, které však slouží zejména pro přepravu imobilních pacientů. Pacient je během přepravy v poloze v sedě. Nejedná se tedy o vykonání pohybu ze sedu do stoje, ale zejména o transport pacienta například z lůžka na toaletu. Maximální nosnost křesla je 150 kg. Toto křeslo je znázorněno na obrázku (obrázek 20). [62]



Obrázek 20 Mobilní křeslo s elektrickým zvedákem [62]

8.2 Zvedací elektrická křesla

Běžně dostupná jsou křesla, která mají funkci naklopení. Dle výrobce tato funkce usnadňuje zvedání a nasedání na křeslo. Výrobce také uvádí, že je tato funkce vhodná pro osoby, které trpí různými pohybovými handicapy a zdravotními obtížemi. Zvedání křesla je zřejmě zajištěno vzpěrami, které jsou ovládané elektromotory. Tyto vzpěry jsou připevněny ke kovové konstrukci křesla. Vzhledem k tomu, že je naklápěno celé křeslo, může být konstrukce nestabilní. Navíc je k nadzvednutí celého křesla zřejmě potřeba vyvinutí velké síly. Způsob naklápění těchto křesel nemusí být ideální vůči zdravotnímu stavu uživatele. Například osobě s osteoartrózou může poskytnout pomoc při zvedání, avšak vzhledem k velkým silovým momentům, které vznikají v kolenou během vykonávání pohybu ze sedu do stoje, nemusí být tato pomoc dostatečná a navzdory pomoci může docházet k výraznému namáhání kolenních kloubů. Nosnost těchto křesel se pohybuje od 110 kg do 150 kg. Křesla jsou ovládána pomocí dálkového ovládání. [63,64,65]

Na trhu jsou dostupné dva druhy těchto křesel. Jedna varianta je zkonstruována tak, aby se při naklopení zvedla pouze zadní část křesla (viz. obrázek 21). Druhá varianta je zkoncipována tak, aby se při naklápění křesla zvedla celá jeho konstrukce (viz. obrázek 22). [65,66]



Obrázek 21 Zvedací křeslo s naklápěním zadní části [65]



Obrázek 22 Zvedací křeslo-zvednutí celé konstrukce křesla [66]

Klíčové rozdíly mezi technickými parametry křesel dostupnými na trhu nejsou nijak zvlášť významné, a proto jsou níže v tabulce 1 uvedeny parametry křesla Club3 od německého výrobce Saljol. [64]

Tabulka 1 Parametry zvedacího křesla Club3 firmy Saljol [64]

Šířka sedadla	53,3 cm
Výška sedadla	49,5 cm
Pro výšku uživatele	150-190 cm
Sklon	Cca 108°
Výška křesla	119,4 cm
Šířka křesla	75,6 cm
Délka křesla v klidové poloze	151 cm
Maximální nosnost	150 kg
Hmotnost křesla	66,7 kg
Provozní napětí	230 V
Ovládací napětí	24 V
Spotřeba energie	6 A
Jmenovité napětí	100-240 V
Jmenovitá frekvence	50-60 Hz
Jmenovitý vstup	58 W

8.3 Elektrické polohovací postele

Elektrické polohovací postele (viz obrázek 23) slouží zejména pro pacienty, kteří trpí bolestmi svalů a kloubů nebo zad. Polohování je výhodné také pro pacienty, kteří jsou imobilní nebo trpí onemocněními pohybového aparátu. U imobilních pacientů zamezuje možnost polohování vzniku proleženin. Tyto postele jsou na trhu dostupné v několika provedeních, kdy je možné polohování zad, stehenní části nebo lýtkové části. Některé postele mají také funkci nastavení výšky ložné plochy, nebo lze změnit polohu celého lůžka, kdy dochází k jeho „naklápění“. Ačkoliv tyto postele slouží pacientům či starším osobám k ulevení od bolesti v poloze v leže, polohování je zajištěno obdobným mechanismem jako polohování elektrických zvedacích křesel. Postel je vybavena několika elektrickými pohony zajišťující zdvih dané části lůžka (viz obrázek 24). Tyto postele jsou určeny pro použití ve vnitřních prostorách jak pro zdravotnická zařízení, tak pro domácí použití. Maximální nosnost těchto postelí je od 140 kg do 300 kg. Standardní lůžka jsou však vyráběna do cca 200 kg. Při hmotnosti nad 200 kg je již nutné zakoupit zesílené lůžko, které je v jiné cenové kategorii. [67,68,69,70]



Obrázek 23 Elektrická polohovací postel [68]

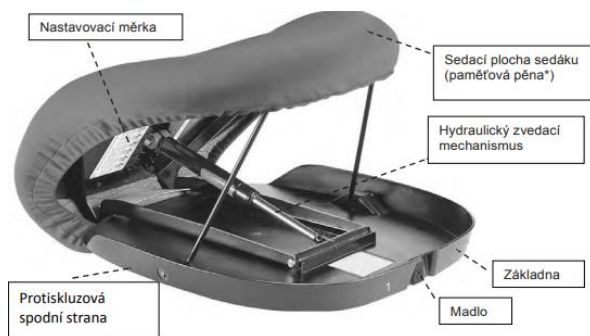


Obrázek 24 Elektrický pohon zajišťující polohování postele

8.4 Zvedací sedák „Uplift“

Zvedací sedák je pomůckou pro vstávání ze sedu do stoje. Sedák dokáže dle výrobce zvednout až 80 % tělesné hmotnosti. Sedák je na trhu dostupný v několika provedeních. Typ standard je nastavitelný dle hmotnostních kategorií na 43, 55, 68, 82 a 100 kg. Typ XXL je nastavitelný dle hmotnostních tříd na 90, 115, 130 a 160 kg. Nastavení hmotnosti lze provést díky válečku s kolíky na konci vzpěry. Tento váleček je zmáčknutím polstrované části sedáku

vyklenut ven a tím je uvolněn. Ve spodu polstrované části jsou drážky s měrkou označující hmotnosti, kam lze kolíky válečku dle požadované hmotnosti nasadit. Zvedák je složen z protiskluzové spodní strany, madla, základny, hydraulického zvedacího mechanismu, sedací plochy z paměťové pěny, potažené nehořlavým a nepromokavým odnímatelným potahem, a nastavovací měrky (viz obrázek 25). Dle výrobce je sedák koncipován pro využití na židlích s područkami. Lze jej využít také na měkkých židlích, pohovkách nebo sedačkách. Výrobce však nedoporučuje sedák užívat na invalidních vozíčkách, v automobilech, masážních křeslech nebo na židlích, které se mohou pohybovat po podlaze. [71,72]



Obrázek 25 Zvedací sedák Uplift [72]

8.5 Ostatní asistenční pomůcky při sedu do stoje

Další asistenční pomůcky pomáhají jedincům při vstávání ze sedu do stoje spíše pasivně. Tzn. poskytují pasivní oporu pro zapření rukou a přenesení síly na horní končetiny nebo se jedná o podsedáky zajišťující zvýšení původního sedáku. Tyto pomůcky však nemusejí být pro některé jedince dostačující. Těmito jedinci mohou být nejen senioři, ale například také jedinci po nehodě, jedinci trpící onemocněním pohybového aparátu nebo obézní jedinci. Vzhledem k tomu že, obézní jedinci při vstávání ze sedu do stoje omezují pohyb trupu dopředu i s těmito pomůckami pro ně může být pohyb náročné. Senioři často trpí onemocněními jako je osteoporóza, osteoartróza apod. Tato onemocnění postihují kosterní soustavu jedince, a proto ani pro tuto skupinu nemusí být přistavení takovéto asistenční pomůcky (viz obrázek 26) k posteli či křeslu ideální.

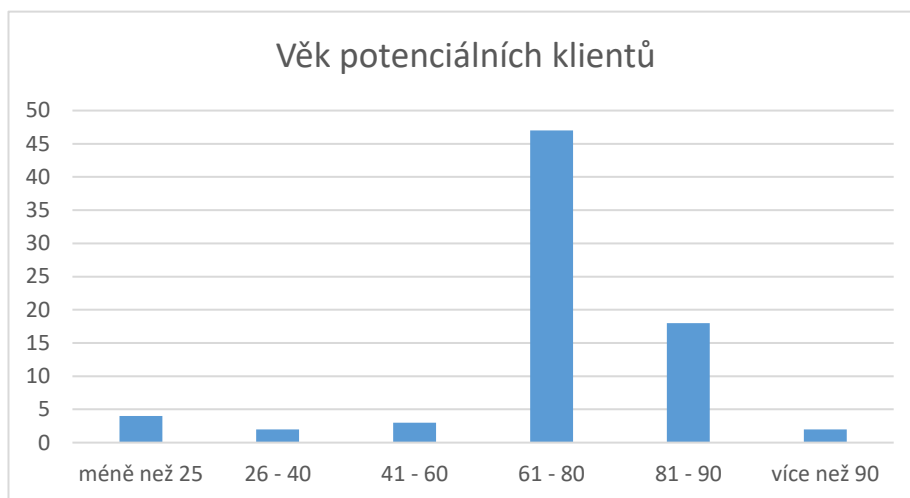


Obrázek 26 Asistenční pomůcky usnadňující vstávání [73,74,75,76,77]

9 Statistické vyhodnocení průzkumu

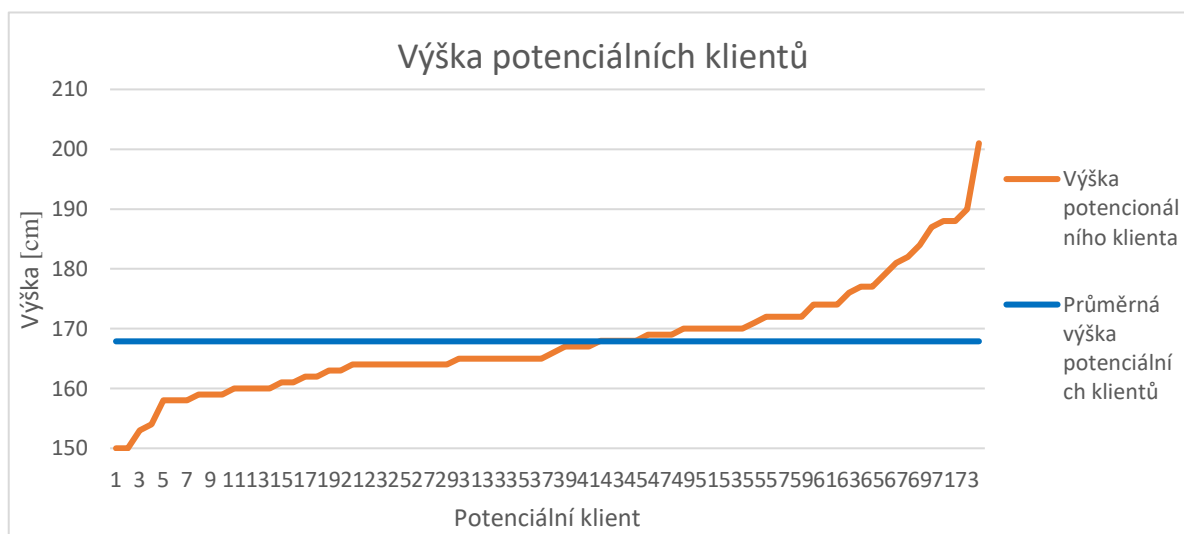
Za účelem zjištění informací potřebných k praktické části diplomové práce byl vyhotoven dotazník, který byl předán cílové skupině. Průzkumu se zúčastnilo celkem 102 respondentů z toho 40 mužů a 62 žen (rozdělení respondentů dle pohlaví znázorňuje obrázek p1 1 viz příloha 1). Těchto 102 respondentů bylo dotazováno, zda by ocenili pomůcku, která by jim pomohla snadněji vstát z křesla, a která je předmětem praktické části této diplomové práce. Z celkového počtu dotazovaných, 74 osob odpovědělo, že by takovou pomůcku ocenili. Tyto osoby byly při vyhodnocení průzkumu označeny jako potenciální klienti. Ze 102 respondentů by takovou pomůcku neocenilo 28 osob (obrázek p1 2 příloha 1).

Věkové skupiny potenciálních klientů jsou znázorněny na obrázku (obrázek 27). Z grafu vyplývá, že nejvíce potenciálních klientů spadá do věkové skupiny 61–80 let.



Obrázek 27 Věkové kategorie potenciálních klientů

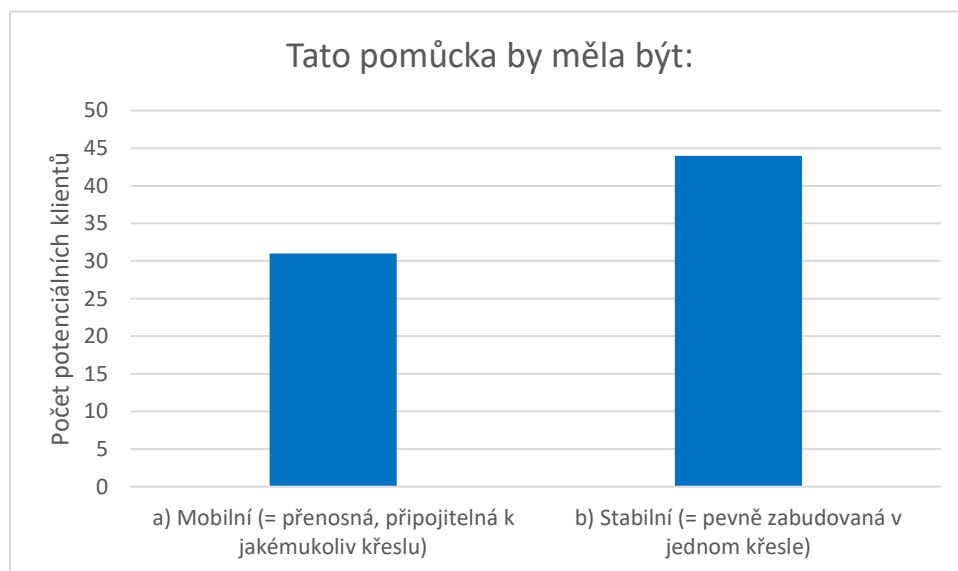
Dále byly prostřednictvím tohoto průzkumu zjišťovány některé tělesné parametry potenciálních klientů, zejména jejich výška a váha. Průměrná výška cílové skupiny činí přibližně 167,8 cm. Rozložení výšek jednotlivých potenciálních klientů spolu s vypočtenou průměrnou výškou je patrné z grafu (obrázek 28).



Obrázek 28 Rozložení výšek potenciálních klientů spolu s jejich průměrnou hodnotou

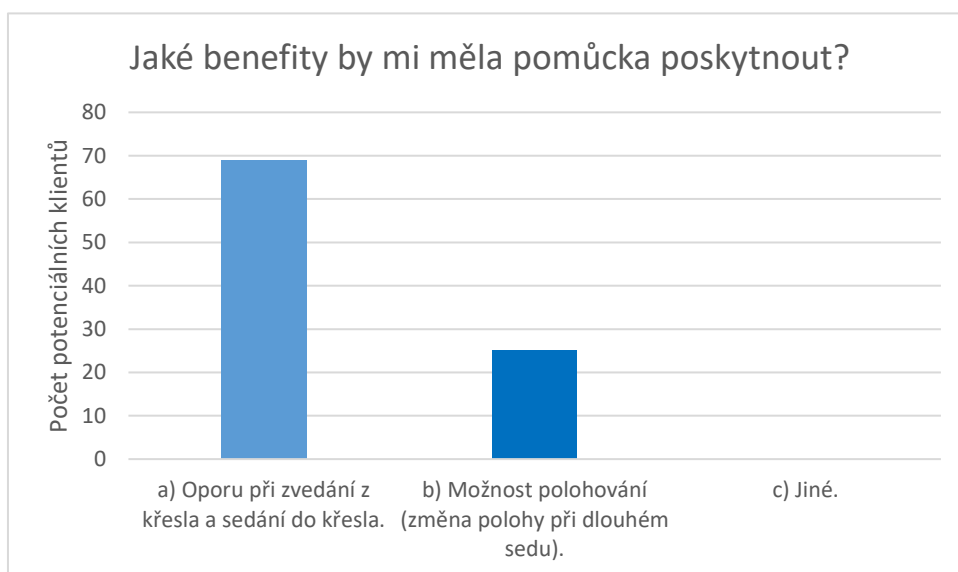
Respondenti byly následně dle jejich odpovědí rozděleny do váhových skupin (obrázek p1 3 příloha 1). Největší počet potenciálních klientů se nacházel ve váhové kategorii 61-70 kg. Významné množství těchto osob se však nacházelo také ve váhových kategoriích 71-80 kg a 81-90 kg.

Pro optimální návrh pomůcky bylo třeba zjistit také uživatelské preference cílové skupiny, která byla dotazována, zda preferuje mobilní nebo stabilní variantu této asistenční pomůcky. Ze statistického průzkumu je zřejmé, že potenciální klienti preferují spíše stabilní variantu (obrázek 29).



Obrázek 29 Graf znázorňující preferovanou variantu asistenční pomůcky

Nejčastější odpovědí na otázku, jaké benefity by měla tato asistenční pomůcka poskytnout byla odpověď a), tzn. pomůcka by měla poskytnout zejména oporu při zvedání z křesla a sedání do křesla. Méně častou odpovědí pak byla odpověď b), tedy možnost polohování při dlouhém sedu. Výsledky jsou znázorněny v grafu níže (obrázek 30).



Obrázek 30 Graf znázorňující počet odpovědí na otázku týkající se benefitů asistenční pomůcky

Z dalších dotazů uvedených v dotazníku vyplývá, že většina potenciálních klientů tráví večerní volný čas sezením u televize či jinou pasivní aktivitou, při které jsou v poloze vsedě (viz obrázek p1 4 příloha 1). Dále je z provedeného průzkumu patrné, že většina potenciálních klientů trpí tělesným omezením, která jim znemožňují nebo znesnadňují pohyb ze sedu do stoje a ze stoje do sedu (obrázek p1 5 příloha 1), přičemž většina z nich v současné době již používá některou z dostupných asistenčních pomůcek (obrázek p1 6 příloha 1). Dle většiny dotazovaných potenciálních klientů by cena této pomůcky, v případě, že by byla kofinancovaná pojišťovnou, neměla přesáhnout deset tisíc korun (obrázek p1 7 příloha 1). Nejčastějšími onemocněními vyskytujícími se v cílové skupině byly artróza, osteoporóza, obezita a diabetes (viz obrázek p1 8 příloha 1).

10 Návrh konstrukčního řešení

10.1 Požadavkový list

Požadavkový list definuje požadavky, které jsou brány v úvahu při návrhu vlastního konstrukčního řešení mechanismu. Tyto požadavky vycházejí z normy ČSN 91 0611, která definuje rozměry sedacího nábytku. Některé parametry byly navrženy na základě srovnání s trhem. Následně byly tyto požadavky ověřeny na základě odpovědi dotazníku, který byl vyplněn cílovou skupinou.

1. Mechanismus je koncipován na výšku klienta, která se pohybuje v rozmezí 150-190 cm
2. Norma ČSN 91 0611 neupravuje maximální nosnost sedacího nábytku, avšak konkurenční řešení jsou navržena na 150 kg. BMI jedince s hmotností 150 kg a výškou 170 cm (což je průměrná výška v ČR) činí 51,9. Dle statistik se však BMI 40+ objevuje u 1,4% mužů a 2,6% žen v české populaci. V cílové skupině se však žádný jedinec s tímto BMI neobjevil, proto je max. nosnost 150 kg považována za dostačující. U jedinců s vyšší hmotností je třeba hledat jiné řešení.
3. Mechanismus poskytuje oporu při vstávání z křesla a sedání do křesla.
4. Mechanismus lze ovládat pomocí ovládacího panelu
5. Ovládací panel je snadno dostupný, snadno ovladatelný.
6. Druh pohonu je lineární, vybraný tak, aby splňoval nejen výše uvedené parametry, ale také s ohledem na cenu a nastavitelnost rychlosti zdvihu.
7. Rychlost zdvihu je přizpůsobena tak, aby byl mechanismus použitelný jak pro osobu s omezenou možností pohybu či zdravotním postižením, tak pro zdravého jedince.
8. Mechanismus je stabilní, tedy je zabudován v jednom konkrétním křesle a nelze jej namontovat do jakéhokoliv křesla.
9. Velikost zdvihu je navržena dle průměrné výšky člověka.
10. Mechanismus je navržen tak, aby jeho cena včetně ceny pohonu byly co nejnižší vzhledem k požadované funkčnosti.

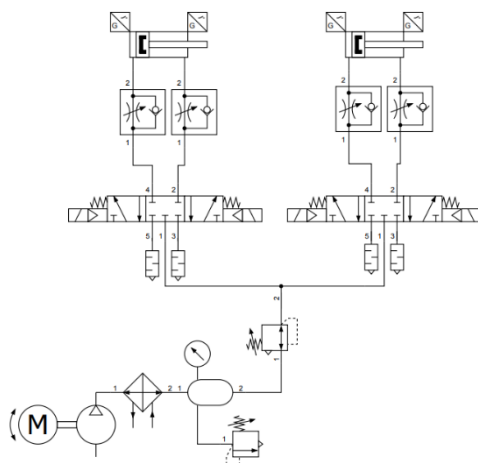
10.2 Návrh pohonu

Pro realizaci pohybu navrženého mechanismu budou použity lineární pohony. Tyto pohony mohou být hydraulické, pneumatické nebo elektrické.

První možnou variantou řešení je použití hydraulického lineárního pohonu. Výhodou hydraulických systémů je možnost přenesení velkých sil v tahu nebo tlaku. Proto jsou hydraulické systémy hojně využívány v zařízeních, kde je potřeba přenést velké síly a tlaky. Těmito zařízeními jsou například lisy, jeřáby apod. Hydraulické systémy využívají k přenosu energie kapalinu, přesněji tedy hydraulické oleje. U velkých strojů je také výhodou, že ačkoliv dokážou hydraulické systémy přenést velké síly a tlaky, komponenty hydraulických systému jsou poměrně malé. Pro účely mechanismu popsaného v této práci není však příliš vhodné použití hydraulického lineárního pohonu, a to z důvodu možného rizika kontaminace okolního prostředí olejem, zejména při poruše některého z komponent hydraulického systému, např. pokud dojde k poškození hadic pro kapalinu.

Druhou variantou řešení je použití elektro-pneumatického lineárního pohonu. Elektro-pneumatické pohony využívají na rozdíl od pohonů hydraulických k přenosu energie stlačený vzduch. Zde by tedy nehrozila kontaminace okolního prostředí olejem. Tato varianta byla zvažována. V případě pohonu pro navrhovaný mechanismus by se elektro-pneumatický

obvod skládal z kompresoru, který by plnil vzduchem vzdušník, aby nemusel být kompresor zapnutý nepřetržitě. Vzdušník by sloužil jako zásobárna vzduchu, aby mohlo dojít ke zdvihu jedince i bez nutnosti činnosti kompresoru. Součástí elektro-pneumatického obvodu by byly také pneumatické hadice, pojistné ventily, dvou nebo třípolohové ventily, pneumatické písty, řídicí jednotka, pomocí které by byl obvod ovládán a nastavován. K obvodu by bylo, stejně jako ke všem navrženým řešením, nutné navrhnout také dálkové ovládání pro uživatele mechanismu. Elektro-pneumatický obvod je složitější než elektrický z důvodu potřeby dvou medií – elektrická energie a stlačený vzduch. Jedno z možných uspořádání pneumatického obvodu je znázorněno na obrázku (obrázek 31).



Obrázek 31 Schéma pneumatického obvodu

Další možností jsou elektrické lineární pohony (například série MK32 od firmy Moteck - obrázek 32). Tyto pohony jsou vyhovující jak z hlediska velikostí zdvihu, tak z hlediska jejich možného zatížení. Pro zdvih pohonů je uváděno rozmezí od 50 do 600 mm. Maximální možné zatížení těchto pohonů je až 3500 N v tlaku i v tahu. Navíc jsou tyto motory poměrně tiché. Výrobce uvádí že úroveň hluku těchto lineárních motorů je menší nebo rovna 52 dB. Krytí motorů IP66 je pro prostředí, pro které je mechanismus navržen také dostačující. K motorům lze zakoupit také řídicí jednotku a dálkové ovládání. Motory jsou koncipovány pro vnitřní napětí 24 V a napájení ze sítě. Proudové zatížení se pak odvíjí od požadovaného maximálního zatížení motoru. K realizaci lineárního pohybu využívají tyto motory pohybový šroub s maticí. Výrobce umožňuje konfiguraci lineárního motoru dle požadavku klienta, kdy je možné zvolit požadovanou velikost jak motoru, tak zdvihu. Parametry lineárních motorů MK 32 jsou uvedeny v katalogovém listu. (viz příloha 2).



Obrázek 32 Lineární pohon Moteck MK32 [78]

10.3 Návrh základních parametrů mechanismu

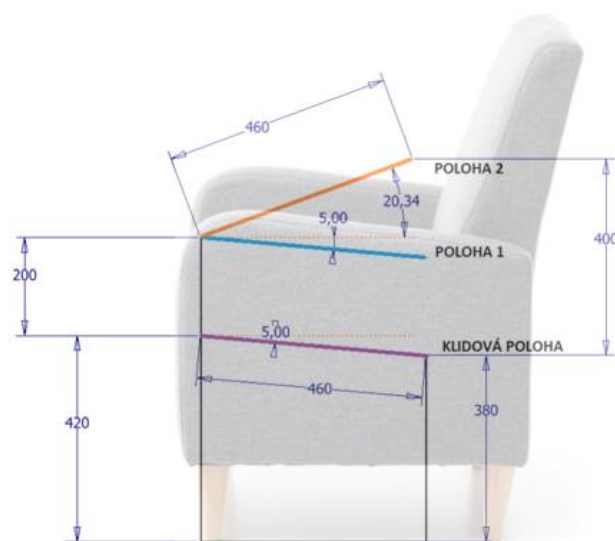
10.3.1 Základní rozměry mechanismu

Dle normy ČSN 91 0611 z roku 1988, která definuje rozměry sedacího nábytku, výška přední hrany sedadla odpočivného křesla by měla být minimálně 370 mm bez zatížení. Minimální hodnota hloubky sedáku je 420 mm a minimální šířka sedadla 500 mm. Na stránkách Nábytkářského informačního systému je uvedena hodnota optimálního sklonu sedáku při zatížení dle aktuálních antropometrických měření 5-10°. [79]

Rozměry mechanismu byly definovány na základě této normy. Výška přední hrany sedadla je 420 mm. Při návrhu výšky přední hrany sedadla bylo zohledněno, že na sedáku mechanismu bude přimontován pěnový sedák s výškou 70 mm. Celková výška přední hrany sedadla tedy bude činit 490 mm bez zatížení.

Sedák mechanismu je navržen tak, aby byl dodržen optimální sklon sedáku při zatížení, tedy 5°. Výška zadní hrany sedáku je tedy 380 mm. Hodnota hloubky sedáku byla stanovena na 460 mm a šířka sedáku na 520 mm.

Skutečný pohyb při vstávání ze sedu/sedání ze stoje byl nahrazen zjednodušeným pohybem, složeným z přímočarého pohybu ve svislé ose – zdvihnutí do výšky 200 mm (poloha 1) a následného naklopení kolem přední hrany sedáku o cca 25 stupňů (poloha 2). Parametry sedáku včetně dílčích poloh jsou vyobrazeny na obrázku (obrázek 33).



Obrázek 33 Schéma navržených rozměrů mechanismu (mm)

10.3.2 Požadovaná doba zdvihu

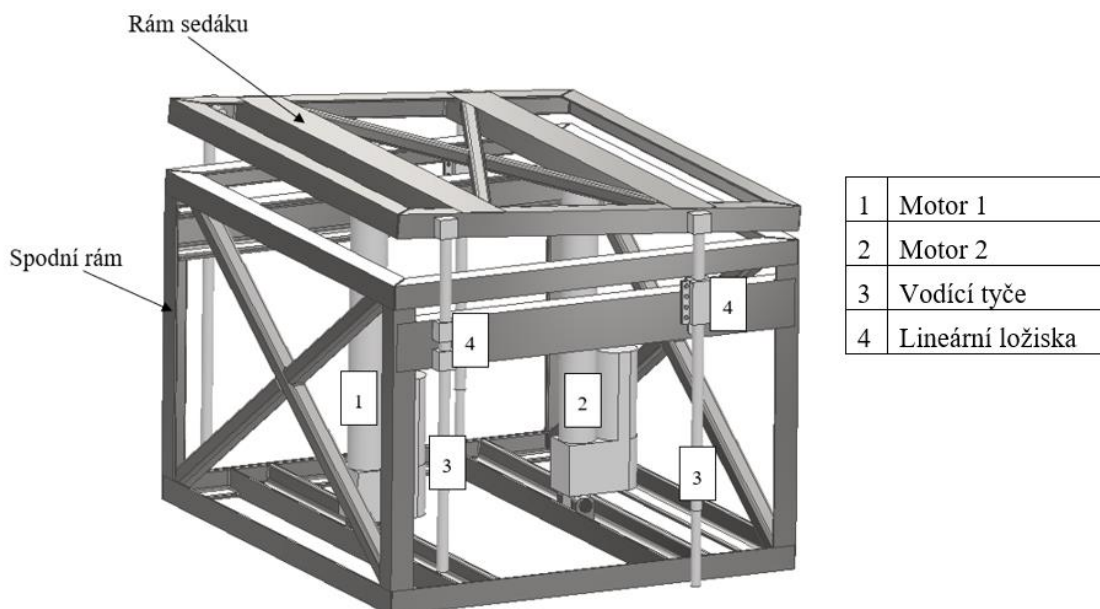
Jak již bylo uvedeno, dle studie Schenkman et al byla naměřena průměrná doba vstávání ze sedu do stoje u zdravého jedince 1,95 s. Vzhledem k tomu, že většina potenciálních klientů trpí určitým onemocněním a jedná se zejména o osoby vyššího věku, byla optimální doba zdvihu mechanismu navržena na 10 – 15 s.

10.4 Návrhy konstrukčního řešení

10.4.1 Varianta 1

První varianta konstrukčního řešení se skládá ze spodního rámu a rámu sedáku. Rám sedáku je se spodním rámem spojen dvěma lineárními elektrickými motory a vedením. Spojení motorů se spodním rámem a motorů s rámem sedáku je realizováno rotačními vazbami, aby bylo umožněno naklonění motorů během zvedání rámu sedáku do definovaných poloh. Motor, který se nachází v přední části rámu sedáku je od přední hrany rámu sedáku uložen ve 100 mm. Motor uložený v zadní části sedáku je uložen 340 mm od přední hrany rámu sedáku. Vedení je realizováno čtyřmi vodícími tyčemi. Dvě vodící tyče jsou uloženy v přední části mechanismu a dvě v zadní části mechanismu. Přední vodící tyče jsou v horní části uloženy rotačně v rámu sedáku, aby bylo umožněno naklápění rámu sedáku, a tedy dodržení požadované kinematiky mechanismu. Ve spodním rámu jsou pak pevně uložena ložiska, která zajišťují posuvný pohyb vodících tyčí a eliminují silová zatížení a klopné momenty vznikající pohybem a zatížením sedáku. V zadní části mechanismu jsou vodící tyče uloženy v rámu sedáku také rotačně, z důvodu umožnění naklonění sedáku při pohybu. Se spodním rámem jsou pak vodící tyče spojeny pomocí lineárních ložisek, která jsou uložena v ložiskových domcích. Ložisková pouzdra jsou rotačně uložena v rámu mechanismu. Při pohybu zadního motoru z polohy jedna do polohy dva, tedy při naklápění sedáku musí být umožněno také naklonění vedení, aby mohl být pohyb zrealizován. Varianta 1 je popsána pomocí schematického modelu na obrázku (obrázek 34).

Kinematika tohoto řešení je následující: oba motory jedou v první fázi současně. Přední motor (motor 1) se zastaví ve své koncové poloze a zadní motor (motor 2) pokračuje ve zdvihu do své koncové polohy. Rám sedáku se je tedy plynule zvednut z klidové polohy do polohy 2.

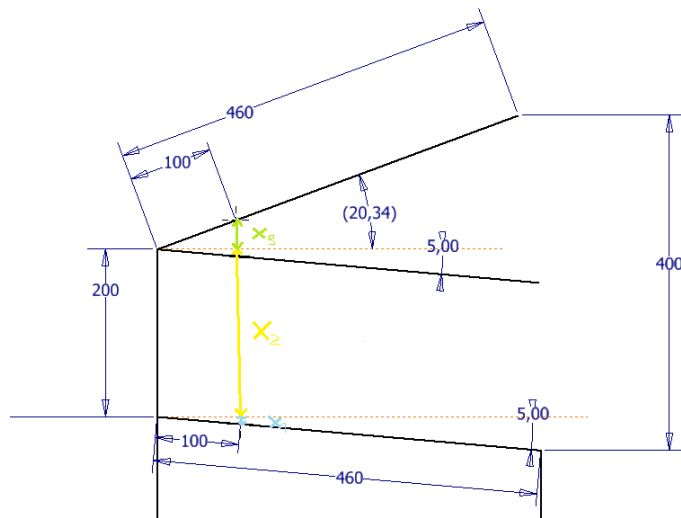


Obrázek 34 Schématický model první varianty řešení

Orientační výpočet potřebného zdvihu lineárních motorů:

Vzhledem k tomu, že výpočet orientační hodnoty zdvihu je při výběru pohonu dostatečný, je ve výpočtu zanedbáno naklonění pohonu při výsuvu a trojúhelníky znázorňující schémata (obrázek 35 a obrázek 36) jsou uvažovány jako pravoúhlé.

Motor 1



Obrázek 35 Schéma pro výpočet zdvihu motoru

Výpočet vzdálenosti x_1 :

$$\sin 5 = \frac{x_1}{100}$$

$$x_1 = \sin 5 \cdot 100 = \mathbf{8,71 \text{ mm}}$$

Vzdálenost x_2 :

$$x_2 = \mathbf{200 \text{ mm}}$$
 (vyplývá z kinematiky pohybu mechanismu)

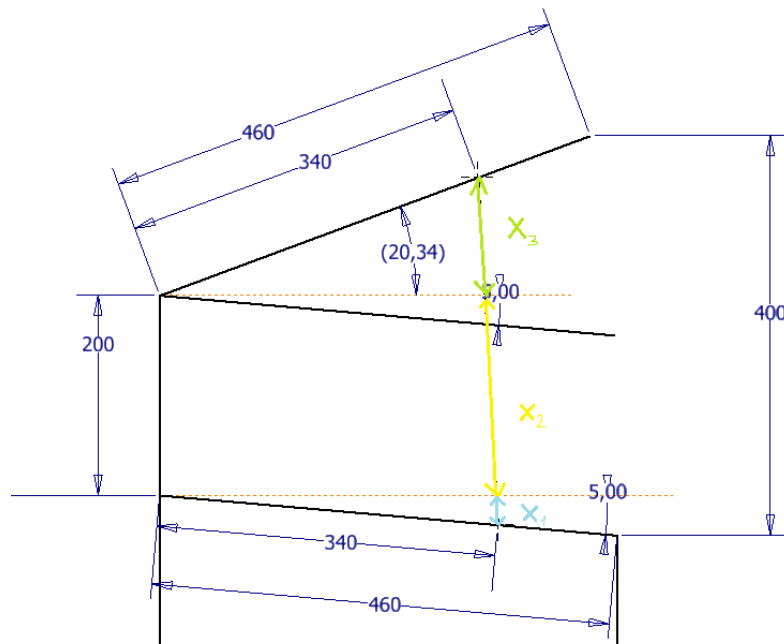
Výpočet vzdálenosti x_3 :

$$\sin 20,34 = \frac{x_3}{100}$$

$$x_3 = \mathbf{34,76 \text{ mm}}$$

Výška zdvihu předního motoru je $x_1 + x_2 + x_3 = \mathbf{243,47 \text{ mm}}$

Motor 2



Obrázek 36 Schéma pro výpočet zdvihu motoru

Výpočet vzdálenosti x_1 :

$$\sin 5 = \frac{x_1}{340}$$

$$x_1 = \sin 5 \cdot 340 = \mathbf{29,633 \text{ mm}}$$

Vzdálenost x_2 :

$$x_2 = \mathbf{200 \text{ mm}}$$
 (vyplývá z kinematiky pohybu mechanismu)

Výpočet vzdálenosti x_3 :

$$\sin 20,34 = \frac{x_3}{340}$$

$$x_3 = \mathbf{118,18 \text{ mm}}$$

Orientační výška zdvihu zadního motoru je $x_1 + x_2 + x_3 = \mathbf{347,81 \text{ mm}}$

Orientační výpočet dostupného prostoru pro motory:

Motor 1

$$420 - x_1 = 420 - 8,71 = \mathbf{411,29 \text{ mm}}$$

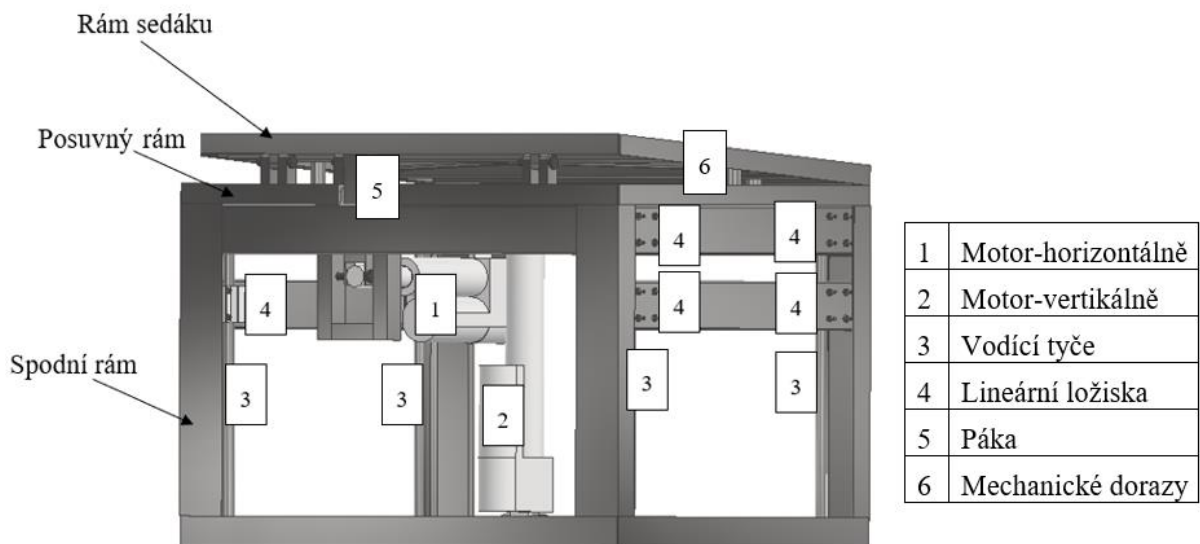
Motor 2

$$420 - x_1 = 420 - 29,633 = \mathbf{390,367 \text{ mm}}$$

Požadovaný zdvih předního motoru (motor 1) je 250 mm a prostor pro motor činí 411, 29 mm. Velikost motoru se zdvihem 250 mm je dle katalogu 372 mm, přední motor tedy vyhovuje jak zdvihem, tak velikostí. Požadovaný zdvih zadního motoru (motor 2) je 350 mm a prostor pro motor činí 390, 267 mm. Velikost motoru se zdvihem 350 mm je dle katalogu 482 mm. Zadní motor se tedy do mechanismu nevejde. Tuto variantu řešení tedy nelze použít z důvodu velikosti zadního motoru.

10.4.2 Varianta 2

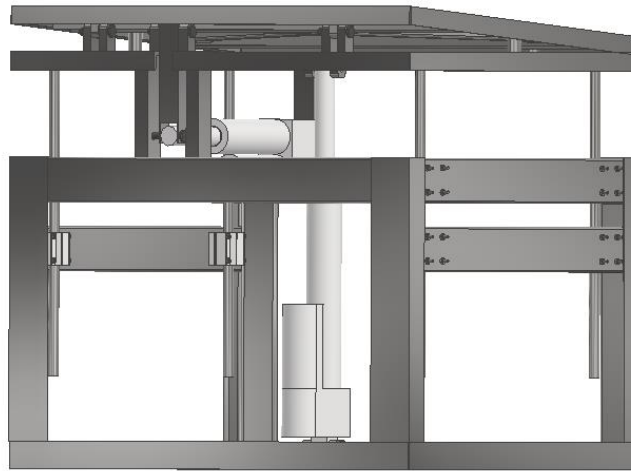
Druhá varianta konstrukčního řešení mechanismu je složená ze základního rámu, na který je pomocí vedení upevněn posuvný rám. Rám sedáku je pak připojen k pomocnému rámu v rotačním uložení páky a dalšími dvěma klouby uloženými na pravé i levé straně přední části sedáku. Tato rotační spojení jsou uložena v jedné ose rotace. Motor, který je v mechanismu uložen vertikálně je rotačně připevněn jedním koncem k základnímu rámu a druhým k rámu posuvnému. Tento pohon zajišťuje pohyb posuvného rámu. Vedení se skládá z vodících tyčí, které jsou pevně připojeny k posuvnému rámu a uloženy v lineárních ložiscích, která umožňují jejich pohyb. Ložiska jsou pomocí ložiskových domků pevně připojena k základnímu rámu mechanismu. Druhý motor je v mechanismu uložen horizontálně. Posuvný konec motoru je připojen k páce, která je pevně spojena s rámem sedáku pod úhlem 5° a rotačně s posuvným rámem. Pohon je připojen rotačně k páce i k pomocnému rámu. Na posuvném rámu jsou umístěny mechanické dorazy usnadňující držení sedáku v klidové poloze a snadné „dosednutí“ rámu sedáku při pohybu z polohy 2 do původní polohy. Popsaná varianta (v klidové poloze) je znázorněna pomocí schematického modelu na obrázku (obrázek 37).



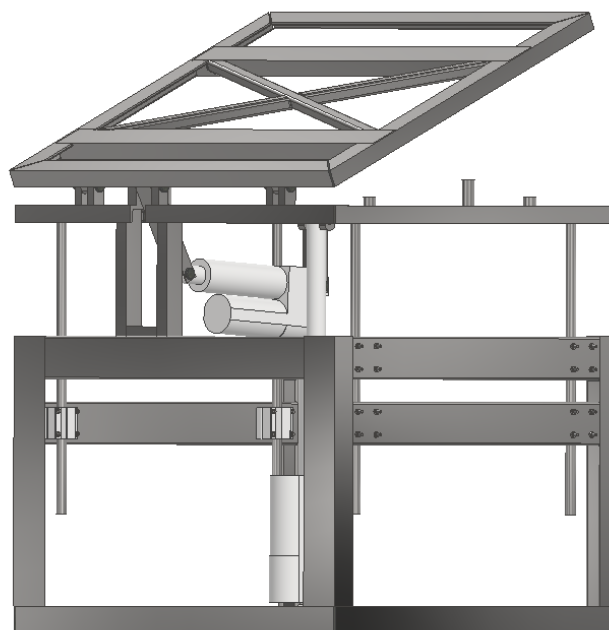
Obrázek 37 Schematický model druhé varianty řešení

Kinematika tohoto řešení je následující: Motor, který je v mechanismu uložen vertikálně vysune pomocný rám do polohy 1 (viz obrázek 38). Tento pohon je tedy v klidové poloze zasunutý a v koncové poloze plně vysunutý. Pohon, který je v mechanismu uložen horizontálně

je v klidovém stavu vysunutý. Tím, že se tento motor zasouvá a táhá za páku, která je pevně připojena k rámu sedáku, dochází k naklonění rámu sedáku do polohy 2 (viz obrázek 39).



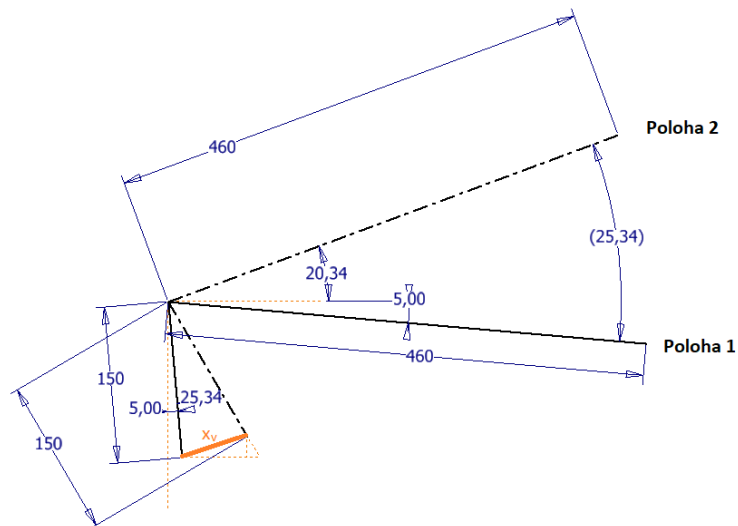
Obrázek 38 Schematický model druhé varianty v poloze 1



Obrázek 39 Schematický model druhé návrhu v poloze 2

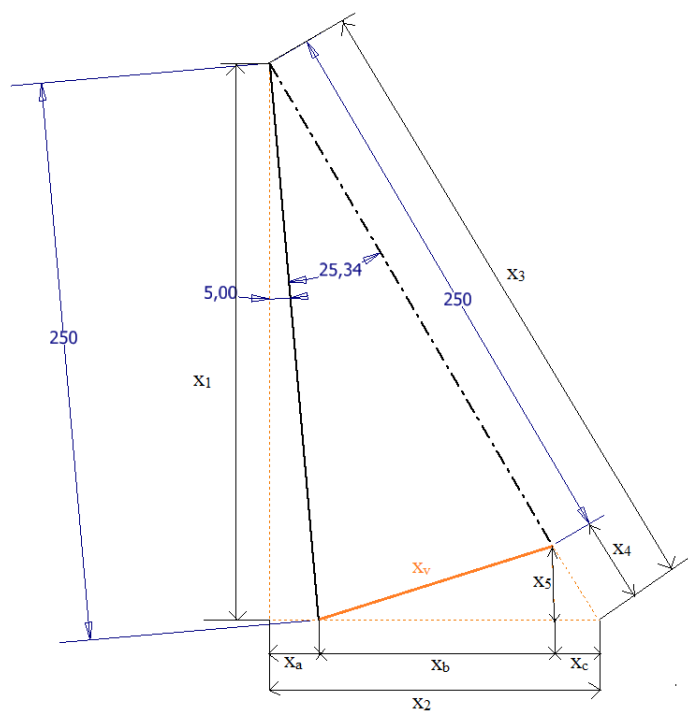
Orientační výpočet potřebných zdvihů motorů:

Dle výše popsané kinematiky je rám sedáku posunut z polohy 1 do polohy 2 o úhel $25,34^\circ$. Páka, která je se sedákem pevně spojena je posunuta o stejný úhel (viz obrázek 40).



Obrázek 40 Schéma pro výpočet délky zdvihu horizontálně uloženého motoru

Hodnoty, jejichž výpočet je potřebný k výpočtu velikosti zdvihu jsou znázorněny ve schématu pro výpočet velikosti zdvihu (obrázek 41).



Obrázek 41 Schéma pro výpočet pomocných hodnot pro výpočet zdvihu

$$\cos 5 = \frac{x_1}{250}$$

$$x_1 = \cos 5 \cdot 250 = 249,048 \text{ mm}$$

$$\cos 30,34 = \frac{249,048}{x_2}$$

$$x_2 = \frac{249,048}{\cos 30,34} = 288,569 \text{ mm}$$

$$x_3 = x_2 - 250 = 288,569 - 250 = 38,569 \text{ mm}$$

$$x_4 = \sqrt{x_2^2 - x_1^2} = \sqrt{288,569^2 - 249,048^2} = 145,764 \text{ mm}$$

$$\sin 5 = \frac{x_a}{250}$$

$$x_a = \sin 5 \cdot 250 = 21,789 \text{ mm}$$

$$\sin 30,34 = \frac{x_c}{38,569}$$

$$x_c = \sin 30,34 \cdot 38,569 = 19,482 \text{ mm}$$

$$x_b = x_4 - x_a - x_c = 145,764 - 21,789 - 19,482 = 104,493 \text{ mm}$$

$$\cos 30,34 = \frac{x_5}{38,569}$$

$$x_5 = \cos 30,34 \cdot 38,569 = 33,287 \text{ mm}$$

$$x_v = \sqrt{x_5^2 + x_b^2} = \sqrt{33,287^2 + 104,493^2} = \mathbf{109,667 \text{ mm}}$$

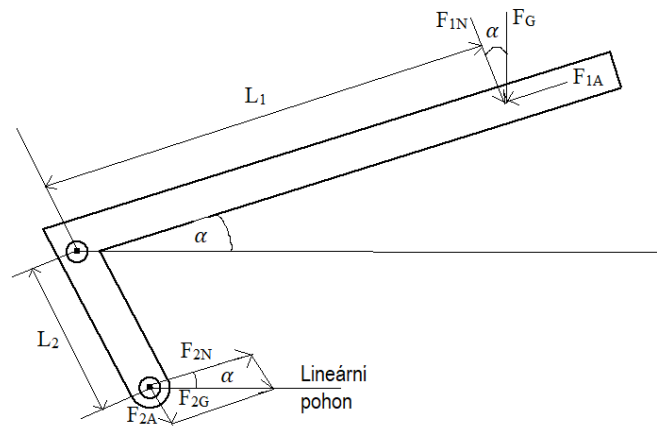
Zdvih horizontálně uloženého motoru je 109,667 mm. Dle katalogu výrobce je možné zakoupit motor s velikostí zdvihu 110 mm. Velikost tohoto motoru ve vysunutém stavu je 332 mm. Prostor pro motor je 460 mm. Umístění pohonu do požadované polohy je možné.

Orientační výpočet síly horizontálně uloženého motoru, potřebné pro realizaci požadovaného zdvihu:

Na rám sedáku působí v místě těžiště, které je ve vzdálenosti 340 mm od přední hrany sedáku, gravitační síla sedící osoby. Vzhledem k požadavku dimenzování mechanismu na hmotnost 150 kg je tato síla vypočtena jako $F_G = m \cdot a$, kde m je hmotnost sedící osoby a a je gravitační zrychlení (10 m/s^2). Výpočet síly F_G je tedy:

$$F_G = 150 \cdot 10 = \mathbf{1500 \text{ N}}$$

Síly působící na sedák a síly přenášené na horizontálně uložený pohon jsou znázorněny na obrázku (obrázek 42).



Obrázek 42 Schematické znázornění sil pro výpočet přenosu sil

Výpočet sil působící na rám sedáku:

$$\alpha = 20,34^\circ$$

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

$$F_{1N} = \cos \alpha \cdot F_G = \cos 20,34 \cdot 1500 = 1406,47 \text{ N}$$

$$F_{1A} = \sin \alpha \cdot F_G = \sin 20,34 \cdot 1500 = 521,385 \text{ N}$$

Výpočet sil přenesených pákou na pohon:

Pro výpočet rovnováhy na páce platí:

$$M_1 = M_2 \quad (1)$$

$$F_1 \cdot L_1 = F_2 \cdot L_2 \quad (2)$$

Ze vztahu (2) tedy vyplývá:

$$F_{1N} \cdot L_1 = F_{2N} \cdot L_2$$

Vzdálenost těžiště sedící osoby od přední hrany sedáku $L_1 = 340 \text{ mm}$.

Délka ramene páky $L_2 = 250 \text{ mm}$, potom:

$$1406,47 \cdot 340 = F_{2N} \cdot 250$$
$$F_{2N} = \frac{1406,47 \cdot 340}{250} = 1912,79 \text{ N}$$

Ze schématu na obrázku (obrázek 45) tedy plyne:

$$\cos \alpha = \frac{F_{2N}}{F_{2G}}$$

$$F_{2G} = \frac{F_{2N}}{\cos \alpha}$$

$$F_{2G} = \frac{1912,79}{\cos 20,34} = \mathbf{2039,99\ N}$$

$$\sin \alpha = \frac{F_{2A}}{F_{2G}}$$

$$F_{2A} = \sin \alpha \cdot F_{2G} = \sin 20,34 \cdot 2039,99 = \mathbf{709,08\ N}$$

Síla, kterou musí pohon vyvinout na páku pro udržení rámu sedáku v poloze 2 je 1912,79 N. Síla, kterou musí pohon vyvinout pro opětovné navrácení sedáku do původní polohy je 2039,99 N. Síla, která na pohon působí v radiálním směru je 709,08 N. Pohon musí vyvinout takovou sílu, aby byl schopen zvednout sedák se sedící osobou. Po určení standardní hodnoty bezpečnosti $k = 1,2$ je síla potřebná ke zvednutí sedáku do potřebné polohy (poloha 2) 2447,988 N. Dle katalogu výrobce je možné zakoupit pohon, jehož síla v tahu i tlaku je 2500 N.

Zdvih vertikálně uloženého motoru:

Zdvih motoru, který je uložen vertikálně a zajišťuje pohyb posuvného rámu musí být, jak plyne z navržené kinematiky a navržených rozměrů mechanismu, 200 mm. Velikost tohoto motoru dle katalogu výrobce je v původním zasunutém stavu 322 mm. Prostor, který je pro uložení motoru v rámu je 360 mm. Tento motor je tedy možné použít pro zdvih posuvného rámu do požadované polohy.

Orientační určení síly vertikálně uloženého motoru:

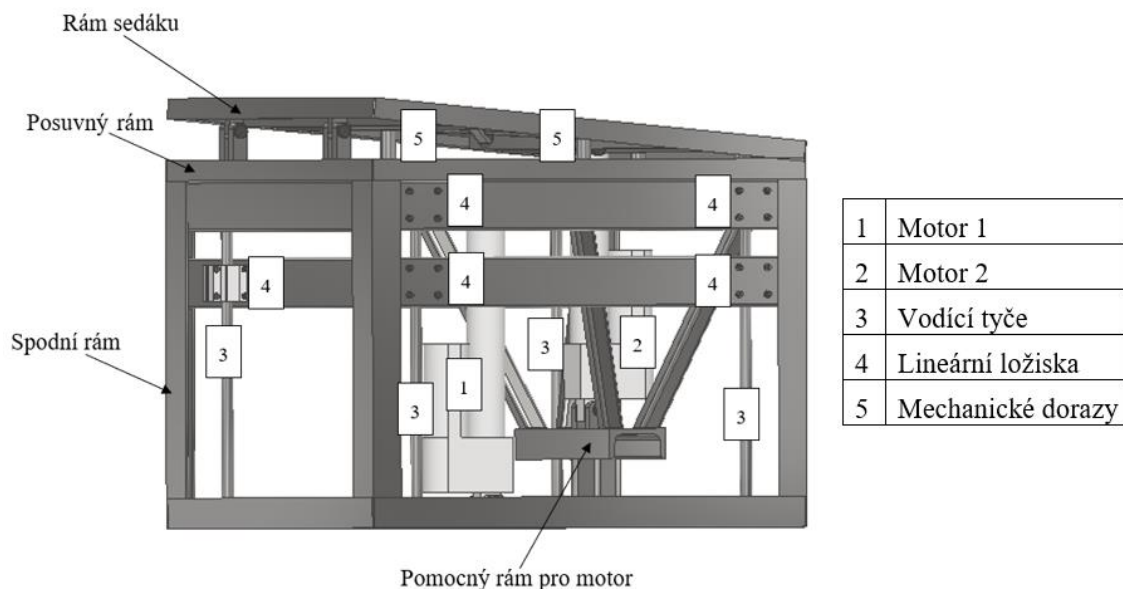
Vertikálně uložený motor zvedá konstrukci posuvného rámu s rámem sedáku, která je zatížena silou vyplývající z hmotnosti sedící osoby. Je – li tedy hmotnost sedící osoby 150 kg a hmotnost rámu v závislosti na použitém materiálu 10 kg. Celkové zatížení motoru je, dle již zmíněného vztahu $F = m \cdot a$ rovno 1600 N. Uvažovaná hodnota bezpečnosti k je 1,2. Po přenásobení působícího zatížení koeficientem bezpečnosti je síla, kterou musí pohon vyvinout pro vykonání požadovaného pohybu 1920 N. Výrobce zvolených pohonů umožňuje dodání motoru se zdvihem 200 mm a silou v tahu i tlaku 2000 N. Pro určení přesného namáhání rámu a motoru by však bylo potřeba provést detailnější analýzu.

10.4.3 Varianta 3

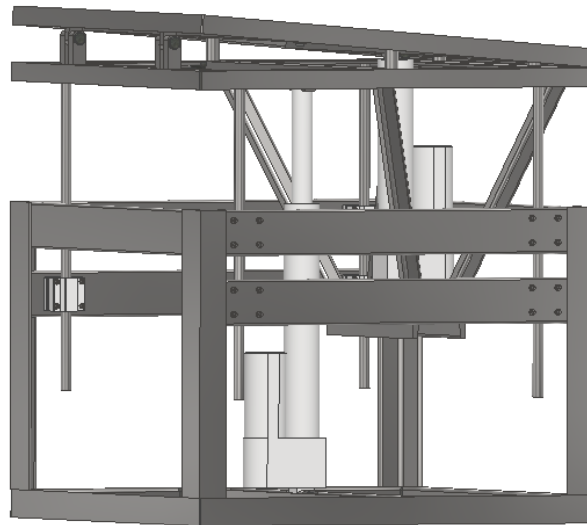
Třetí varianta konstrukčního řešení je složena ze tří rámových konstrukcí podobně jako u druhého návrhu. První částí je základní rám, který je prostřednictvím vedení spojen s výsuvným rámem. Vedení je složeno ze čtyř vodících tyčí. Každá vodící tyč je uložena ve dvou ložiskových domcích, které jsou pevně přimontovány k základnímu rámu pomocí

šroubového spoje. Třetí rámovou konstrukcí je rám sedáku. Přední hrana rámu sedáku je s výsuvným rámem spojena dvěma kloubovými spoji. Tyto spoje leží v jedné ose rotace. Pohyb je zajištěn dvěma motory. Jeden pohon (motor 1) je spojen rotační vazbou se základním rámem na jeho tuhém konci a na druhém konci je výsuvná část pohonu připevněna rotační vazbou k výsuvnému rámu mechanismu. Zmíněný pohon je uložen přesně ve středu výsuvného rámu. Druhý motor (motor 2), který je uložen v zadní části mechanismu, je rotačním spojem připevněn k pomocnému rámu. Pohon je uložen 340 mm od přední hrany rámu sedáku, tedy přesně pod předpokládaným působením těžiště sedící osoby. Pomocný rám je svarovým spojem pevně upevněn k posuvnému rámu mechanismu. Výsuvná část druhého motoru je rotačně spojena se sedákem. Na posuvném rámu se nachází také mechanické dorazy, které při pohybu zpět do původní polohy zajišťují oporu při koncovém „dosednutí“ sedáku na pomocný rám.

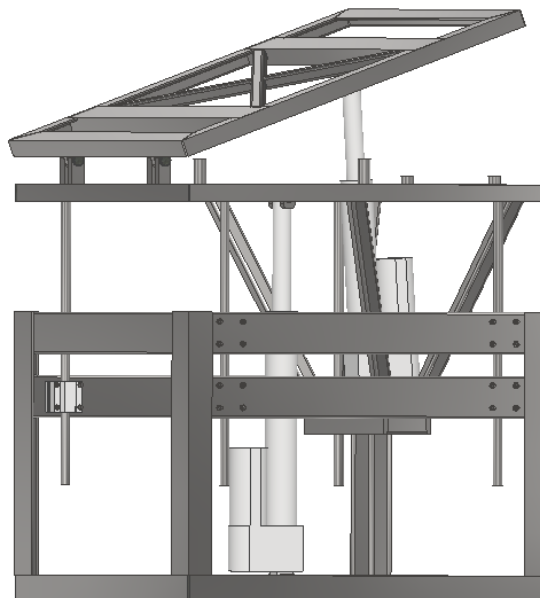
Kinematika tohoto mechanismu je následující: motor 1 zajistí vysunutí pomocného rámu z klidové polohy (obrázek 43) do polohy 1 (obrázek 44). Motor 2, který je umístěn v zadní části sedáku zajišťuje naklopení sedáku z polohy 1 do polohy 2 (obrázek 45).



Obrázek 43 Schematický model třetí varianty řešení v klidové poloze



Obrázek 44 Schématický model třetí varianty řešení v poloze 1



Obrázek 45 Schématický model třetí varianty řešení v poloze 2

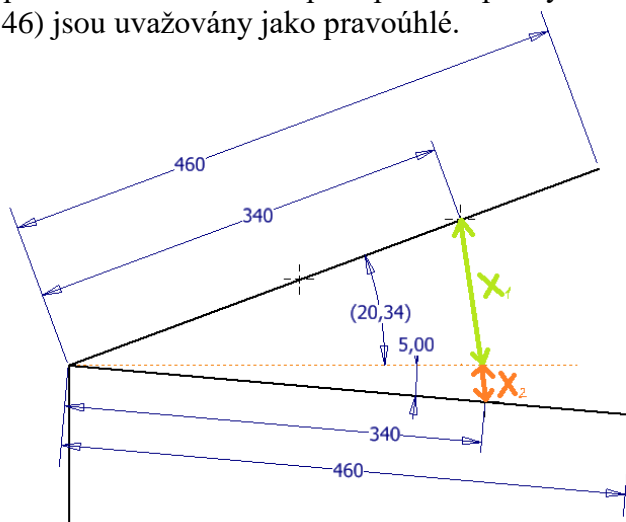
Orientační výpočet zdvihu pohonů:

Motor 1

Z požadované kinematiky a stanovených rozměrů mechanismu vyplývá, že délka zdvihu motoru 1 je 200 mm. Jak již bylo uvedeno u předchozího řešení, prostor pro uložení motoru do rámu je 360 mm a velikost motoru se zdvihem 200 mm je dle katalogu 322 mm. Motor tedy splňuje požadavek na velikost pohonu.

Motor 2

Vzhledem ke skutečnosti, že výpočet orientační hodnoty zdvihu je dostatečný při výběru pohonu, je ve výpočtu zanedbáno naklopení pohonu při výsuvu a trojúhelníky znázorňující schéma (obrázek 46) jsou uvažovány jako pravouhlé.



Obrázek 46 Schéma pro výpočet orientačního zdvihu motoru 2

$$\sin 5 = \frac{x_2}{340}$$

$$x_2 = \sin 5 \cdot 340 = \mathbf{29,67 \text{ mm}}$$

$$\sin 20,34 = \frac{x_1}{340}$$

$$x_1 = \sin 20,34 \cdot 340 = \mathbf{118,18 \text{ mm}}$$

Orientační zdvih pohonu, který je potřebný pro vyklopení rámu sedáku do požadované polohy je $x_1 + x_2 = 29,67 + 118,18 = 147,85 \text{ mm}$. Dle katalogu je možné zvolit pohon se zdvihem 150 mm. Velikost tohoto pohonu je 262 mm. Prostor pro umístění motoru 2 v rámu mechanismu je 390 mm. Motor 2 tedy splňuje požadavky na zdvih i velikost pohonu.

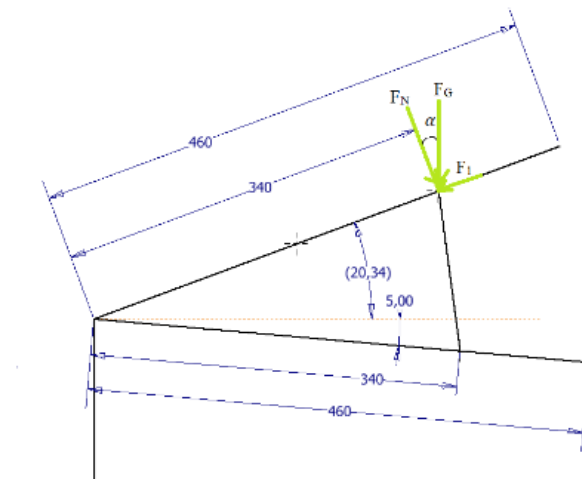
Orientační výpočet síly pohonů:

Motor 1

Motor 1 zvedá stejně jako v případě třetí varianty řešení konstrukci posuvného rámu s rámem sedáku. Tato konstrukce je zatížena silou, která vyplývá z hmotnosti sedící osoby. Je – li tedy hmotnost sedící osoby 150 kg a hmotnost rámu v závislosti na použitém materiálu 10 kg. Celkové zatížení motoru je, dle již zmíněného vztahu $F = m \cdot a$ rovno 1600 N, stejně jako v případě předchozího konstrukčního návrhu. Síla, kterou musí pohon vyvinout pro vykonání požadovaného pohybu je po přenásobení hodnoty koeficientem bezpečnosti ($k = 1,2$) 1920 N. Výrobce vybraných pohonů nabízí pohon se zdvihem 200 mm a silou v tahu i tlaku 2000 N.

Motor 2

Pro výpočet orientační síly pohonu 2 je třeba provést rozklad gravitační síly, kterou působí sedící osoba na rám sedáku. Tento výpočet vychází z úvahy, že výslednice spojitého zatížení působícího na rám sedáku je právě zmíněná gravitační síla F_G . Provedený rozklad sil je schematicky znázorněn na obrázku (obrázek 47).



Obrázek 47 Schéma rozkladu sil působících na motor 2

$$\alpha = 20,34^\circ$$

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

$$F_{1N} = \cos \alpha \cdot F_G = \cos 20,34 \cdot 1500 = 1406,47 \text{ N}$$

$$F_{1A} = \sin \alpha \cdot F_G = \sin 20,34 \cdot 1500 = 521,385 \text{ N}$$

Síla působící na motor 2 v poloze 2 je 1406,47 N. Po uvážení koeficientu bezpečnosti ($k = 1,2$) je síla působící na motor 2 1687,764 N. Dle nabídky výrobce by byl optimální pohon se silou v tahu i tlaku 2000 N.

Tato varianta řešení byla vybrána jako finální varianta návrhu mechanismu pro zdvih osob ze sedu do stoje. V následující kapitole bude popsáno konstrukční řešení této varianty. Pro určení přesného zatížení konstrukce a pohonů bude provedena přesná analýza.

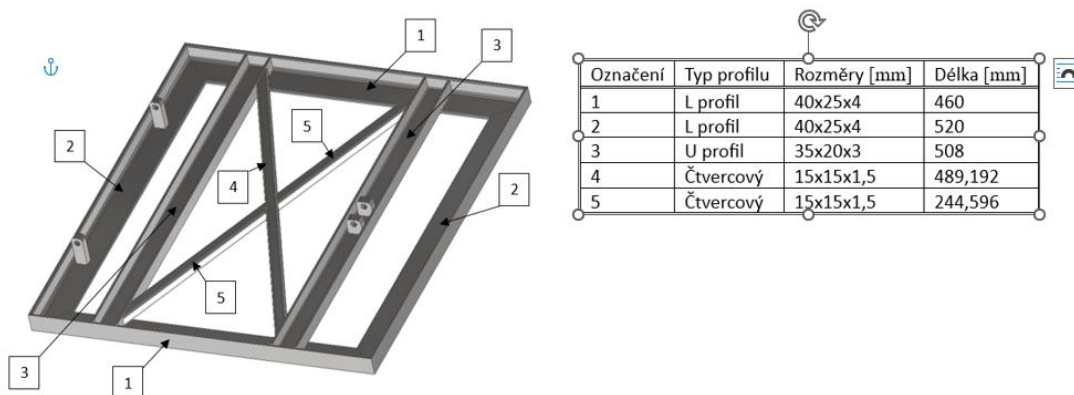
10.5 Vlastní návrh vybraného konstrukčního řešení

Z navržených variant byla vybrána varianta 3, protože je konstrukčně jednodušší než varianta 2. Varianta 1 byla zamítnuta, protože je nerealizovatelná. V následujícím textu bude popsáno konstrukční řešení této varianty.

10.5.1 Návrh rámu sedáku

Rám sedáku představuje konstrukci svařenou z ocelových profilů. Pro vnější rám byly vybrány nerovnoramenné L profily o velikosti 40x25x4 mm. K vnějšímu rámu jsou přivařeny

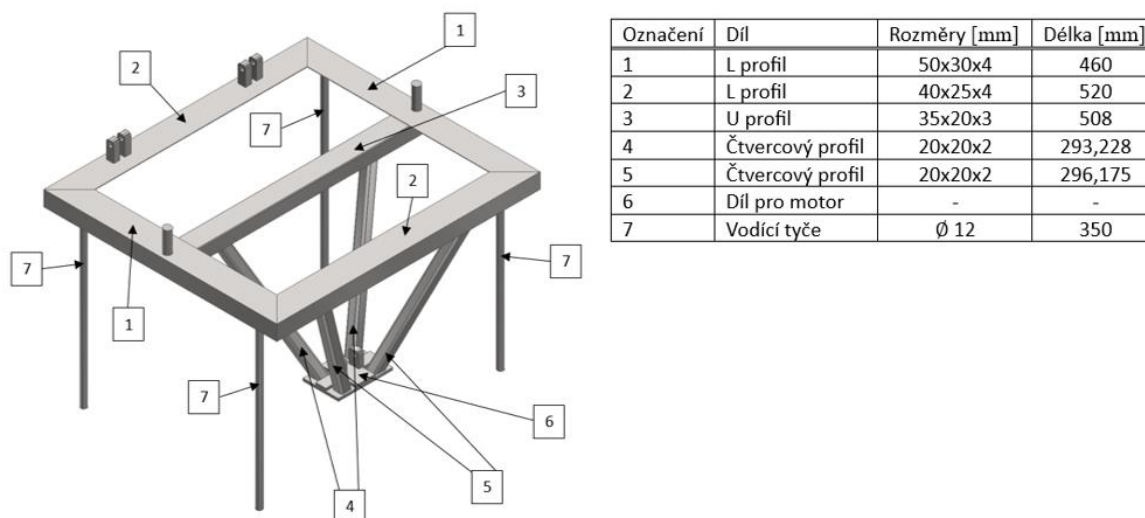
U profily o velikosti 35x20x3 mm. Pro výztuž sedáku jsou použity čtvercové profily o velikosti 15x15x1,5 mm. K rámu jsou pomocí svaru upevněny části kloubových spojů. Konstrukce je zobrazena na obrázku (obrázek 48).



Obrázek 48 Návrh rámu sedáku

10.5.2 Návrh posuvného rámu

Konstrukce posuvného rámu je svařena z profilů L o velikosti 50x30x4 mm a U profilu o velikosti 35x20x3 mm. K posuvnému rámu je pomocí svarů připevněn pomocný rám pro motor, který je složen z dílu pro uchycení motoru a čtvercových profilů o velikosti 20x20x2 mm. Na spodní straně L profilů posuvného rámu jsou přivařeny vodící tyče o průměru 12 mm. Díly pro kloubové spoje jsou k rámu připevněny pomocí svaru. Na horní ploše L profilů jsou přivařeny západky pro dosednutí rámu. Materiál konstrukce je ocel. Návrh posuvného rámu je na obrázku (obrázek 49).

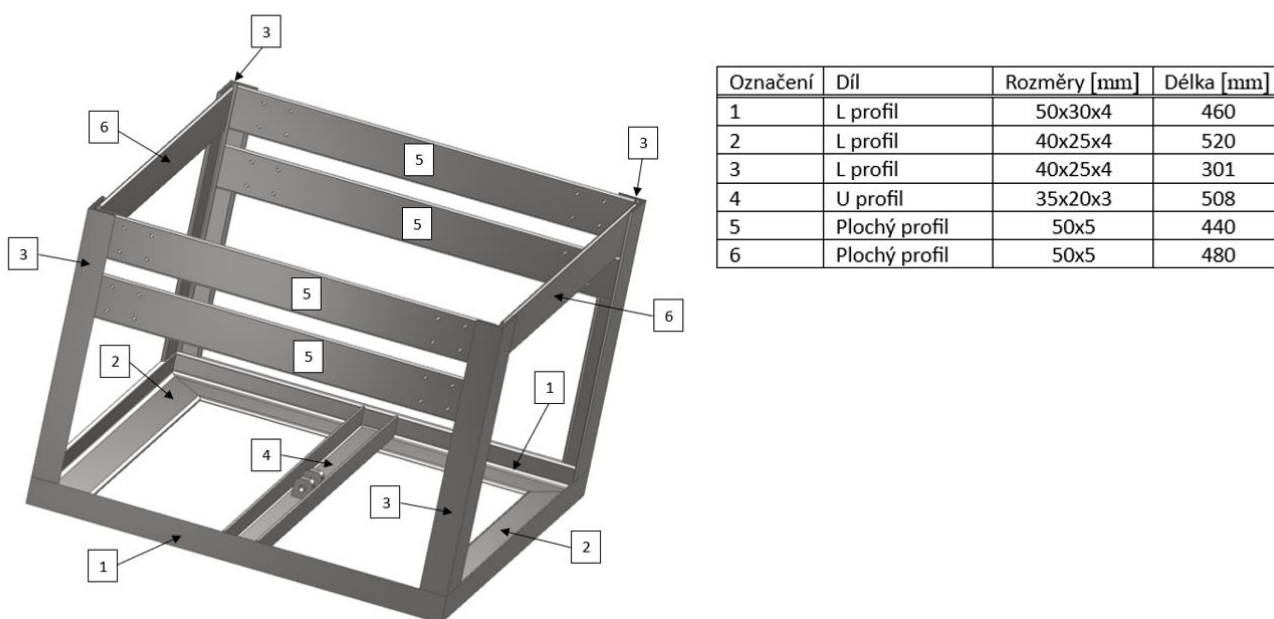


Obrázek 49 Návrh posuvného rámu

10.5.3 Návrh spodního rámu

Spodní rám mechanismu je svařen z ocelových L profilů. Velikost L profilů je 50x30x4 mm. U profil o velikosti 35x20x3 mm je dolní částí rámu přivařen k L profilům. Velikost

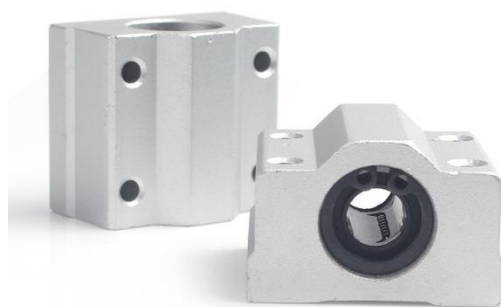
plochých profilů je 50x5 mm. Na U profilu spodního rámu jsou navařeny díly kloubového spoje. Materiál konstrukce je ocel. Návrh spodního rámu je znázorněn na obrázku (obrázek 50).



Obrázek 50 Návrh spodního rámu

10.5.4 Návrh ložiskových domků

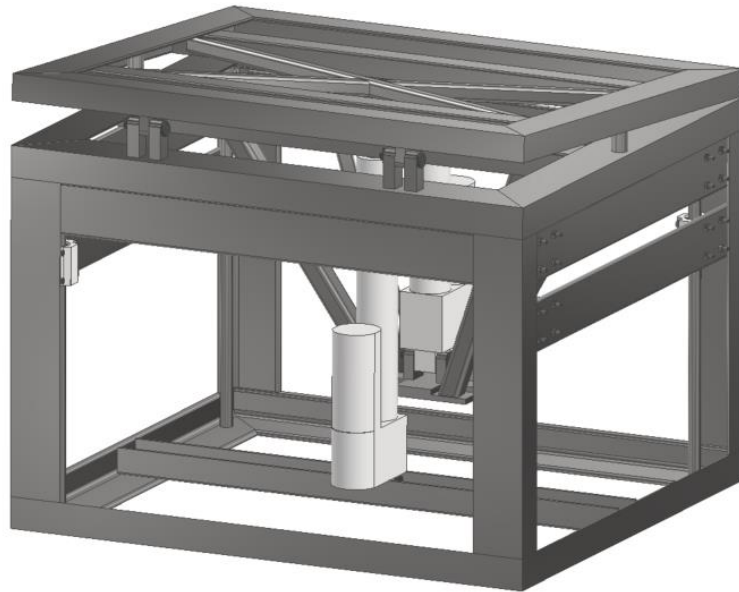
Pro mechanismus byly vybrány ložiskové domky typu SC12UU o vnitřním průměru 12 mm (obrázek 51).



Obrázek 51 Lineární ložiska s vozíky SC [80]

10.5.5 Sestavení všech konstrukčních celků

Kloubové spojení motorů s konstrukcí a kloubových dílů v přední části rámu je realizováno pomocí čepů s vyvrtaným dřikem. Čepy jsou jištěny závlačkami. Ložiskové domky jsou ke konstrukci připevněny šroubovými spoji. Model sestavených konstrukčních celků je na obrázku (obrázek 52).



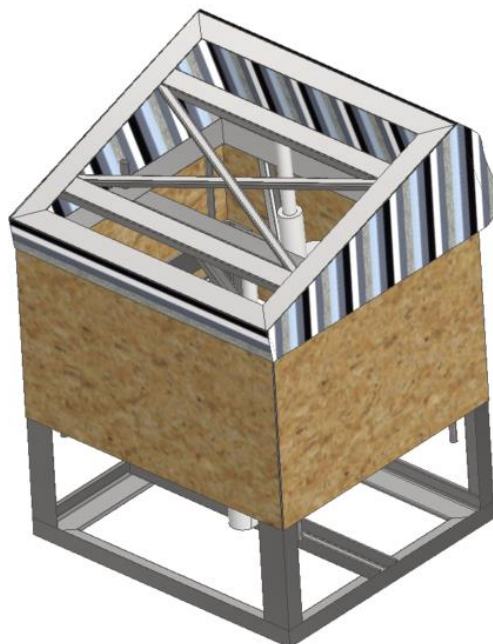
Obrázek 52 Model sestavených konstrukčních celků mechanismu

10.5.6 Návrh antikorozní povrchové úpravy

Mechanismus nebude umístěn v žádných extrémních podmínkách, proto byla jako antikorozní povrchová úprava zvolena syntetická antikorozní barva, vhodná k nátěru ocelových konstrukcí.

10.5.7 Zakrytování mechanismu

Pro zajištění bezpečnosti mechanismu bylo navrženo zakrytování pomocí tenkých dřevovláknitých desek. Tyto desky jsou upevněny k posuvnému rámu mechanismu pomocí šroubových spojů. Mezi posuvným rámem a rámem sedáku zajišťuje bezpečnost textilie. Zakrytování mechanismu je patrné z obrázku (obrázek 53).



Obrázek 53 Návrh zakrytování mechanismu

10.5.8 Parametry pohonů

Pro finální návrh byly vybrány pohony Moteck MK32. Dle katalogu výrobce (viz příloha 2) je rychlost při plném zatížení pro pohon se silou 2000 N 11,5 mm/s. Parametry pohonů včetně dob zdvihů jsou uvedeny v tabulce (tabulka 2).

Tabulka 2 Parametry vybraných pohonů

Motor	Max. síla [N]	Zdvih [mm]	Doba zdvihu při 150 kg [s]	Doba zdvihu při 60 kg [s]
1	2000	200	17,39	6,96
2	2000	150	13	5,2

Celková doba zdvihu pro docílení požadované polohy mechanismu je 30,39 s při plném zatížení motoru, při částečném zatížení se doba zdvihu výrazně zkracuje. Při volbě rychlosti motorů je uvažováno, že rychlost motorů lineárně stoupá se snižujícím se zatížením. Z dotazníkového průzkumu uvedeného v této práci vyplývá, že nejvýznamnější skupina potenciálních klientů se pohybuje v hmotnostním rozmezí 60-80 kg. Celková doba zdvihu šedesátikilového jedince by tedy činila 12,16 s. Rychlost zdvihu může být také nastavitelná pomocí řídicí jednotky. Dobu zdvihu u šedesátikilového jedince tedy bude možné prodloužit až na hodnotu doby zdvihu stopadesátikilového jedince. Aretace pohonů je dle výrobce zajištěna bezpečnostní maticí.

10.5.9 Výběr řídicí jednotky

Pro pohony MK32 se silou zdvihu 2000 N byla vybrána řídicí jednotka CB4P. Vstupní napětí této řídicí jednotky je 230 V. Dle katalogu výrobce (viz příloha 3) je proud, který řídicí jednotka poskytuje při zapojení dvou pohonů 4,5 A na kanál. Dle katalogu pohonů MK32 tyto pohony odebírají proud 5,5 A při plném zatížení. Po ověření s výrobcem bylo zjištěno, že výrobce provedl nové testování pohonů a pohony se silou 2000 N odebírají proud 4 A. Za předpokladu, že motory nikdy nebudou vykonávat pohyb současně a po konzultaci s výrobcem, byla tato řídicí jednotka označena jako vyhovující.

10.5.10 Výběr ovládání pohonů

Pro ovládání pohonů byl vybrán ruční ovladač H2D. Dle katalogu (viz příloha 4) je tento ovladač schopen ovládat až čtyři pohony. Po ověření s výrobcem lze ovladač použít pro zvolenou kinematiku mechanismu.

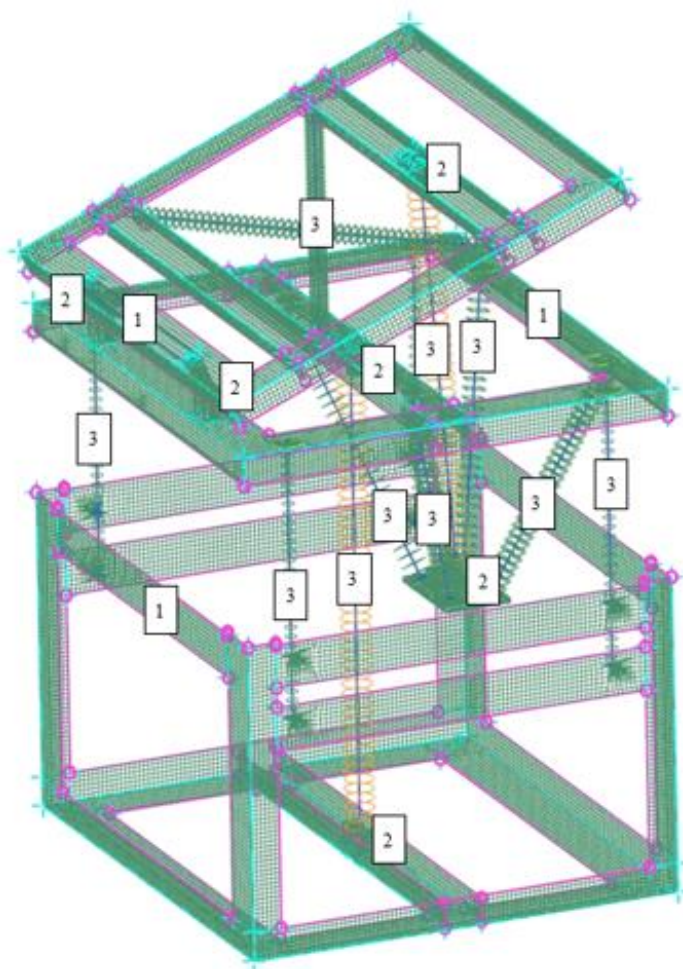
10.6 MKP finálního návrhu mechanismu

Pro ověření pevnosti a požadovaných vlastností mechanismu byla provedena jeho analýza metodou konečných prvků v software Siemens NX pomocí řešiče Nastran. Pevnostní analýza mechanismu byla řešena jako statická lineární. Výpočet byl proveden pro polohu 2, která byla vyhodnocena jako nejkritičtější. Mechanismus je zatížen spojitým zatížením, které působí na horní plochu sedáku. Toto zatížení vychází z hmotnosti, na kterou je mechanismus dimenzován, tedy 1500 N. Při výpočtu byl uvažován nejvyšší zátěžový stav a zjednodušení, že tato síla působí po celé ploše sedáku.

10.6.1 Zjednodušení a nasítování modelu

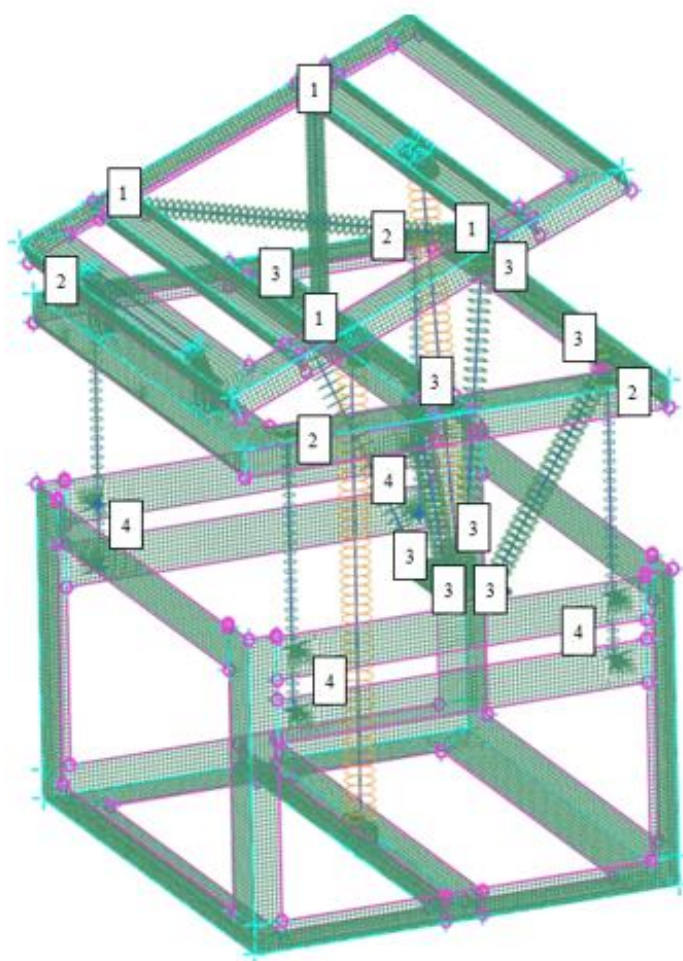
Za účelem provedení výpočtu byl mechanismus přemodelován a zjednodušen v software Siemens NX. U, L a ploché profily rámu byly v NX namodelovány jako plochy. Pro účely analýzy byly vodící tyče, výztuže sedáku, a jekly, tvořící rám pro motor naklápějící sedák byly zjednodušeny na přímky a body.

Pro provedení výpočtu je nutné, aby byl mechanismus nadefinován jako jedna součást. Před samotným výpočtem mechanismu byly pomocí příkazu „Hrana sešití“ spojeny části modelované jako plochy, a to plochy s hranami a hrany s hranami. Následně byly vytvořeny příslušné sítě. Typy použitých sítí jsou na obrázku (obrázek 54 a 55). Detailní popis nasítování mechanismu pro MKP analýzu je v příloze (příloha 5).



1	U, L a ploché profily spodního a posuvného rámu a rámu sedáku – 2D síť - kolektor PSHELL příslušné tloušťky – typ prvku CQUAD4 o velikosti 5 mm
2	Díly pro kloubové spoje a díl pro uchycení motoru 2 – 3D síť – kolektor PSOLID – typ prvku CTETRA(10) o velikosti 2 mm
3	Součásti namodelované jako přímky – 1D síť – kolektor PBEAML s navolením příslušného tvaru a rozměrů profilu – typ prvku CBEAM o velikosti 10 mm

Obrázek 54 Nasítování modelu 1D, 2D a 3D sítí



1	Připojení výztuže k rámu sedáku pomocí 1D propojení – typ prvku RBE3
2	Připojení vodících tyčí k posuvnému rámu pomocí 1D propojení – typ prvku RBE2
3	Spojení čtvercových profilů pomocného rámu s posuvným rámem a čtvercových profilů s dílem pro uchycení motoru pomocí 1D propojení – typ prvku RBE3
4	Simulace ložiskových domků – 1D síť – typ prvku RBE3

Obrázek 55 Umístění 1D propojení v modelu mechanismu

Čepy v kloubových spojích, které se nacházejí v přední části mechanismu, a díky nimž je zajištěn vzájemný pohyb pohyblivého rámu a rámu sedáku byly při modelování mechanismu zjednodušeny na body. Při nasítování těchto spojů byla použita 1D propojení s typem prvků RBE3. Čepy v kloubových spojích motoru byly nasimulovány stejným způsobem.

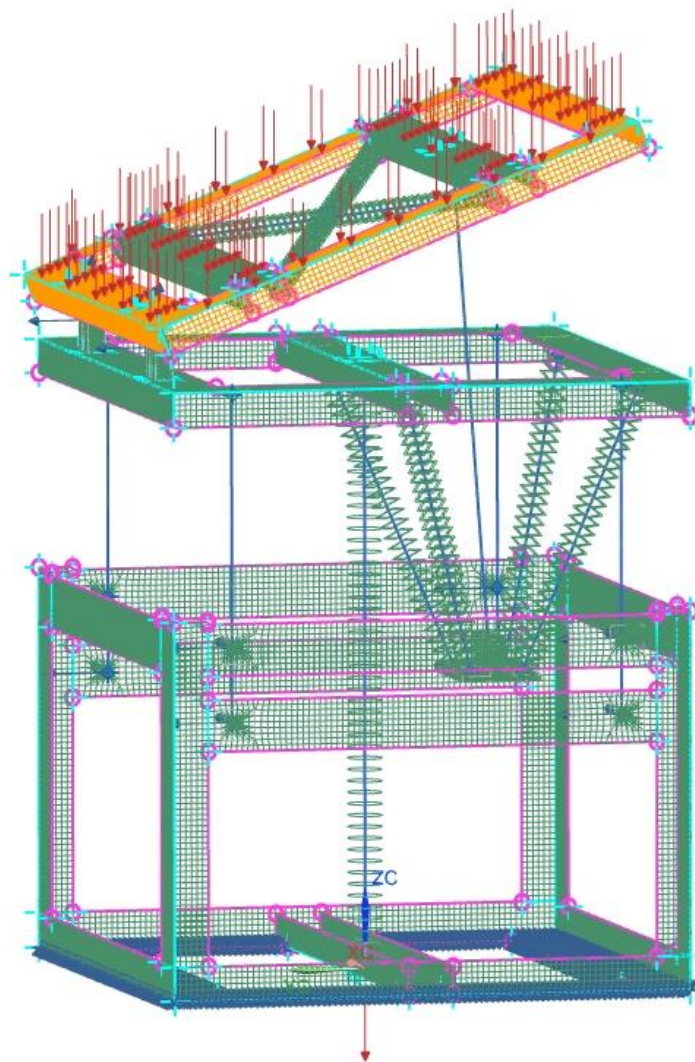
10.6.2 Nadefinování okrajových podmínek pro výpočet

Dalším krokem byla definice okrajových podmínek - vazby a zatížení. Spodní část rámu bude vmontovaná do křesla, leží na podlaze, proto byla uvažovaná jako fixní. Vazba mezi vodícími tyčemi a ložiskovými domky je definována typem vazby „Ruční spojka“, kde je

nadefinováno, jak se budou již zmíněné body namodelované na vodících tyčích pohybovat vůči bodům spojeným pomocí 1D propojení s plochami představující ložiskové domky. Tedy při definici této vazby bylo zamezeno pohybu vodících tyčí v radiálním směru. Upevnění motorů je pro výpočet definováno jako tuhé. Naklonění motorů je pro výpočet vzhledem k velikosti tohoto naklonění zanedbáno. Vazba rotačního spoje rámu sedáku a posuvného rámu byla také definována pomocí příkazu „Ruční spojka“, bylo definováno zamezení pohybu ve směru x, y a z, a povoleno natočení kolem všech tří os.

Zatížení je definováno jako spojité o silovém účinku 1500 N aplikované po celé ploše sedáku (zatížení od sedící osoby), a gravitace (vlastní tíha mechanismu).

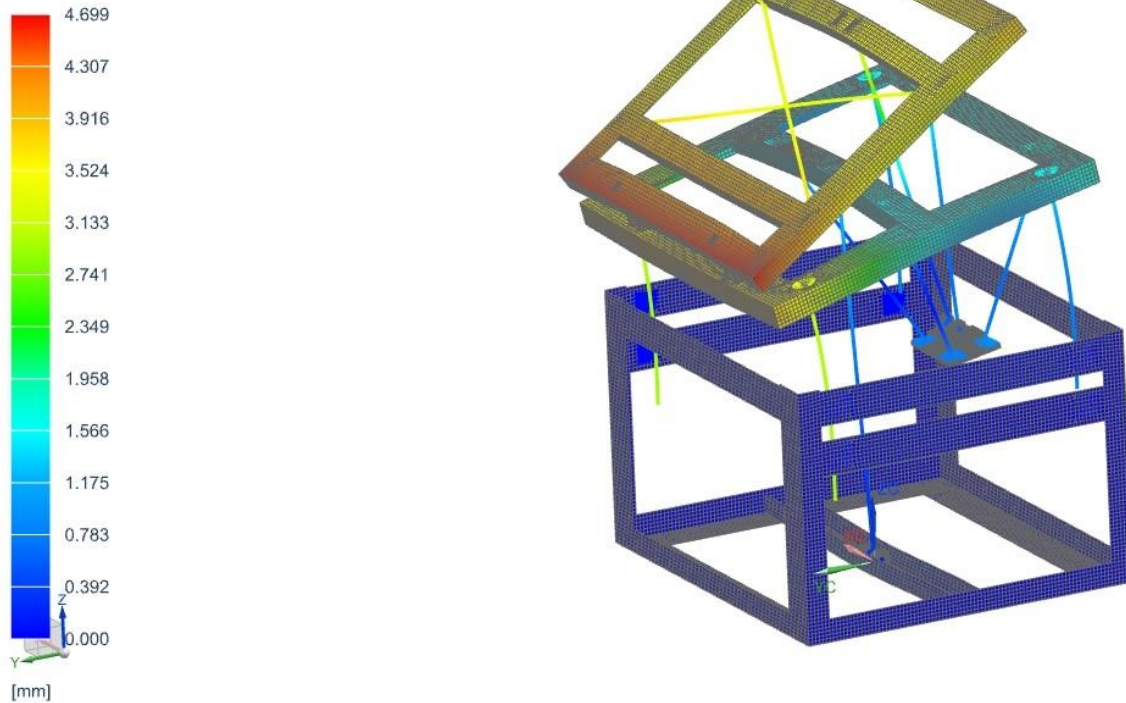
Okrajové podmínky, které byly pro výpočet definovány jsou znázorněny na obrázku (obrázek 56).



Obrázek 56 Okrajové podmínky nadefinované pro pevnostní výpočet mechanismu

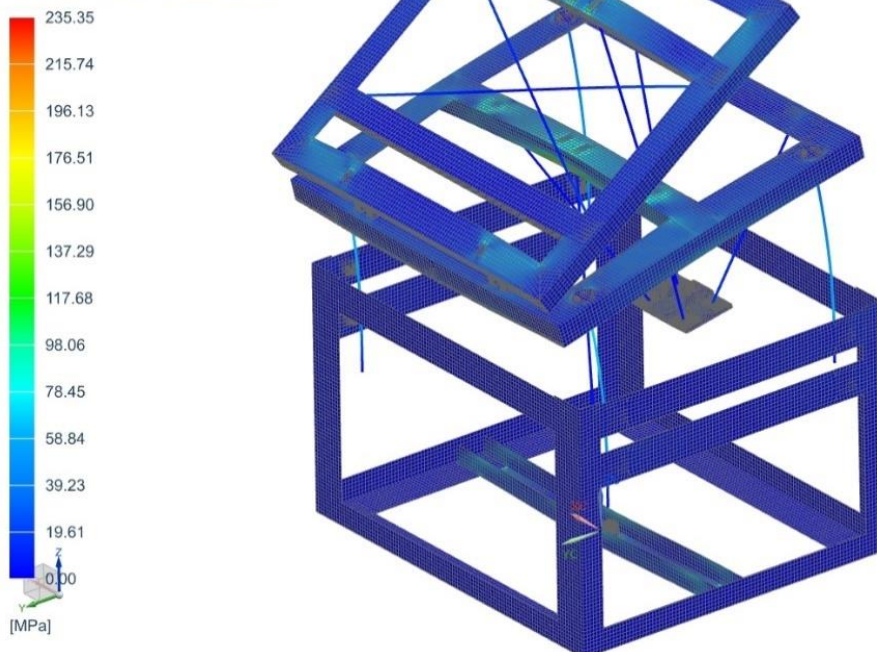
10.6.3 Výsledky MKP analýzy

Výsledek kostra_sedaku_pro_mkp_sim1 : Solution 1
Subcase - Static Loads 1, Statický krok 1
Posunutí - Uzlový, Hodnota
Min : 0.000, Max : 4.699, Jednotky = mm
Deformace : Posunutí - Uzlový Hodnota



Obrázek 57 Vyhodnocení posunutí mechanismu

Výsledek kostra_sedaku_pro_mkp_sim1 : Solution 1
Subcase - Static Loads 1, Statický krok 1
Napětí - Objekt-uzlový, Nezprůměrovaný, Von-Mises
Řez nosníku : Bod obnovení C, Řez skořepiny : Horní
Min : 0.00, Max : 317.71, Jednotky = MPa
Souřadnicový systém nosníku : Lokální
Deformace : Posunutí - Uzlový Hodnota



Obrázek 58 Vyhodnocení napětí v mechanismu

Na základě MKP výpočtu bylo vyhodnoceno posunutí mechanismu. Maximální posunutí se nachází na přední hraně rámu sedáku. Maximální hodnota posunutí je 4,669 mm (obrázek 57).

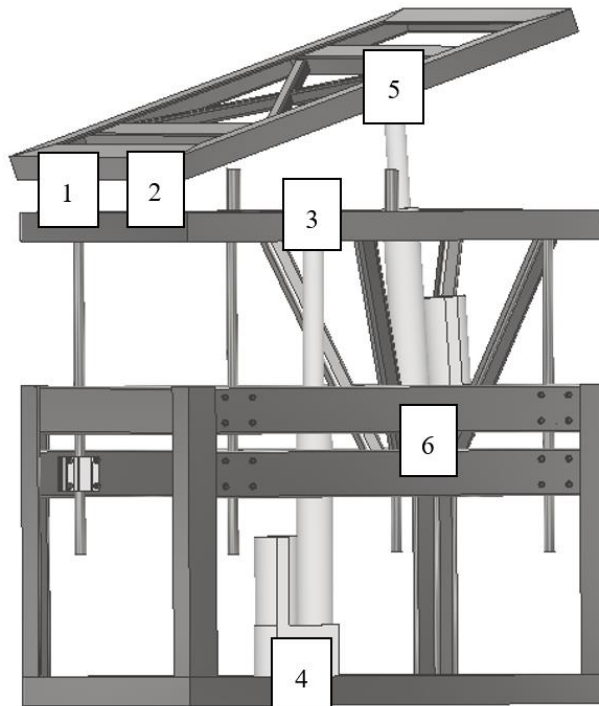
Dále bylo vyhodnoceno redukované napětí prvků mechanismu metodou Von-Mises. Mez kluzu použitého materiálu je 235 MPa. Maximální napětí 317,71 MPa se nachází v přechodu mezi 2D a 3D elementy, které jsou modelovány jako pevně spojené. Tato idealizace způsobuje extrémní napětí v rohu – přechod mezi 2D a 3D elementem. Skutečné napětí v konstrukci nepřesahuje 80 MPa (obrázek 58).

Závěr: Pevnostním výpočtem bylo zjištěno, že skutečné redukované napětí v konstrukci je menší než 80 MPa. Mez kluzu použitého materiálu je 235 MPa. Bezpečnost konstrukce k je 3. Konstrukce vyhovuje.

10.6.4 Kontrola čepů na smyk (střih) a otláčení

Použité motory mají otvory na čepy průměr 8 mm, proto byla použita tato velikost čepů. V následujícím textu bude provedena kontrola na střih a na otláčení.

Pro přehlednost výpočtů byly čepy očíslovány (obrázek 59).



Obrázek 59 Znárodnění polohy jednotlivých čepů

Pro spojení kloubových dílů byly vybrány čepy dle ISO 2341 z automatové oceli 11 109. Mez kluzu $R_e = 215 \text{ MPa}$

Výpočet dovoleného napětí čepů ve smyku dle [81]:

$$\tau_{DS} \cong 0,4 \cdot R_e \cong 0,4 \cdot 215 \cong \mathbf{86 \text{ MPa}}$$

Výpočet dovoleného tlaku dle [81]:

$$p_D \cong 0,9 \cdot R_e \cong 0,9 \cdot 215 \cong \mathbf{193,5 \text{ MPa}}$$

Výpočet plochy průřezu čepu (S_{ζ}) dle [82]:

Všechny zvolené čepy mají průměr 8 mm, proto pro tyto čepy platí:

$$S_{\zeta} = \frac{\pi \cdot 0,008^2}{4} = 5,026 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$$

Výpočet plochy pro kontrolu čepu na otláčení dle [82]:

$$S = 0,01 \cdot 0,008 = 8 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$$

Čepy 1 a 2 (8 x 40x 6,3 B)

Síla působící na čepy je 1500 N.

Výpočet smykového napětí dle [82]:

$$\tau_s = \frac{F}{2 \cdot S_{\zeta}} = \frac{1500}{2 \cdot 5,026 \cdot 10^{-5}} = 14,9 \text{ MPa}$$

$\tau_s \ll \tau_{Ds}$ – čepy vyhovují

Výpočet čepů na otláčení dle [82]:

$$p = \frac{F}{S} = \frac{1500}{8 \cdot 10^{-5}} = 18,75 \text{ MPa}$$

$$S = 0,01 \cdot 0,008 = 8 \cdot 10^{-5}$$

$p \ll p_D$ – čepy vyhovují

Čep 3 (8 x 50x 6,3 B)

Síla působící na čep vychází z MKP výpočtu reakce motoru 1. Velikost této síly je 1670,26 N.

Výpočet smykového napětí:

$$\tau_s = \frac{F}{2 \cdot S_{\zeta}} = \frac{1670,26}{2 \cdot 5,026 \cdot 10^{-5}} = 16,6 \text{ MPa}$$

$\tau_s \ll \tau_{Ds}$ – čep vyhovuje

Výpočet čepu na otláčení:

$$p = \frac{F}{S} = \frac{1670,26}{8 \cdot 10^{-5}} = 20,88 \text{ MPa}$$

$p \ll p_D$ – čepy vyhovují

Čep 4 (8 x 50x 6,3 B)

Síla působící na čep vychází z MKP výpočtu reakce motoru 1. Velikost této síly je 1696,86 N.

Výpočet smykového napětí:

$$\tau_s = \frac{F}{2 \cdot S_{\check{c}}} = \frac{1696,86}{2 \cdot 5,026 \cdot 10^{-5}} = 16,88 \text{ MPa}$$

$\tau_s \ll \tau_{Ds}$ – čep vyhovuje

Výpočet čepu na otláčení:

$$p = \frac{F}{S} = \frac{1696,86}{8 \cdot 10^{-5}} = 21,21 \text{ MPa}$$

$p \ll p_D$ – čepy vyhovují

Čep 5 (8 x 50x 6,3 B)

Síla působící na čep vychází z MKP výpočtu reakce motoru 2. Velikost této síly je 988,364 N.

Výpočet smykového napětí:

$$\tau_s = \frac{F}{2 \cdot S_{\check{c}}} = \frac{988,364}{2 \cdot 5,026 \cdot 10^{-5}} = 9,8 \text{ MPa}$$

$\tau_s \ll \tau_{Ds}$ – čep vyhovuje

Výpočet čepu na otláčení:

$$p = \frac{F}{S} = \frac{988,364}{8 \cdot 10^{-5}} = 12,35 \text{ MPa}$$

$p \ll p_D$ – čepy vyhovují

Čep 6 (8 x 50x 6,3 B)

Síla působící na čep vychází z MKP výpočtu reakce motoru 2. Velikost této síly je 1010,28 N.

Výpočet smykového napětí:

$$\tau_s = \frac{F}{2 \cdot S_{\check{c}}} = \frac{1010,28}{2 \cdot 5,026 \cdot 10^{-5}} = 10,05 \text{ MPa}$$

$\tau_s \ll \tau_{Ds}$ – čep vyhovuje

Výpočet čepu na otláčení:

$$p = \frac{F}{S} = \frac{1010,28}{8 \cdot 10^{-5}} = 12,63 \text{ MPa}$$

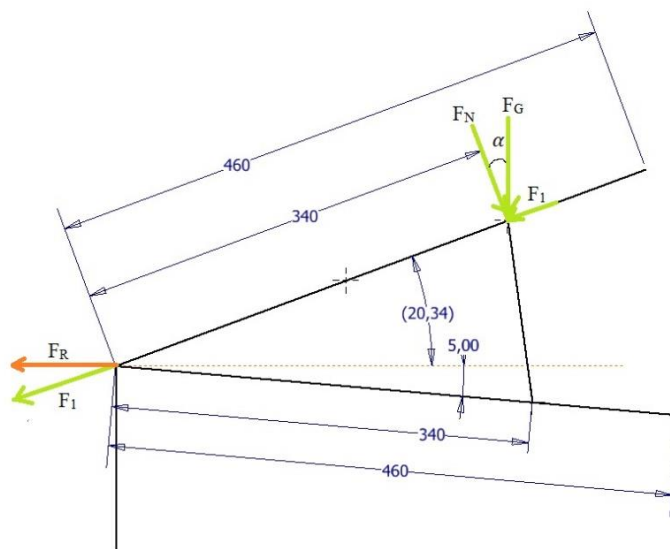
$p \ll p_D$ – čepy vyhovují

Závěr: Dovolené napětí čepů ve smyku je 86 MPa. Největší napětí ve smyku bylo spočítáno u čepu 4 na 16,88 MPa. V ostatních pěti čepích je napětí menší než tato hodnota. Napětí čepů ve smyku je menší než dovolené napětí. Dovolенý tlak je 193,5 MPa. Největší tlak působí na čep 4, a to 21,21 MPa. Na ostatní čepy působí menší tlak než na čep 4. Tlak působící na čepy je menší než dovolený tlak. Ke stříhu čepů ani k otláčení tedy nedojde. Navržené čepy jsou vyhovující.

10.6.5 Kontrola šroubů na zatížení tahem

Otvory v ložiskových domcích jsou pro šrouby M5, proto byla zvolena tato velikost šroubů a v následujícím textu bude provedena jejich kontrola. Jsou použity šrouby DIN 933 (se šestihrannou hlavou a závitem až k hlavě). Šroubové spojení je navrženo tak, aby šroub přenášel pouze axiální sílu a spojení bylo realizováno třením mezi kontaktními plochami domku a rámu.

Pro pevnostní výpočet šroubů na tah byla vypočtena velikost síly, která působí na vodící tyče ve vodorovném směru. Tato síla byla označena F_R . Schéma pro výpočet síly F_R je na obrázku (obrázek 60).



Obrázek 60 Schéma pro výpočet síly F_R

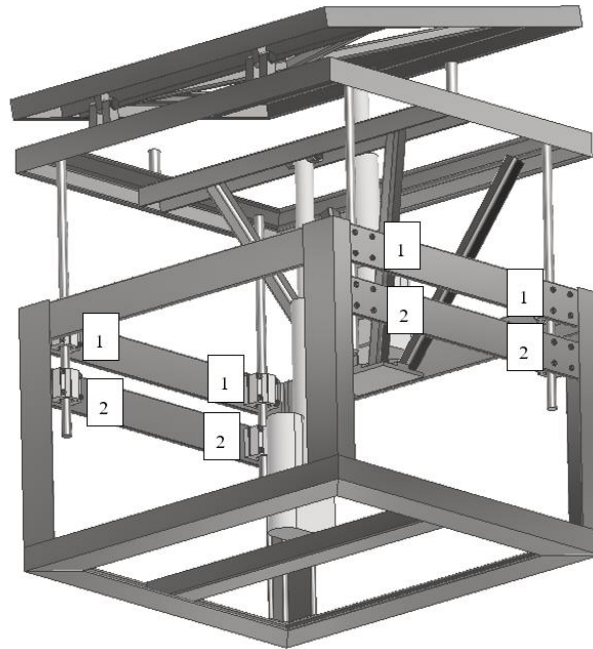
$$F_1 = 531,385 \text{ N}$$

$$\alpha = 20,34^\circ$$

$$\cos \alpha = \frac{F_R}{F_1}$$

$$F_R = \cos \alpha \cdot F_1 = \cos 20,34 \cdot 531,385 = 498,251 \text{ N}$$

Dále bylo uvažováno, že na všechny horní ložiskové domky označené číslem 1 působí stejné zatížení a na všechny dolní ložiskové domky označené číslem 2 působí stejné zatížení. Označení ložiskových domků je na obrázku (obrázek 61).

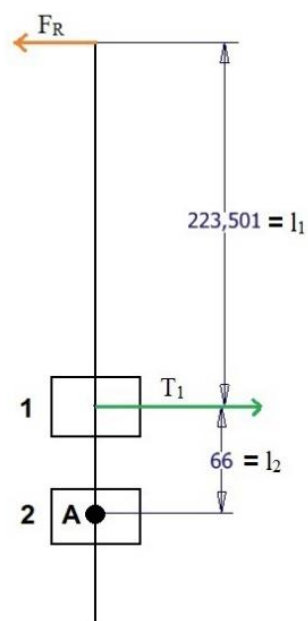


Obrázek 61 Označení ložiskových domků

Ložiskové domky 1

Výpočet třecí síly (T_1) mezi profilem a ložiskovými domky 1

Výpočet byl proveden dle schématu (obrázek 62) znázorňující vodící tyč a ložiskové domky 1 a 2.



Obrázek 62 Schéma pro výpočet třecí síly T_1

Z rovnováhy silových účinků vyplývá:

$$F_R \cdot (l_1 + l_2) = T_1 \cdot l_2$$

$$T_1 = \frac{F_R \cdot (l_1 + l_2)}{l_2} = \frac{498,251 \cdot (223,501 + 66)}{66} = \mathbf{2185,518 N}$$

Výpočet normálové síly působící na ložiskové domky 1

$$T_1 = f \cdot N_1$$

$$N_1 = \frac{T_1}{f}$$

Součinitel smykové tření pro materiály ocel – ocel: $f = 0,15$

$$N_1 = \frac{2185,518}{0,15} = 14570,117 N$$

Z normálové síly působící na ložiskový domek lze vypočítat osovou sílu šroubu. Pro uchycení ložiskového domku jsou použity 4 šrouby M5x0,8 DIN 933 ocel 8.8.

$$F_{o\dot{s}1} = \frac{N_1}{4} = \frac{14570,117}{4} = \mathbf{3642,53 N}$$

Výpočet velikost napětí v tahu dle [82]:

$$\sigma_{t1} = \frac{F_{o\dot{s}1}}{A_s} \leq \sigma_D$$

$$A_s = \frac{\pi}{4} \cdot \left(\frac{d_2 + d_3}{2}\right)^2 = \frac{\pi}{4} \cdot \left(\frac{4,480 + 4,019}{2}\right)^2 = 14,18 \text{ mm}^2$$

$$\sigma_{t1} = \frac{3642,53}{14,18} = \mathbf{256,88 \text{ MPa}}$$

Mez pevnosti v tahu R_m pro šroub z oceli 8.8 je 800 MPa [83].

Pro výpočet dovoleného napětí byla zvolena bezpečnost 3. Dovolené napětí je vypočteno dle [82].

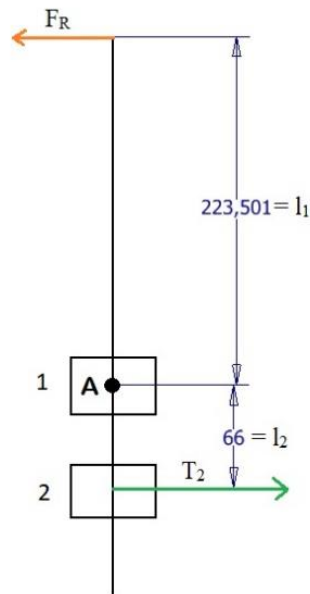
$$\sigma_D = \frac{R_m}{k} = \frac{800}{3} = \mathbf{266 \text{ MPa}}$$

$\sigma_{t1} < \sigma_D$ – šrouby vyhovují

Ložiskové domky 2

Výpočet třecí síly (T_2) mezi profilem a ložiskovými domky 2

Výpočet byl proveden dle schématu (obrázek 63) znázorňující vodící tyč a ložiskové domky 1 a 2.



Obrázek 63 Obrázek 62 Schéma pro výpočet třecí síly T_2

Z rovnováhy silových účinků vyplývá:

$$F_R \cdot l_1 = T_2 \cdot l_2$$

$$T_2 = \frac{F_R \cdot l_1}{l_2} = \frac{498,251 \cdot 223,501}{66} = \mathbf{1687,27 \text{ N}}$$

Výpočet normálové síly působící na ložiskové domky 1

$$T_2 = f \cdot N_2$$

$$N_2 = \frac{T_2}{f}$$

Součinitel smykové tření pro materiály ocel – ocel: $f = 0,15$

$$N_2 = \frac{1687,27}{0,15} = 11248,47 \text{ N}$$

Z normálové síly působící na ložiskový domek lze vypočítat osovou sílu šroubu. Pro uchycení ložiskových domků skupiny 2 jsou použity 4 šrouby M5x0,8 DIN 933 ocel 8.8, stejně jako pro šrouby ložiskových domků skupiny 1.

$$F_{o\check{s}2} = \frac{N_2}{4} = \frac{11248,47}{4} = \mathbf{2812,17 \text{ N}}$$

Výpočet velikost napětí v tahu:

$$\sigma_{t2} = \frac{F_{o\check{s}2}}{A_s} \leq \sigma_D$$

$$A_s = \frac{\pi}{4} \cdot \left(\frac{d_2 + d_3}{2}\right)^2 = \frac{\pi}{4} \cdot \left(\frac{4,480 + 4,019}{2}\right)^2 = 14,18 \text{ mm}^2$$

$$\sigma_{t2} = \frac{2812,17}{14,18} = \mathbf{198,316 \text{ MPa}}$$

$$\sigma_D = \frac{R_m}{k} = \frac{800}{3} = \mathbf{266 \text{ MPa}}$$

$\sigma_{t2} < \sigma_D$ – šrouby vyhovují

10.6.6 Kontrola šroubů na otláčení

Ložiskové domky 1

Pro šroubový spoj byly navrženy matice M5x0,8 výšky 4 mm

Výpočet tlaku v závitech šroubu mezi maticí a šroubem dle [82]:

$$p_1 = \frac{F_{o\check{s}1}}{\frac{\pi}{4} \cdot [d^2 - D_1^2] \cdot z} \leq p_D$$

Výpočet počtu závitů matice:

$$m = z \cdot P$$

$$z = \frac{m}{P} = \frac{4}{0,8} = 5$$

$$p_1 = \frac{3642,53}{\frac{\pi}{4} \cdot [5^2 - 4,134^2] \cdot 5} = \mathbf{117,26 \text{ MPa}}$$

Výpočet dovoleného tlaku dle [84]:

$$p_D = \frac{R_{p0,2}}{k}$$

$R_{p0,2}$ pro šroub z oceli 8.8 = 640 MPa dle [83] a bezpečnost $k = 3$.

$$p_D = \frac{640}{3} = \mathbf{213,33 \text{ MPa}}$$

$p_1 < p_D$ – k otláčení šroubu nedojde

Ložiskové domky 2

Pro šroubový spoj byly navrženy matice M5x0,8 výšky 4 mm

$$z = 5$$

$$p_D = 213,33 \text{ MPa}$$

$$p_2 = \frac{F_{o\check{s}2}}{\frac{\pi}{4} \cdot [d^2 - D_1^2] \cdot z} \leq p_D$$

$$p_2 = \frac{2812,17}{\frac{\pi}{4} \cdot [5^2 - 4,134^2] \cdot 5} = 90,53 \text{ MPa}$$

$p_2 < p_D$ – k otláčení šroubu nedojde

Závěr: Napětí v tahu šroubů, jimiž jsou připevněné ložiskové domky označené jako ložiskové domky 1, je 256,88 MPa. Napětí v tahu šroubů, jimiž jsou ke konstrukci připevněné ložiskové domky označeny číslem 2, je 198,316 MPa. Dovolené napětí v tahu je 266 MPa. Po kontrole šroubů na tah byly šrouby shledány jako vyhovující. Při kontrole šroubů na otláčení byl vypočten tlak působící na šrouby ložiskových domků 1 a 2. Tlak ve šroubech ložiskových domků ve skupině 1 je 117,26 MPa a tlak ve šroubech ložiskových domků 2 je 90,53 MPa. Po určení bezpečnosti $k = 3$ byl dovolený tlak vypočten na 213,33 MPa. Vypočtené tlaky ve šroubech ložiskových domků 1 i 2 jsou menší než dovolený tlak. K otláčení tedy nedojde. Šrouby vyhovují.

10.7 Ekonomické zhodnocení

Cenový odhad navrženého mechanismu je patrný z tabulky (tabulka 2).

Tabulka 3 Cenový odhad navrženého mechanismu

Součást	Cena [Kč]
Motor 1	5 500
Motor 2	5 200
Řídící jednotka	1 300
Ovládání	500
L profil 50x30x4	505
Profil plochý 50x5	192
U profil 40x24x3	217
Obdélníkový profil 20x20x2	54
Výroba desky pro držení motoru (odhad)	2000
Vodící tyče	556
Profil L 40x25x4	164
Obdélníkový profil 15x15x1,5	33
Výroba dílů pro kloubové spoje (odhad)	2000
Ložiskové domky	436
Šrouby	16
Maticy	32
Podložky	14
Čepy	384
Závlačky	3
Dřevovláknité desky	250
Textil	350
Svařování a svarová příprava (odhad)	1000
Celkem	20 706

Odhadnuté výrobní ceny již zahrnují režijní náklady. Výsledná odhadovaná cena mechanismu je 20 706,- Kč. Při započítání zisku jednoho kusu cca 10 tisíc Kč a distribučních nákladů cca 10 tisíc Kč, by se prodejní cena mohla pohybovat do 40 tisíc Kč (při kusové a malosériové výrobě s vlastní distribucí). V případě využití různých distribučních řetězců by se cena musela přizpůsobit maržím distribučních řetězců.

Konkurenční výrobky se pohybují v cenovém rozmezí 6-50 tisíc Kč v závislosti na výrobci a kvalitě výrobku. Navržený mechanismus je tedy cenově konkurence schopný.

11 Závěr

Cílem práce bylo navrhnout asistenční pomůcku pro tělesně znevýhodněné osoby, která usnadňuje vstávání ze sedu do stoje a ze stoje do sedu.

Před tím, než byl navržen samotný mechanismus, byla provedena analýza kinematiky člověka při vstávání ze sedu do stoje a ze stoje do sedu. Na základě této kinematiky byl pak skutečný pohyb při vstávání ze sedu do stoje nahrazen zjednodušeným pohybem, složeným z přímočarého pohybu ve svislé ose a následného naklopení kolem přední hrany sedáku. Rozsahy těchto pohybů byly navrženy dle průměrné výšky člověka.

Pro specifikaci parametrů mechanismu byla provedena rešerše statistik, týkajících se obyvatelstva České republiky. Tyto statistické údaje pak byly klíčové pro návrh některých rozměrů mechanismu včetně určení dostatečné maximální nosnosti mechanismu. Tyto údaje pak byly ověřeny na základě průzkumu, který byl proveden formou dotazníku, který byl podán cílové skupině. Na základě tohoto dotazníku a průzkumu statistik byly specifikovány požadavky na mechanismus.

Dále byl proveden konstrukční návrh mechanismu. K vytvoření 3D modelu byl použit software Autodesk Inventor. Pevnostní analýza byla provedena metodou konečných prvků MKP v softwaru NX. K analýze byl použit řešič Nastran. Výsledky MKP analýzy odpovídají požadavkům. Dolní rám mechanismu byl záměrně předimenzován, aby byl splněn požadavek na stabilitu a nedocházelo k nežádoucímu pohybu mechanismu. Byla provedena pevnostní kontrola spojovacích dílů (čepy, šrouby), a vytvořen výkres celkové sestavy (viz příloha 6).

12 Seznam použitých zdrojů

- [1] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [2] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [4] Opěrná soustava. In: <https://www.wattpad.com> [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.wattpad.com/amp/580689944>
- [5] *Kloubní výživa u malých zvířat*. 2019. 2019. ISSN 1803-6597. Dostupné také z: <https://www.veterinarni-lekari.cz/kreditovane-kurzy/kloubni-vyziva-u-malych-zvirat-107315/kloubni-vyziva-u-malych-zvirat>
- [6] Mikroskopická stavba svalu. In: *Ronnie.cz* [online]. 2005 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://medicina.ronnie.cz/c-1821-mikroskopicka-stavba-svalu.html>
- [7] DŽUPA, Valér a Jiří JENŠOVSKÝ. *Diagnostika a léčba osteoporózy a dalších onemocnění skeletu*. Univerzita Karlova: Karolinum, 2018. ISBN 978-80-246-3741-9.
- [8] BROULÍK, Petr. *Osteoporóza: osteoporóza, osteomalacie, osteodystrofie*. Praha: Maxdorf, 1999. ISBN 80-858-0093-4.
- [9] NĚMEC, Petr. *Revmatologie pro praxi. 2.*, přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-3284-3.
- [10] TRNAVSKÝ, Karel. *Osteoartróza*. Praha: Galén, 2002. Repetitorium. ISBN 80-726-2158-0.
- [11] KOČOVÁ, Helena. *Spinální svalová atrofie v souvislostech*. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-247-5705-6.
- [12] HABERLOVÁ, Jana. Svalová dystrofie v dětském věku. *Neurologie pro praxi* [online]. 2019, 8. 1., **20**(3), 171-178 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/neu/2019/03/03.pdf>
- [13] BEDNAŘÍK, Josef. Svalové dystrofie. *Neurologie pro praxi* [online]. 2004, 137-141 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2004/03/03.pdf>
- [14] NOVÁKOVÁ, Sára. *Duchennova muskulární dystrofie* [online]. Pardubice, 2021 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://dk.upce.cz/bitstream/handle/10195/78370/NovakovaS_Duchennova_muskularni_SS_2021.pdf. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice, Fakulta chemicko-technologická. Vedoucí práce Mgr. Šárka Štěpánková, Ph.D.

- [15] RIDZOŇ, Petr Ridzoň, Kateřina MATĚJOVÁ a Adéla ŠKVOROVÁ. Svalová dystrofie u dospělých. *Neurologie pro praxi* [online]. 2019, 4. 2., **20**(3), 183-189 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/neu/2019/03/05.pdf>
- [16] JENČÍKOVÁ, Eva. *Kinezioterapie u Duchennovy a Beckerovy formy svalové dystrofie* [online]. Praha, 2015 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/62757/BPTX_2014_1_1115_0_0_371518_0_152750.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce Mgr. Vít Klouček.
- [17] LAHODNÁ, Lucie. *Znalosti předlékařské první pomoci u učitelů na 1. stupni základních škol* [online]. Olomouc, 2013 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/213rb6/00173708-921704894.pdf>. Diplomová práce. UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI, PEDAGOGICKÁ FAKULTA. Vedoucí práce MUDr. Milada Bezděková, Ph.D.
- [18] Karlovarská krajská nemocnice. *Informovaný souhlas pacienta s operačním výkonem: Operace pro poranění šlach a měkkých tkání* [online]. In: 2014 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://nemkv.cz/images/dokumenty/Operace_pro_poran%C4%9Bn%C3%AD_%C5%A1lach_a_m%C4%9Bkk%C3%BDch_tk%C3%A1n%C3%AD.pdf
- [19] *Zlomenina* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/rejstrikovy-pojem/2039>
- [20] Kooperativa. *Prevence a edukace: Statistiky úrazovosti páteře* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.koop.cz/nadace/co-delame/seniori-a-zdravi/prevence-a-edukace>
- [21] KOČIŠ, Ján a Peter WENDSCHE. *Poranění páteře*. Praha: Galén, 2012. ISBN 978-80-7262-846-9.
- [22] WICHTOVÁ, Zdeňka. *Problematika ošetřování nemocných s kompartment syndromem při poranění bérce* [online]. České Budějovice, 2008 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://dspace.jcu.cz/bitstream/handle/123456789/17957/Problematika_osetrovani_nemocnych_s_kompartment_syndromem_pri_poraneni_berce.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta. Vedoucí práce Bc. Alena Polanová.
- [23] SVAČINA, Štěpán a Alena BRETŠNAJDROVÁ. *Jak na obezitu a její komplikace*. Praha: Grada, 2008. Doktor radí. ISBN 978-80-247-2395-2.
- [24] KAREN, Igor a Štěpán SVAČINA. *Diabetes mellitus: doporučené diagnostické a terapeutické postupy pro všeobecné praktické lékaře 2020*. Druhé, aktualizované vydání. Praha: Centrum doporučených postupů pro praktické lékaře, Společnost

všeobecného lékařství, 2020. Doporučené postupy pro praktické lékaře. ISBN 978-80-88280-16-3.

[25] KREJČOVÁ, Jindřiška. *Historie léčby diabetu v českých zemích* [online]. Hradec Králové, 2014 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/66971/140040194.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Dizertační práce. Univerzita Karlova v Praze, Farmaceutická fakulta v Hradci Králové. Vedoucí práce Doc. PhDr. František Dohnal, CSc.

[26] ŠKRHA, Jan, Zdeněk ŠUMNÍK, Terezie PELIKÁNOVÁ a Milan KVAPIL. Doporučený postup péče o diabetes mellitus 1. typu. *DIABETOLOGIE METABOLISMUS ENDOKRINOLOGIE VÝŽIVA* [online]. 2016, 1. 7. 2016, **19**(4), 156-159 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.diab.cz/dokumenty/standard_DM_I.pdf

[27] RYBKA, Jaroslav. *Diabetes mellitus - komplikace a přidružená onemocnění: diagnostické a léčebné postupy*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1671-8.

[28] ŠKRHA, J., T. PELIKÁNOVÁ, M. PRÁZNÝ a M. KVAPIL. *Doporučený postup péče o diabetes mellitus 2. typu* [online]. 31. 5. 2020 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.diab.cz/dokumenty/standardy_DM_aktual_2020.pdf

[29] ANDĚLOVÁ, Kateřina, Kateřina ANDERLOVÁ, Jan BLÁHA a et al. *GESTAČNÍ DIABETES MELLITUS* [online]. 2017 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.diab.cz/dokumenty/DP_GDM_2017.pdf

[30] *Ústav zdravotnických informací a statistiky: Co je to osteoporóza?* [online]. [cit. 2023-04-25]. Dostupné z: <https://nsc.uzis.cz/zdravekosti/index.php?pg=osteoporoz>

[31] HORČIČKA, Vladko. Osteoartróza. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2004, 238-243 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2004/05/03.pdf>

[32] PAVELKA, K. *Doporučení České revmatologické společnosti pro léčbu osteoartrózy kolenních, kyčelních a ručních kloubů* [online]. 138-157 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.revmatologicka-spolecnost.cz/resources/dokumenty/Doporučení_pro_ léčbu_osteoartrózy.pdf

[33] *Bojíte se osteoartrózy? Ptejte se MUDr. Drbala* [online]. 2013 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.tyden.cz/chat-s-osobnosti/bojite-se-osteoartrózy-ptejte-se-mudr-drbala_532/

[34] Fakultní nemocnice U sv. Anny v Brně. *Počet pacientů s revmatoidní artritidou roste* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.fnusa.cz/pocet-pacientu-s-revmatoidni-artritidou-roste/>

- [35] HABERLOVÁ, Jana, Alžběta SLABÁ, Petra HEDVIČÁKOVÁ a et al. Spinální svalové atrofie-diagnostika, léčba, výzkum. *Neurologie pro praxi* [online]. **17**(6), 349-353 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2016/06/03.pdf>
- [36] *Svalová dystrofie je nemoc na celý život* [online]. 9. 9. 2019 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.zdravezpravy.cz/2019/09/09/svalova-dystrofie-je-nemoc-na-cely-zivot/>
- [37] Myotonická dystrofie-jednota v různosti. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 2017, 10. 4. 2017, **80/113**(3), 255-265 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: doi:10.14735/amcsnn2017255
- [38] BÁČOVÁ, Petra. *Průměrný Čech trpí mírnou nadváhou* [online]. 11. 4. 2018 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/czso/prumerny-cech-trpi-mirnou-nadvahou>
- [39] TÝM REHABILITACE.INFO. *Mýty o BMI (indexu tělesné hmotnosti)-čemu věřit a čemu ne?* [online]. 11. 12. 2017 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.rehabilitace.info/zdravotni/myty-o-bmi-indexu-telesne-hmotnosti-cemu-verit-a-cemu-ne/>
- [40] ČESKÁ TISKOVÁ KANCELÁŘ. *Obézních je čtvrtina Čechů, epidemie situací podle lékařů zhoršila* [online]. 5. 3. 2022 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.zdravotnickydenik.cz/2022/03/obeznich-je-ctvrtina-cechu-epidemie-situaci-podle-lekaru-zhorsila/>
- [41] HNATIAK, Jakub. *BMI index jako prediktor vrcholové výkonnosti-ano či ne?* [online]. Brno, 2016 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/ndb5u/Hnatiak_BMI_jako_prediktor_vrcholove_vykonnosti_-_ano_ci_ne.PDF. Bakalářská práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce Mgr. Michal Kumstát, PhD.
- [42] Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky. *Výběrové šetření o zdravotním stavu české populace (HIS CR 202) - Index tělesné hmotnosti (III. díl)* [online]. 1. 10. 2002, 1-4 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/48_02.pdf
- [43] Česko v datech. *Průměrný BMI a procento obyvatel podle BMI v české populaci* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.ceskovdatech.cz/graphs/gmObesity2018/dist/infogram1.php>
- [44] Český statistický úřad. *V českých regionech zabila cukrovka rekordní počet lidí* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/stoletistatistiky/v-ceskych-regionech-zabila-cukrovka-rekordni-pocet-lidi>

- [45] SALAVOVÁ, Šárka. *Anatomie: akademický rok 2022/2023* [online]. In: s. 1-53 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://anatomie.lf2.cuni.cz/sites/anatomie/files/page/files/2022/03-svaly.pdf>
- [46] *Musculoskeletal biomechanics in sit-to-stand and stand-to-sit activities with stroke subjects: a systematic review* [online]. 23. 2010 [cit. 2023-04-24]. ISSN 0103-5150. Dostupné z: <https://www.scielo.br/j/fm/a/y8BGFxDV6xmgDzJxDfFQtXL/?format=pdf&lang=en>
- [47] PINHEIRO, Cristiana, João M. LOPES, Luís MOREIRA a et al. *Kinematic and kinetic study of sit-to-stand and stand-to-sit movements towards a human-like skeletal model** [online]. 1-4 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://repositorium.sdum.uminho.pt/bitstream/1822/71236/1/pinheiroetall_EN_BENG2019_end.pdf
- [48] DALL, Philippa M a Andrew KERR. *Frequency of the sit to stand task: an observational study of free-living adults* [online]. Glasgow [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://strathprints.strath.ac.uk/39273/1/Kerr_Dall_AE_2010_Frequency_of_the_sit_to_stand_task.pdf. School of Health and Social Care, Glasgow Caledonian University.
- [49] ŠPAČKOVÁ, Markéta. *Vstávání ze sedu u pacientů po amputaci na dolní končetině* [online]. Olomouc, 2013 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/cefx0x/7603439>. Diplomová práce. UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI, FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD. Vedoucí práce Mgr. Věra Jančíková.
- [50] BRIDGE, Catherine. *Basic biomechanical and anatomical principles underpinning grabrail prescription for sit-to-stand transfers* [online]. Austrálie: UNSW Australia, 2003 [cit. 2023-04-24]. ISBN 1 86487 566 6. Dostupné z: <http://www.homemods.info/Download.ashx?File=1b26bdda972fc0c6f366c2b0689b2f>
- [51] HELLMERS, Sandra, Sebastian FUDICKAR, Sandra LAU a et al. *Measurement of the Chair Rise Performance of Older People Based on Force Plates and IMUs* [online]. 19. 6. 2019, 1-22 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: doi:10.3390/s19061370
- [52] *Squat Assist Exercise to Increase Strength and Improve Mobility: The Muscles Associated with Sit to Stand* [online]. In: . [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <http://s3.us-east-2.amazonaws.com/biodexseniorrehab.com/products/sit2stand/index.html>
- [53] HLOUŠEK, Martin. *HODNOCENÍ AKTIVACE VYBRANÝCH SVALŮ S POUŽITÍM POLYELEKTROMYOGRAFIE PŘI TESTU SED-STOJ-SED U ZDRAVÝCH PROBANDŮ A U PACIENTŮ S BOLESTMI DOLNÍ ČÁSTI ZAD* [online]. Olomouc, 2013 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/buokw4/8216762>. Diplomová práce. UNIVERZITA

PALACKÉHO V OLOMOUCI, FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY. Vedoucí práce Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

[54] FU, Shengxing, Tingjin DUAN, Meijin HOU a et al. Postural Balance in Individuals With Knee Osteoarthritis During Stand-to-Sit Task. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2021, 3. 11. 2021, (15), 1-9 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2021.760960

[55] DUAN, Tingjin, Sung-Kwang JU a Soo-Han KIM. Comparison of muscle activity during sit-to-stand movement at different chair heights between obese and normal-weight subjects. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. Korea, 2021, 23. 2. 2021, **17**(1), 39-44 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33728287/>

[56] UNIZDRAV zdravotní pomůcky [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://unizdrav.cz/zbozi/2506/elektricky-zvedak>

[57] Medeos: Mobilní zvedák Mackworth Essentials 180 [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.medeos.cz/produkty/stropni-kolejnicove-a-mobilni-systemy/mobilni-zvedak-mackworth-essentials-180/>

[58] Sabina II Zvedák ze sedu do stoje: Návod k použití [online]. 2020, 1-26 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.hillrom.co.uk/content/dam/hillrom-aem/emea/en/marketing/products/sabina-ii-sit-to-stand-lift/documents/7CS155106%20Rev%20%20-%20Sabina%20II.pdf>

[59] ORTOSERVIS: Stavěcí zvedák James 150 [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://ortoservis.cz/pojizdne/737-staveci-zvedak-james-150.html?gclid=CjwKCAiAoL6eBhA3EiwAXDom5sIThlPlgmKjWljjInyKC6Eb_xU3lJt7BGlxISi31duplHorGThlJBoCeZkQAvD_BwE

[60] Baxter, Hillrom/Welch Allyn: Sit-to-Stand Patient Lift [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.hillrom.co.uk/en/products/sph-sit-to-stand-lifts/>

[61] Medeos: Stropní zvedák Freeway XTRA [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.medeos.cz/produkty/stropni-kolejnicove-a-mobilni-systemy/stropni-zvedak-freeway-xtra/>

[62] Eroute: Pojízdné křeslo s elektrickým zvedákem [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.eroute.cz/pojizdne-kreslo-s-elektrickym-zvedakem/?gclid=CjwKCAiA5sieBhBnEiWAR9oh2rkXaaeqUw_c0XTQDfle62kKyHnjU1RWJ-9Yy2Ym0avyndaA2eQ1vRoCdaUQAvD_BwE

[63] WON-MED zdravotní potřeby Drdlová: MAD DIAMOND ELEKTRICKÉ RELAXAČNÍ POLOHOVACÍ KŘESLO PRO SENIORY MD-39 [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.zdravotnicke-potreby-welnes.cz/mad-diamond-elektricke-relaxacni-pohovaci-kreslo-pro-seniory-md-39/>

- [64] VOZÍKY PRO ŽIVOT: Club3 – Zvedací A Televizní Křeslo Pro Odlehčení Nohou [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://vozikyprozivot.cz/produkt/club3-zvedaci-a-televizni-kreslo-pro-odlehzeni-nohou/>
- [65] VidaXL.cz: vidaXL Masážní zvedací polohovací křeslo taupe textil [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.vidaxl.cz/e/vidaxl-masazni-zvedaci-polohovaci-kreslo-taupe-textil/8720286903391.html?gclid=Cj0KCQiAic6eBhCoARIsANlox848zervq6taRjA2GK5QwVb5SBsrhx6EgDIFOjDombxSAPv2VQKe-4gaArDgEALw_wcB
- [66] MADDiamond: Relaxační polohovací křeslo MD-38 [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.maddiamond.cz/katalog/dvoumotorova-polohovaci-kresla/relaxacni-polohovaci-kreslo-md-38>
- [67] Invira: Elektrické polohovací lůžko - Burmeier Arminia IV [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.invira.cz/p/burmeier-arminia-iv-elektricka-polohovaci-postel>
- [68] MEYRA: Ecofit Plus Polohovací postel [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.meyra.cz/luzko-meyra-ecofit-plus.html>
- [69] DMA kompenzační pomůcky: PB 331-4 POLOHOVACÍ ELEKTRICKÉ LŮŽKO [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.dmapraha.cz/pb-331-4_z271/
- [70] SIV.cz zdravotnické pomůcky: Polohovací lůžka [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.pomuckyzdravotnicke.cz/zbozi/luzka-polohovaci/121/>
- [71] MEYRA: Zvedací sedák Uplift, typ standard [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://eshop.meyra.cz/variant/zvedaci-zarizeni/ostatni/zvedaci-sedak-uplift/462/462/772?gclid=CjwKCAiArNOeBhAHEiwAze_nKJY-XMCnSMXoQRKlkqG-7qdcUu2_v7O7G9Y0GIXAoY5QOZChXWMAAxoCff0QAvD_BwE
- [72] UPLIFT: Seat Assist - Návod k použití [online]. 1-3 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.meyra.cz/upload/files/produkty/Zvedaci-zarizeni/Navod-k-pouziti-Uplift.pdf>
- [73] Zdravotnické potřeby FLORENCE: CHODÍTKO ČTYŘKOLOVÉ - AT51031 [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.zpflorence.cz/skladem-at51031-choditko-ctyrkolove/?gclid=CjwKCAiArNOeBhAHEiwAze_nKN7EXkr7ylS2b-4tw7ubpP6YfexJMe0mwZBRBUy23unLOjqyBWHnlRoCyYoQAvD_BwE
- [74] tvproducts.cz: Pomocník pro vstávání P100 70 x 66 x 49 cm [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.tvproducts.cz/cz/detail/homelife-pomocnik-pro-vstavani-p100-70-x-66-x-49-cm-vpid976?gclid=CjwKCAiArNOeBhAHEiwAze_nKly8BbvGspDwDQMTHgGYxnTFzSAMuJb8gFa9d7cQynu24L7yUhFCzhoCF1IQAvD_BwE

[75] *WON-MED zdravotní potřeby Drdlová: DMA 799 HRAZDA K POLOHOVÁNÍ PACIENTA* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.zdravotnicke-potreby-welnes.cz/dma-799-hrazda-k-polohovani-pacienta/?gclid=CjwKCAiArNOeBhAHEiwAze_nKCqW7dw-KXpXNfrp5_wx7_s5HPN5s7ID5ldC7TOkjsGXCjF9RHrnSBoCwm4QAvD_BwE

[76] *tvproducts.cz: Krokovací kloubové chodítka pro seniory* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.tvproducts.cz/cz/detail/choditko-krokovaci-kloubove-pro-seniory>

[77] *TORFZIEGLER: SPECIÁLNÍ SEDACÍ KLÍN* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: https://www.torf-ziegler.com/produkt/specialni-sedaci-klin-2005?gclid=CjwKCAiArNOeBhAHEiwAze_nKAqsjAVUsWdFePfGqI_aAOA|cmhCzMsTj-VZO0_tDwQUR--ZqeugxoCCWYQAvD_BwE

[78] *MOTECK: MK32* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.motack.com/product-MK32-MK32.html>

[79] *Nábytkářský informační systém: Rozměry: Úchytky a tolerance sedacího nábytku* [online]. [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.n-i-s.cz/cz/rozmary/page/55/>

[80] *Sharplayers* [online]. [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://eshop.sharplayers.cz/p/linearni-lozisko-s-vozikem-sc?gclid=CjwKCAjwjMiiBhA4EiwAZe6jQ7GujyduCqUW8#881>

[81] KAŇA, Vojtěch. *Šnekový dopravník* [online]. Brno, 2017 [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=149611. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Martin Jonák.

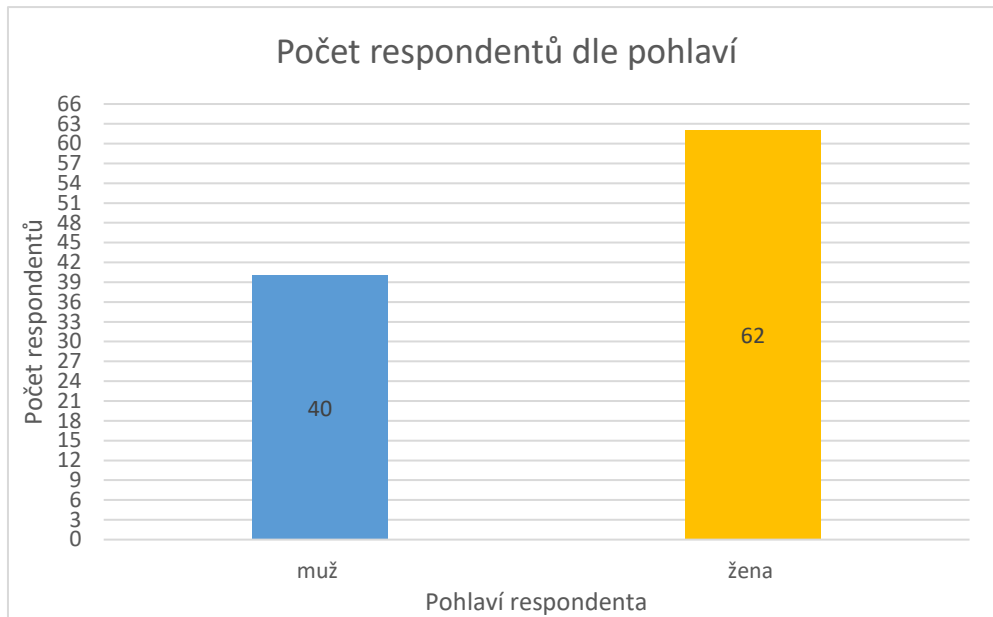
[82] BOLEK, A., J. KOCHMAN a a kol. *Části strojů*. Praha: ČNTL, 1989. ISBN 80-3-00046-7.

[83] *Oborový informační systém šroub a matka.cz: MECHANICKÉ VLASTNOSTI OCELOVÝCH ŠROUBŮ. Šroub a matka.cz* [online]. [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://www.sroubamatka.cz/cs/technicke-informace/mechanicke-vlastnosti-ocelovych-sroubu.html>

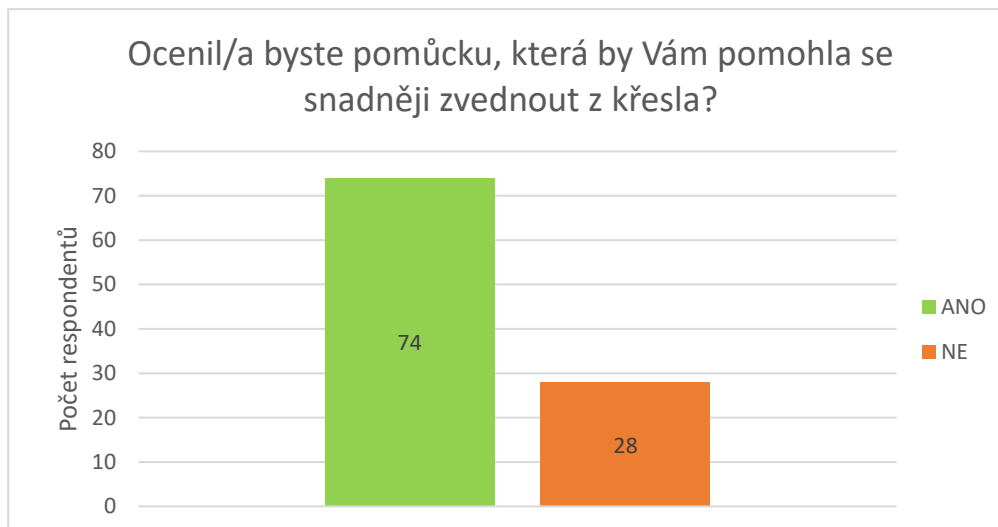
[84] POLČÁK, Marek. *NÁVRH PŘÍPRAVKU PRO MĚŘENÍ KRITICKÉHO NAPĚTÍ ZTRÁTY STABILITY TENKOSTĚNNÝCH L-PROFILŮ* [online]. Brno, 2019 [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=193229. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Marek Horák, Ph.D.

PŘÍLOHA č. 1

Grafy vyplývající z výsledků statistického průzkumu

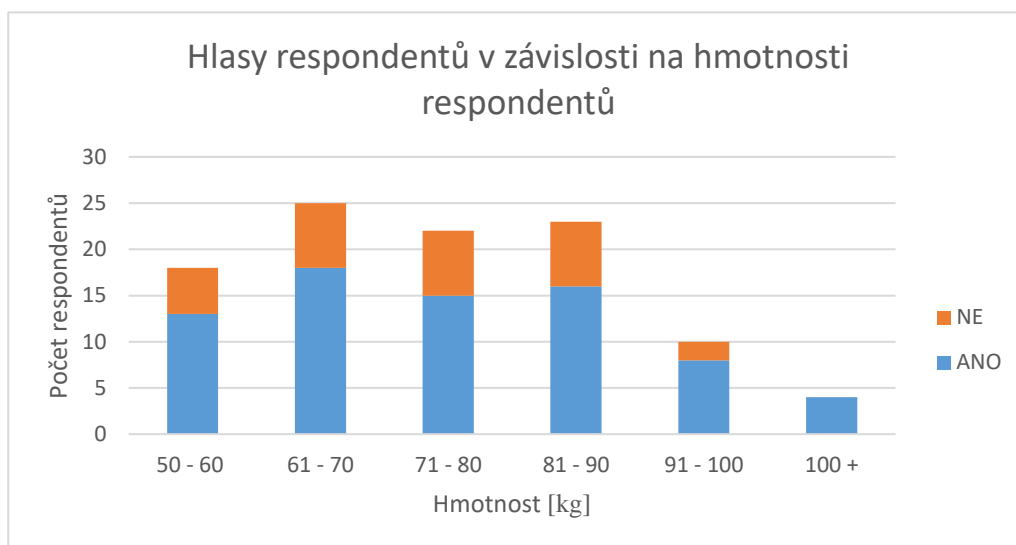


Obrázek p1 1 Rozdělení respondentů dle pohlaví

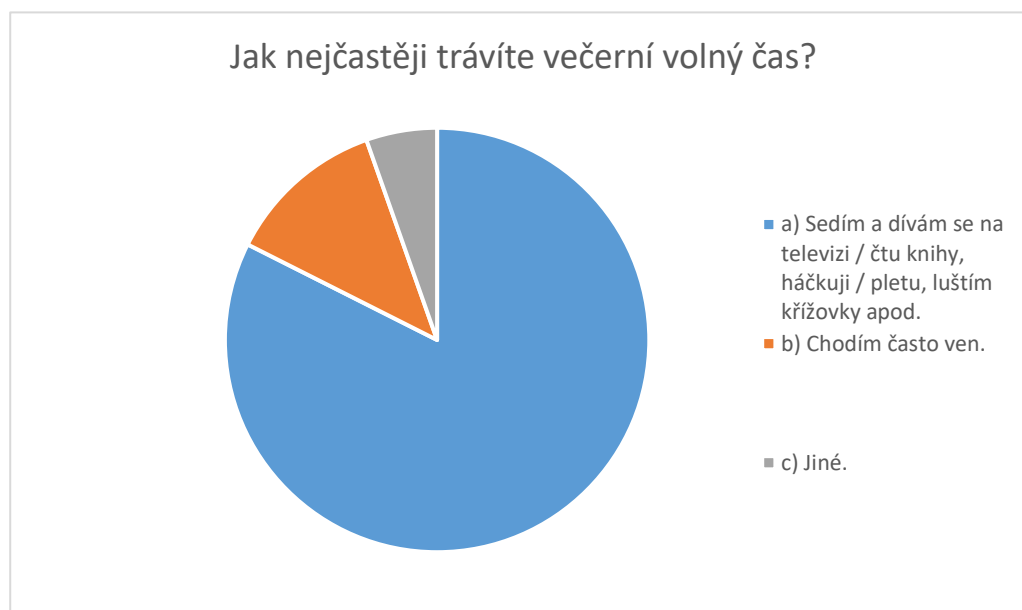


Obrázek p1 2 Počet respondentů, kteří by pomůcku ocenili, a kteří nikoliv

Potenciální klienti jsou v grafu (obr. p1 3) označeni modrou barvou, zatímco osoby, které neprojevily o pomůcku zájem jsou v grafu označeni oranžovou barvou.

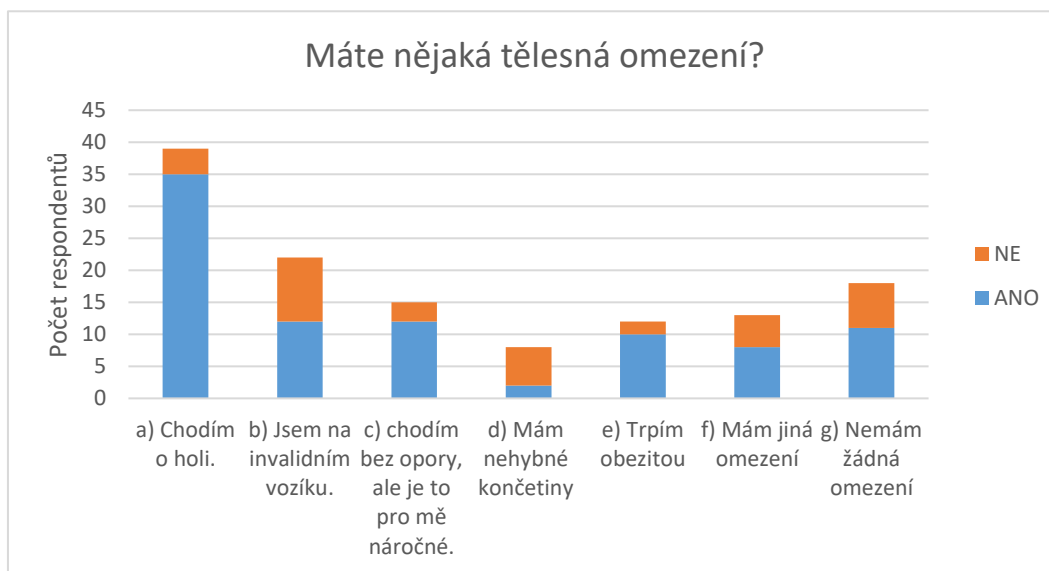


Obrázek p1 3 Zájem o asistenční pomůcku dle hmotnosti respondentů

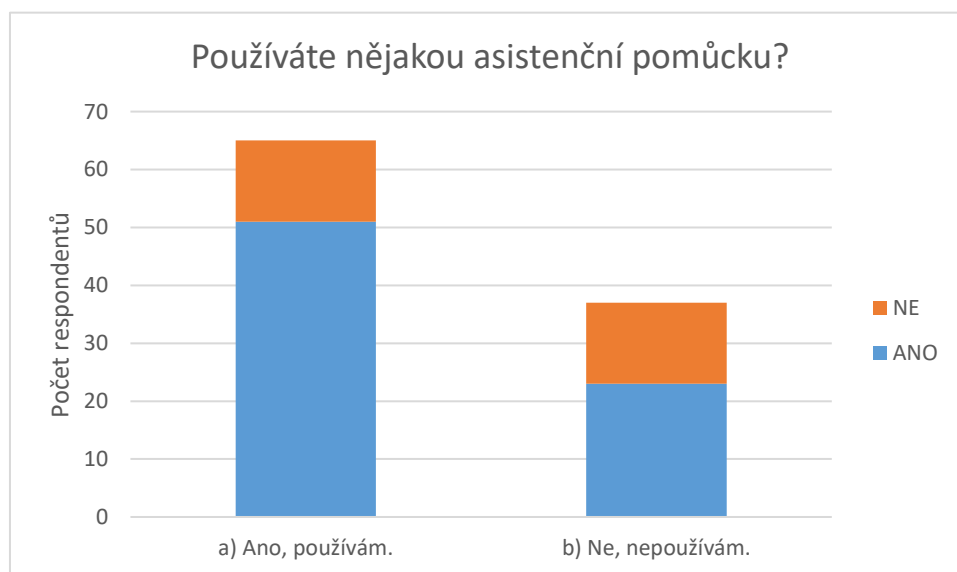


Obrázek p1 4 Zobrazení aktivit potenciálních klientů ve večerních hodinách

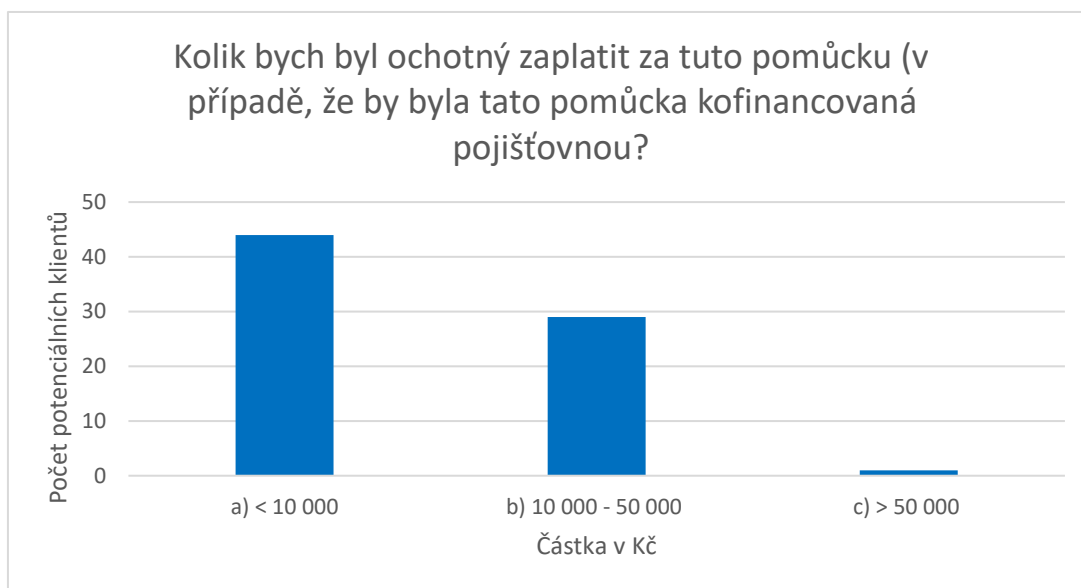
Potenciální klienti jsou v grafu (obr. p1 5 a p1 6) označeni modrou barvou, zatímco osoby, které neprojevily o pomůcku zájem jsou v grafu označeni oranžovou barvou.



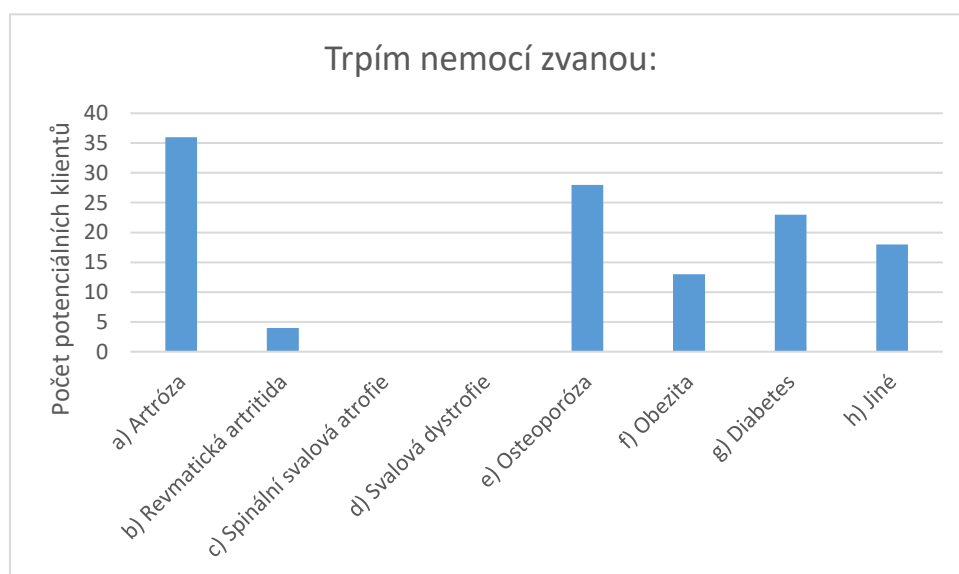
Obrázek p1 5 Přehled tělesných omezení cílové skupiny



Obrázek p1 6 Statistické výsledky používání některé z dostupných asistenčních pomůcek



Obrázek p1 7 Cena asistenční pomůcky, v případě kofinancování pojišťovnou



Obrázek p1 8 Přehled onemocnění vyskytující ve skupině potenciálních klientů

PŘÍLOHA č. 2

Katalogový list lineárních pohonů Moteck MK32

Actuator MK32

MK32 is a small actuator with push/pull force up to 3500N. It features compact outline and low noise level that is mainly suitable for medical and furniture applications such as recliners, beds, etc., as well as various industrial applications with limited installation space.



Features and Options

Main applications: Medical, furniture, industry

Standard features:

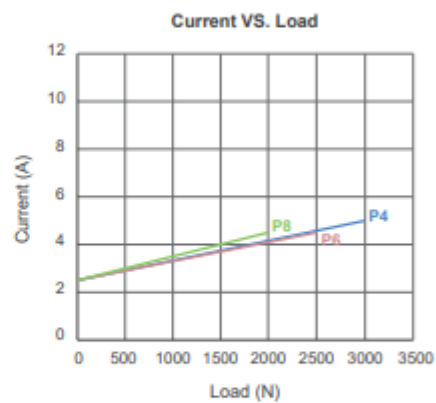
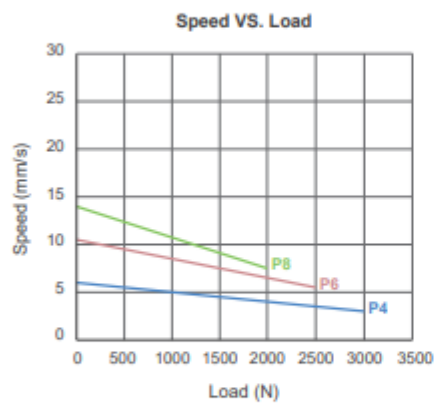
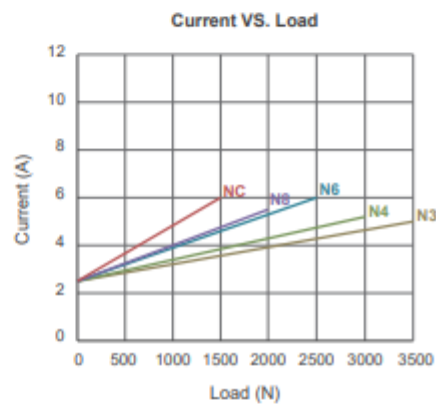
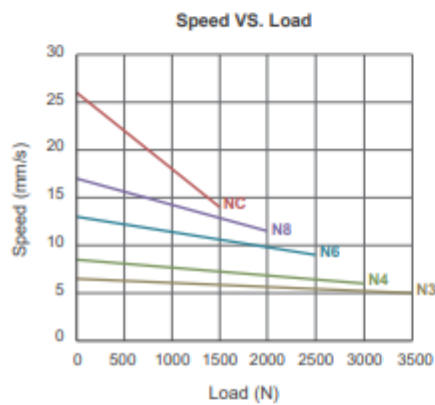
- Input voltage: 24V DC
- Max. load: 3500N (Push/Pull)
- Speed at no load: 26.0mm/sec (Typical value)
- Speed at full load: 5.0mm/sec (Typical value @3500N loaded)
- Stroke: 50 ~ 600mm
- Noise level: ≤ 52 dB
- IP level: IPX4, IP66 (Static; non-action)
- Aluminum alloy outer tube and gear box
- Color: Aluminum grey
- Preset limit switches
- Duty cycle: 10%, max. 2 min. continuous operation in 20 min.
- Operating ambient temperature: $-20^{\circ}\text{C} \sim +65^{\circ}\text{C}$

Options:

- Positioning signal feedback with dual Hall effect sensors
- Safety nut (in push direction)
- Mechanical push only extension tube

Performance Data

Model No.	Push / Pull Max. (N)	* Typical Speed (mm/s)		* Typical Current @ 24V DC	
		No Load	Full Load	No Load	Full Load
MK32-24N3-XXX.XXX-XXXXXXXX	3500	6.5	5.0	2.5	5.0
MK32-24N4-XXX.XXX-XXXXXXXX	3000	8.5	6.0	2.5	5.2
MK32-24N6-XXX.XXX-XXXXXXXX	2500	13.0	9.0	2.5	6.0
MK32-24N8-XXX.XXX-XXXXXXXX	2000	17.0	11.5	2.5	5.5
MK32-24NC-XXX.XXX-XXXXXXXX	1500	26.0	14.0	2.5	6.0
MK32-24P4-XXX.XXX-XXXXXXXX	3000	6.0	3.0	2.5	5.0
MK32-24P6-XXX.XXX-XXXXXXXX	2500	10.5	5.5	2.5	4.5
MK32-24P8-XXX.XXX-XXXXXXXX	2000	14.0	7.5	2.5	4.5



Remarks:

* The typical speed or typical current means the average value neither upper limit nor lower limit. The performance curves are made with typical values.

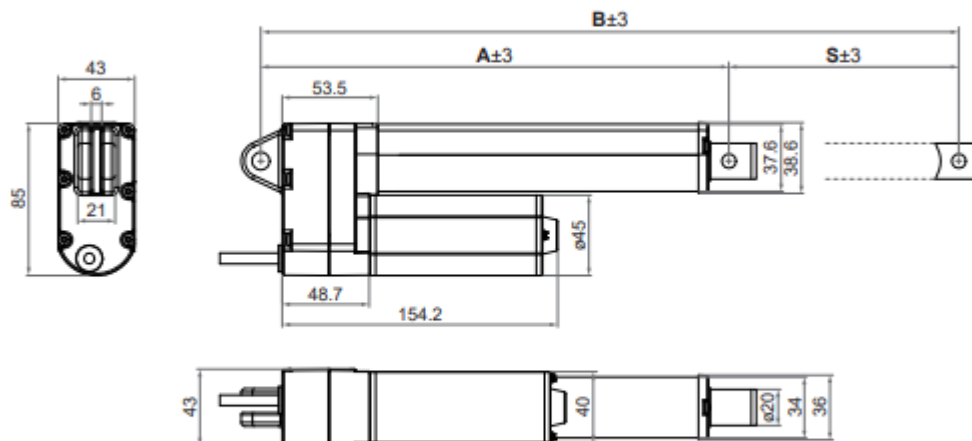
Dimensions

- Available stroke (S) range = 50 ~ 600mm (± 3 mm)
- Retracted length (A) $\geq S + 112$ mm + E + F + R + D (± 3 mm)

Stroke	E
$50 \leq S \leq 150$ mm	0mm
$151 \leq S \leq 300$ mm	10mm
$301 \leq S \leq 400$ mm	20mm
$401 \leq S \leq 500$ mm	30mm
$501 \leq S \leq 600$ mm	40mm
Front connector code	F
1, 2	0mm
3	13mm
4	7mm
8	1mm
Rear connector code	R
0, 1	0mm
8	3mm
Safety option	D
0, P	0mm
S, A	10mm

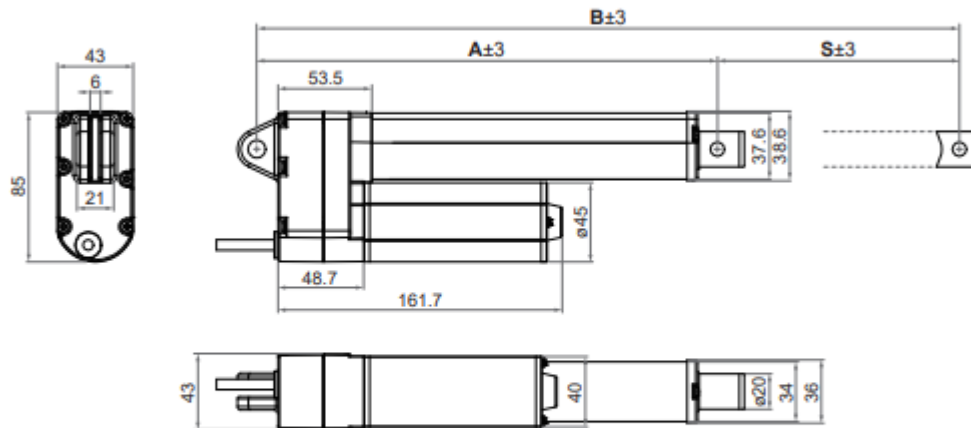
- $S \geq 601$ mm, please consult MOTECK sales representative for feasibility and the available.
- Extended length (B) = Retracted length (A) + Stroke (S) (± 3 mm)

- Drawing
 - Basic (Without positioning feedback)



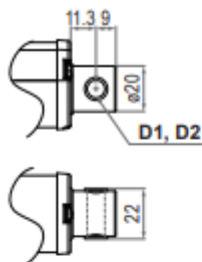
Unit: mm

- With dual Hall effect sensors for positioning

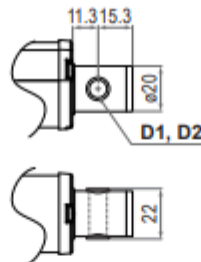


• Front connector

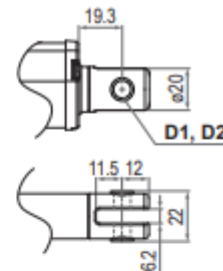
1: Metal solid



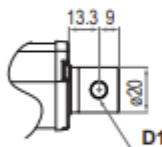
2: Drilled hole
(IP66 cannot be selected)



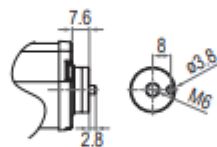
3: Metal slot



4: Plastic solid, black



8: M6 screw



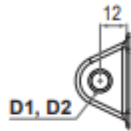
Front connector code	Diameter of pivot without bushing (D1)	Diameter of pivot with bushing (D2)
1	ø8, ø10	ø8
2	ø8, ø10	ø8
3	ø8, ø10	ø8
4	ø8, ø10	N/A
8	N/A	N/A

Unit: mm

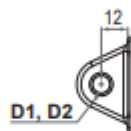
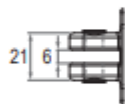
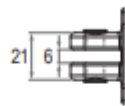
• Rear connector

0: Metal slot

0°

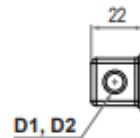


90°

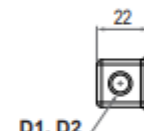
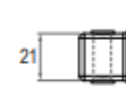


1: Metal solid

0°

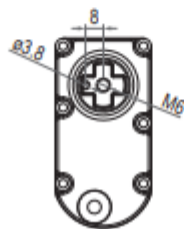
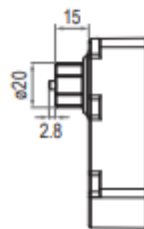


90°



8: M6 screw

0°



Rear connector code	Diameter of pivot without bushing (D1)	Diameter of pivot with bushing (D2)
0	ø8, ø10	ø8
1	ø8, ø10	ø8
8	N/A	N/A

Unit: mm

Compatibility

Product	Model	Application condition	MK32 spec
Control box	CM45, MD6C, MD6C-M	• Max. 5A current per channel	• Without positioning feedback • With Moteck H-type or V-type DIN plug
	CM23, MD6C-M	• Max. 5A current per channel	• With dual Hall effect sensors for positioning • With Moteck H-type or V-type DIN plug
	CB5P-M, CM41-M	• Max. 5A current per channel	• With Moteck LR-type minifit plug
Controller	CI72		• Standard
Accessory	MB22 mounting bracket (Fig. 1)	• Connect the front or rear connectors of the actuator	• Standard, mounting hole ø8mm or ø10mm



Fig. 1

Remarks:

If the current limit of the selected control box is lower than the typical current of the actuator model under full load, the actuator could not be operated in full performance.

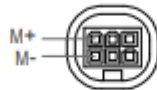
Cable Plug

Motect H-type, V-type, LR-type or L3-type DIN plug

- Without positioning feedback



H-type or V-type
4-pin DIN plug

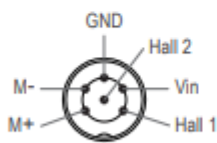


LR-type
6-pin minifit plug

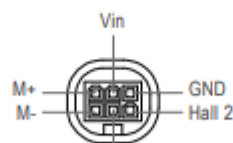


V-type plug

- With dual Hall effect sensors for positioning



H-type or V-type
4-pin DIN plug



LR-type
6-pin minifit plug



H-type plug



LR-type plug

Note:

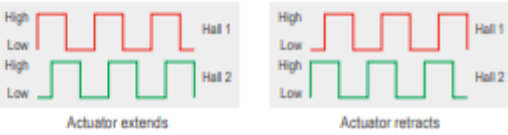
Connect M+ to "Vdc +" & M- to "Vdc -" of DC power to extend the actuator.
Switch the polarity of DC input to retract it.

Cable with Flying Leads

- Without positioning feedback

	Wire color	Definition	Descriptions
Power wires	Blue	DC power	Connect blue wire to "Vdc +" & brown wire to "Vdc -" of DC power to extend the actuator. Switch the polarity of DC input to retract it.
	Brown		

- With dual Hall effect sensors for positioning

	Wire color	Definition	Descriptions																			
Power wires	Blue	DC power	Connect blue wire to "Vdc +" & brown wire to "Vdc -" of DC power to extend the actuator. Switch the polarity of DC input to retract it.																			
	Brown																					
Signal wires	Yellow	Vin	Voltage input range: 5 ~ 20V																			
	Red	Hall 1 output	High= Input - 1.2V ($\pm 0.6V$) Low= GND Hall signal data: 																			
	Green	Hall 2 output	Hall effect sensor resolution:																			
	Black	GND		<table border="1"> <thead> <tr> <th>Model No.</th> <th>Resolution (Pulses/mm)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>MK32-24N3-XXX.XXX-XXXHXXX</td> <td>10.125</td> </tr> <tr> <td>MK32-24N4-XXX.XXX-XXXHXXX</td> <td>7.594</td> </tr> <tr> <td>MK32-24N6-XXX.XXX-XXXHXXX</td> <td>5.063</td> </tr> <tr> <td>MK32-24N8-XXX.XXX-XXXHXXX</td> <td>3.797</td> </tr> <tr> <td>MK32-24N0-XXX.XXX-XXXHXXX</td> <td>2.531</td> </tr> <tr> <td>MK32-24P4-XXX.XXX-XXXHXXX</td> <td>7.594</td> </tr> <tr> <td>MK32-24P6-XXX.XXX-XXXHXXX</td> <td>5.063</td> </tr> <tr> <td>MK32-24P8-XXX.XXX-XXXHXXX</td> <td>3.797</td> </tr> </tbody> </table>	Model No.	Resolution (Pulses/mm)	MK32-24N3-XXX.XXX-XXXHXXX	10.125	MK32-24N4-XXX.XXX-XXXHXXX	7.594	MK32-24N6-XXX.XXX-XXXHXXX	5.063	MK32-24N8-XXX.XXX-XXXHXXX	3.797	MK32-24N0-XXX.XXX-XXXHXXX	2.531	MK32-24P4-XXX.XXX-XXXHXXX	7.594	MK32-24P6-XXX.XXX-XXXHXXX	5.063	MK32-24P8-XXX.XXX-XXXHXXX	3.797
	Model No.	Resolution (Pulses/mm)																				
MK32-24N3-XXX.XXX-XXXHXXX	10.125																					
MK32-24N4-XXX.XXX-XXXHXXX	7.594																					
MK32-24N6-XXX.XXX-XXXHXXX	5.063																					
MK32-24N8-XXX.XXX-XXXHXXX	3.797																					
MK32-24N0-XXX.XXX-XXXHXXX	2.531																					
MK32-24P4-XXX.XXX-XXXHXXX	7.594																					
MK32-24P6-XXX.XXX-XXXHXXX	5.063																					
MK32-24P8-XXX.XXX-XXXHXXX	3.797																					

Ordering Key

		MK32- 24 N4 - 212 . 312 - 2 0 0 H 0 4 0											
Input voltage	24: 24V DC												
Motor and Spindle type	N3: 4500rpm / 3mm pitch N4: 4500rpm / 4mm pitch N6: 4500rpm / 6mm pitch N8: 4500rpm / 8mm pitch NC: 4500rpm / 12mm pitch P4: 3800rpm / 4mm pitch P6: 3800rpm / 6mm pitch P8: 3800rpm / 8mm pitch												
Retracted length <i>(Refer to Page 3)</i>	XXX												
Extended length <i>(Refer to Page 3)</i>	XXX												
Front connector <i>(Refer to Page 4)</i>	1: Metal solid 2: Drilled hole 3: Metal slot 4: Plastic solid, black 8: M6 screw												
Rear connector <i>(Refer to Page 5)</i>	1: Metal solid 0: Metal slot 8: M6 screw												
Pivot orientation of rear connector <i>(Refer to Page 5)</i>	0: 0° 9: 90°												
Positioning feedback	0: None H: Dual Hall effect sensors												
Option	0: None S: Safety nut P: Push only A: Safety nut + Push only												
IP level	0: No designation 4: IPX4 6: IP66												
Cable length	0: 300mm straight 3: 1000mm straight A: 450mm with 300mm coiled												

PŘÍLOHA č. 3

Katalogový list řídicí jednotky CB4P

Control Box CB4P

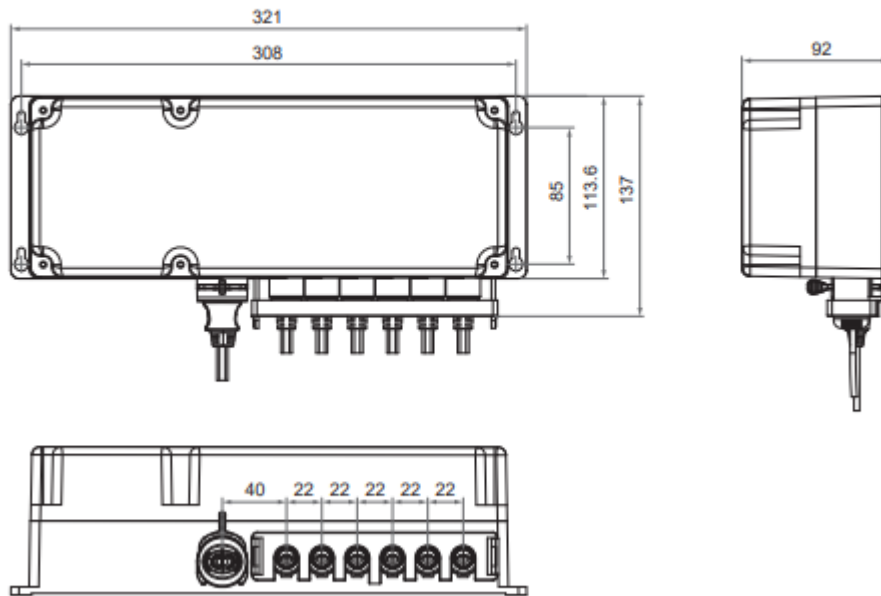
CB4P control box is mainly designed for the medical care applications, such as hospital bed and nursing bed. With the optional High Power and Synchronization functions, there are three versions in this series as CB4P, CB4P-SY and CB4P-HP.



Features

- Main applications: Medical, home care
- Input: 110V AC 60Hz / 230V AC 50Hz
- Output voltage: 24V DC
- Output rated current: Refer to Compatibility (p.4)
- Power supply: Toroidal transformer 156W / 180W / 216W
- Max. number of actuators: 4 channels
- Max. number of controls: 2 channels
- Duty cycle: 10%, max. 2 min. continuous operation in 20 min.
- Over-current protection function
- IP level: IP54, IPX6
- Electric shock protection level: Class I
- Color: Light grey RAL 7035
- 3-Pin detachable AC power cord: 3000mm
- CE Marking: EN IEC 60601-1, EN IEC 60601-1-2 (for CB4P only)
- Rechargeable lead-acid battery (1.3 Ah)

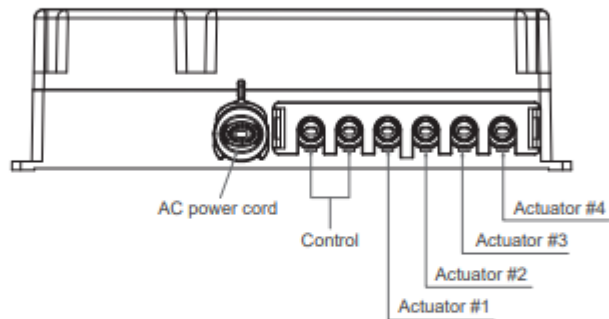
Dimensions



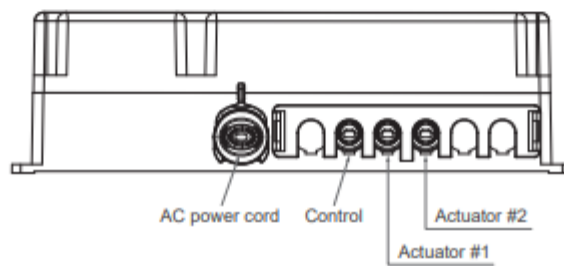
Unit: mm

I/O Introduction

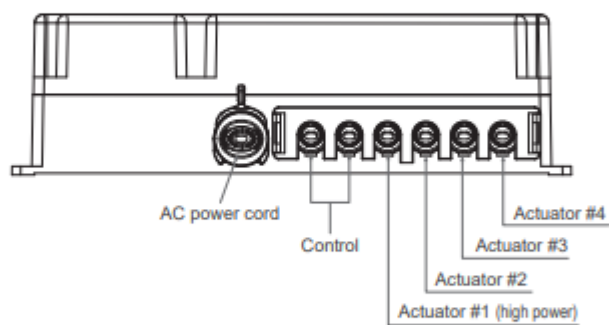
Standard (CB4P)



Synchronization version (CB4P-SY)



High power version (CB4P-HP)



Compatibility

Actuators

Version	Actuator port	Compatible models	Compatible requirement
CB4P (Standard)	Max. 4 channels with max. 3A current per channel.	MD66, MD7, MD21, DLC1, DLC2	<ul style="list-style-type: none"> Without positioning sensor With Moteck H-type DIN plug
CB4P-SY (Synchronization)	2 channels with max. 4.5A current per channel.	MD60, DLC1	<ul style="list-style-type: none"> Dual Hall effect sensors With Moteck H-type DIN plug
CB4P-HP (High power)	1 channel with max. 9A current.	MD80, MD100	<ul style="list-style-type: none"> Without positioning sensor With Moteck J2-type phone jack
	Max. 3 channels with max. 3A current per channel.	MD66, MD7, MD21	<ul style="list-style-type: none"> Without positioning sensor With Moteck H-type DIN plug



The feedback signal phase of dual Hall effect sensors from actuators must be "Type A" defined by Moteck in order to be compatible with CB4P-SY.

Controls

Version	Control port	Compatible models	Compatible requirement
CB4P (Standard)	Max. 2 channels	HC, HF, HT, H3F, H3T, HS12, FS2	<ul style="list-style-type: none"> Moteck P1 control category With Moteck H-type DIN plug
CB4P-SY (Synchronization)	Max. 1 channel	HC	<ul style="list-style-type: none"> Moteck S1 control category With Moteck H-type DIN plug
CB4P-HP (High power)	Max. 2 channels	HC, HF, HT, H3F, H3T, HS12, FS2	<ul style="list-style-type: none"> Moteck P1 control category With Moteck H-type DIN plug

Socket

Control socket for Moteck H-type DIN plug

- CB4P (Standard): Moteck P1 control category
 - 3 drives model / 4 drives model
 - 2 drives model



8-pin socket



5-pin socket

- CB4P-SY (Synchronization version): Moteck S1 control category



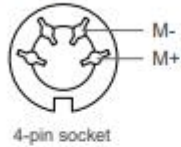
5-pin socket



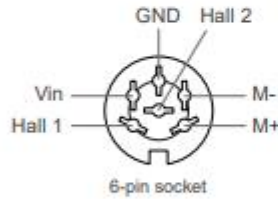
H-type plug

Actuator socket for Moteck H-type DIN plug

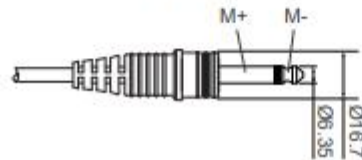
- Without positioning feedback sensors



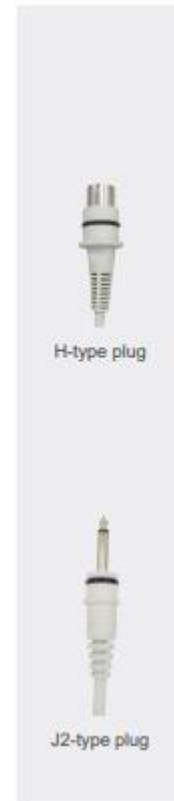
- Positioning feedback with Hall effect sensor x 1 or x 2








Actuator socket for J2-type Phone jack



Note: Connect M+ to "Vdc +" & M- to "Vdc -" of DC power to extend the actuator.
Switch the polarity of DC input to retract it.



- AC Power cord

Plug type (plug in the wall)	Connector type (plug in the control box)	Remarks
US 3-pin plug 	IEC 60320 C13 type connector 	<ul style="list-style-type: none"> • AC power cord length: 3000mm straight • Color: Light grey RAL 7035
CEE 7/17(VDE 3P) plug 		
UK 3-pin plug 		
CHINA CCC 3-pin plug 		

Ordering Key

Standard (CB4P)

		CB4P - 230 - 24 - 2 - 4 - CG - BA						
Input voltage	110: 110V AC 230: 230V AC							
Output voltage	24: 24V DC							
Number of control	1: 1 channel 2: 2 channels							
Number of actuator	3: 3 channels 4: 4 channels							
Charger function	Standard							
Battery	Blank: Without battery BA: With battery							

Synchronization version (CB4P-SY)

		CB4P - 230 - 24 - 1 - 2 - SY - CG - BA						
Input voltage	110: 110V AC 230: 230V AC							
Output voltage	24: 24V DC							
Number of control	1: 1 channel							
Number of actuator	2: 2 channels							
Synchronization function	SY: Synchronization for 2 actuators							
Charger function	Standard							
Battery	Blank: Without battery BA: With battery							

High power version (CB4P-HP)

CB4P - 230 - 24 - 2 - 4 - HP - CG - BA

Input voltage	110: 110V AC 230: 230V AC
Output voltage	24: 24V DC
Number of control	1: 1 channel 2: 2 channels
Number of actuator	3: 3 channels 4: 4 channels
High power type	HP: High power for 1 actuator
Charger function	Standard
Battery	Blank: Without battery BA: With battery

Terms of Use

The user is responsible for the suitability of MOTECK products, and the products listed on the MOTECK website are subject to change without notice. MOTECK reserves the right to terminate sales or delete any products displayed on the website or listed in its catalog.

PŘÍLOHA č. 4

Katalogový list ovladače H2D

Hand Control H2D

H2D is mainly designed for medical and home care applications. It is compatible to many Moteck control boxes. And 2-level nurse lock is optional.



Feature

- Main applications: Medical, home care
- Max. motor number to control: 4
- Available number of buttons: 8, 10 or 12
- IP Protection level: IPX4
- Color: Light gray (RAL 7035)
- Button material: ABS
- LED indicator
- With hook for easy placement (30mm gap)
- Cable length: Total 880mm long with 420mm spiral

Option

- Joint movement for 2 motors
- 2-level nurse lock
- 50mm hook gap

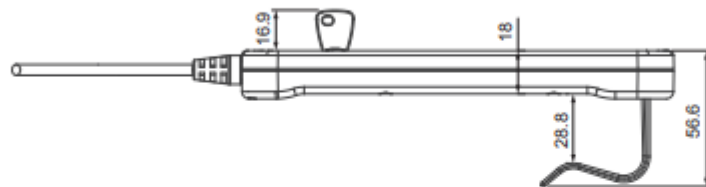
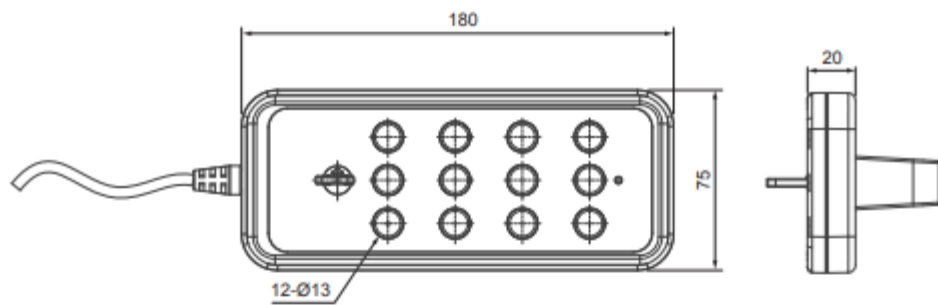
Compatibility

Product	Model	H2D spec
Control box	CB4P, CB4M, MD6C, MD7C, MD80M	- Moteck P1 control category - With Moteck H-type or V-type DIN plug

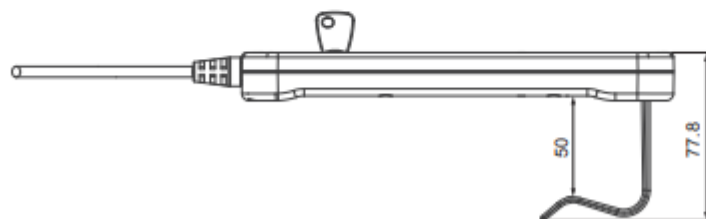
Cable plug



Dimensions









With 50mm hook



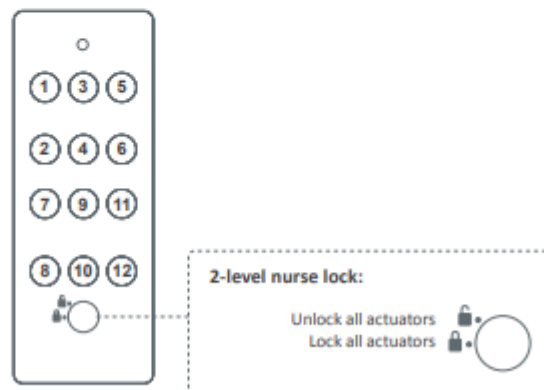
Standard Panel Artwork

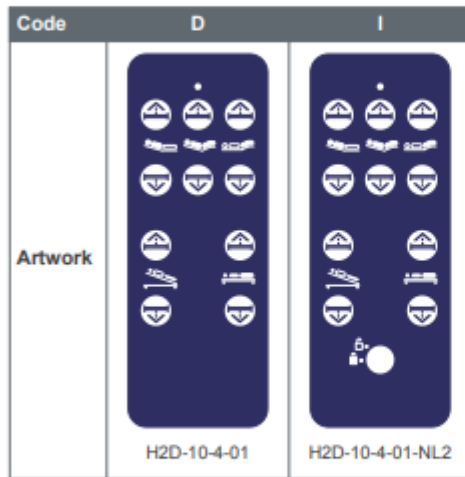
Motek P1 control category

Code	B	C	E
Artwork			
	H2D-08-3-01	H2D-10-4-01	H2D-12-4-01
Code	F	G	H
Artwork			
	H2D-08-3-01-NL2	H2D-10-4-01-NL2	H2D-12-4-01-NL2

- Artwork B, C, E, F, G, H

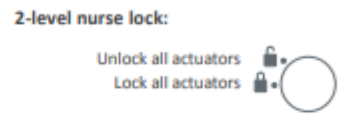
- ① Actuator #1 extend
- ② Actuator #1 retract
- ③ Actuator #1 & 2 extend
- ④ Actuator #1 & 2 retract
- ⑤ Actuator #2 extend
- ⑥ Actuator #2 retract
- ⑦ Actuator #3 extend
- ⑧ Actuator #3 retract
- ⑨ Actuator #3 & 4 extend
- ⑩ Actuator #3 & 4 retract
- ⑪ Actuator #4 extend
- ⑫ Actuator #4 retract





- Artwork D, I

- ① Actuator #1 extend
- ② Actuator #1 retract
- ③ Actuator #1 & 2 extend
- ④ Actuator #1 & 2 retract
- ⑤ Actuator #2 extend
- ⑥ Actuator #2 retract
- ⑦ Actuator #3 extend & #4 retract
- ⑧ Actuator #3 retract & #4 extend
- ⑨ Actuator #3 & #4 extend
- ⑩ Actuator #3 & 4 retract



Remarks:

When releasing the button, actuator stops and LED indicator turns off immediately.

Ordering Key

Ordering Key	
	H2D - 10 - 4 - 01 - NL2 - H30 - I - V
Button	08: 8 buttons 10: 10 buttons 12: 12 buttons
Number of motor	3: 3 motors 4: 4 motors
Function	00: Standard 01: Joint movement
Nurse lock	Blank: Without nurse lock (standard) NL2: 2-level nurse lock
Accessory	H30: 30mm hook (standard) H50: 50mm hook
Panel artwork code	B - I: (Refer to Standard Panel Artwork)
Cable plug	H: H-type DIN plug V: V-type DIN plug

Terms of Use

The user is responsible for application suitability of Moteck products. As ongoing improvement process continues, products listed on the Moteck website are subject to change without prior notice. Moteck reserves the right to terminate the sales or remove any product displayed on the website, or listed in its catalogues.

©2018 Sep. MOTECK. MO-FAM-T-0109 Version: 2.0

MOTECK
www.moteck.com

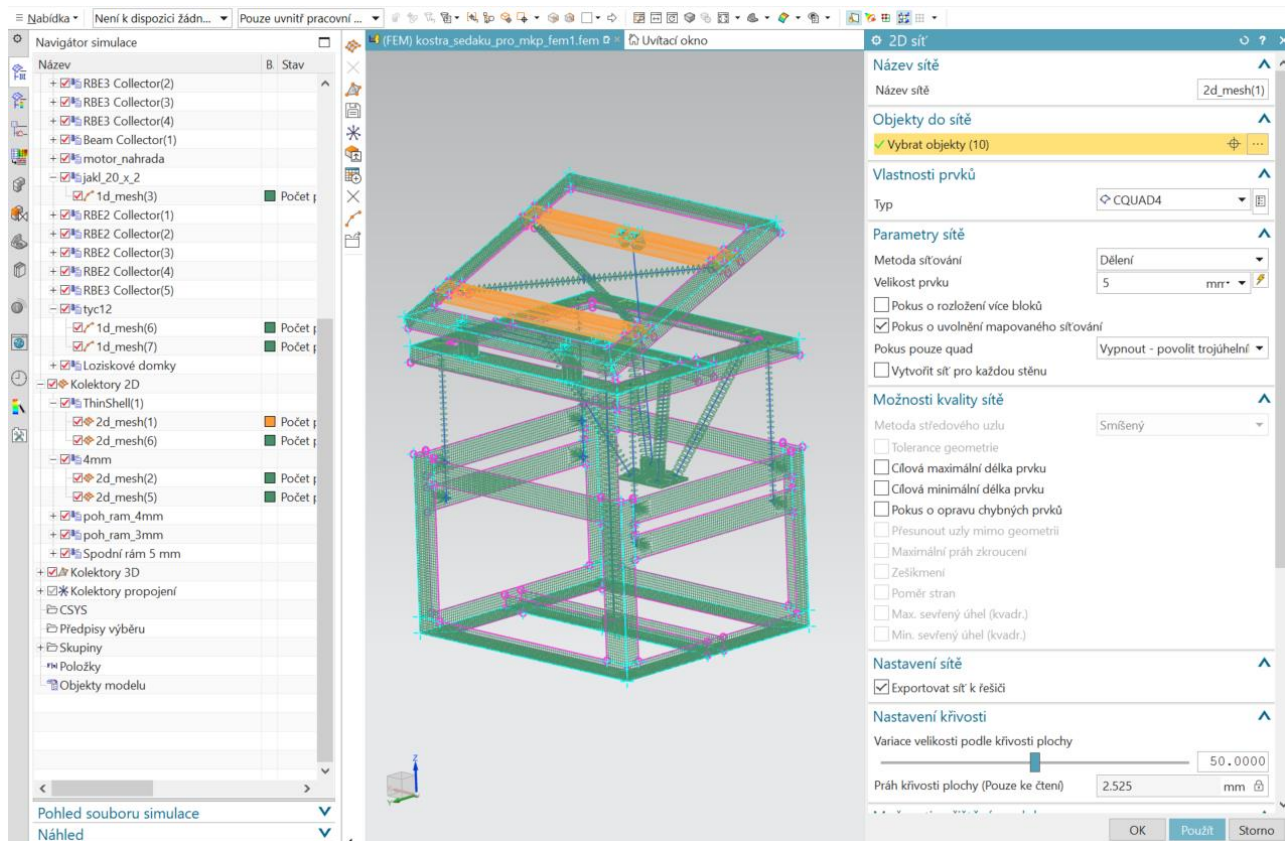
5

PŘÍLOHA č. 5

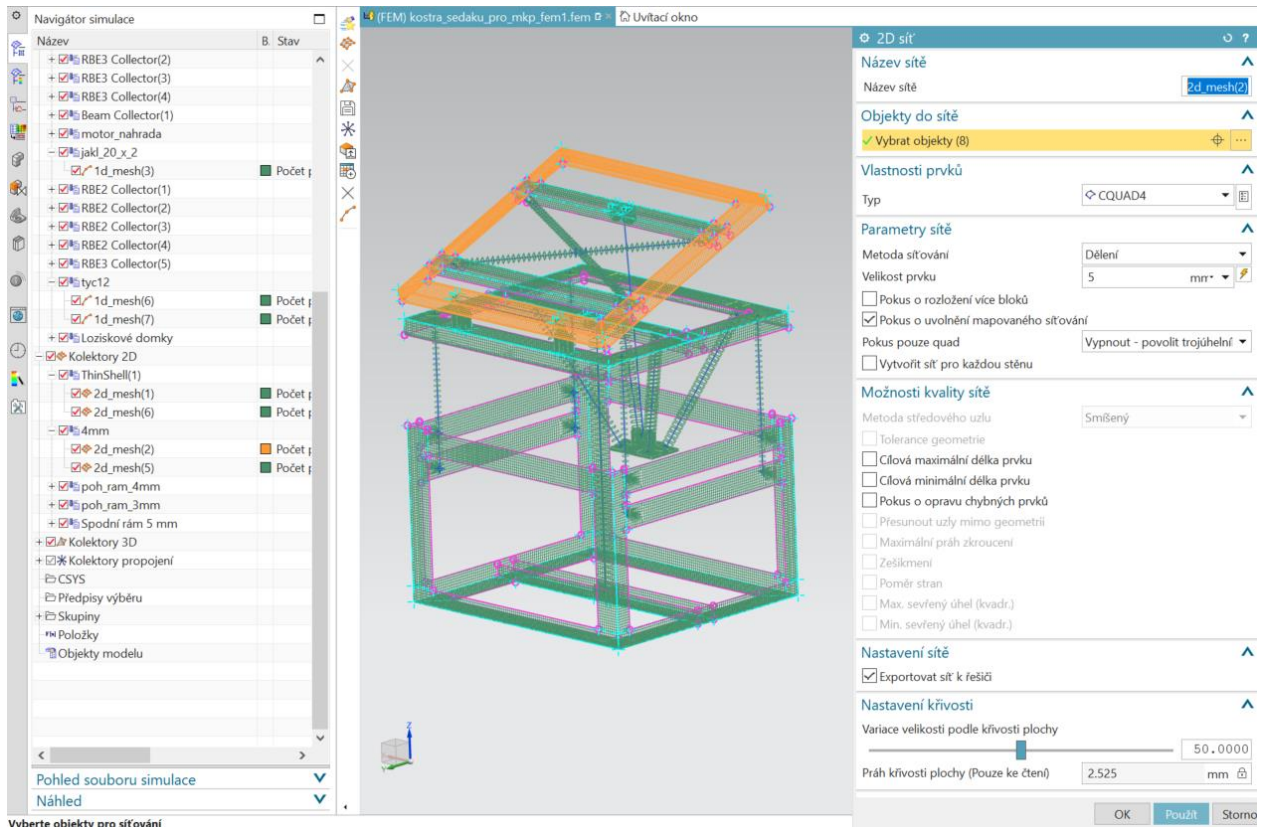
Detailní popis MKP analýzy

Nasítování rámu sedáku

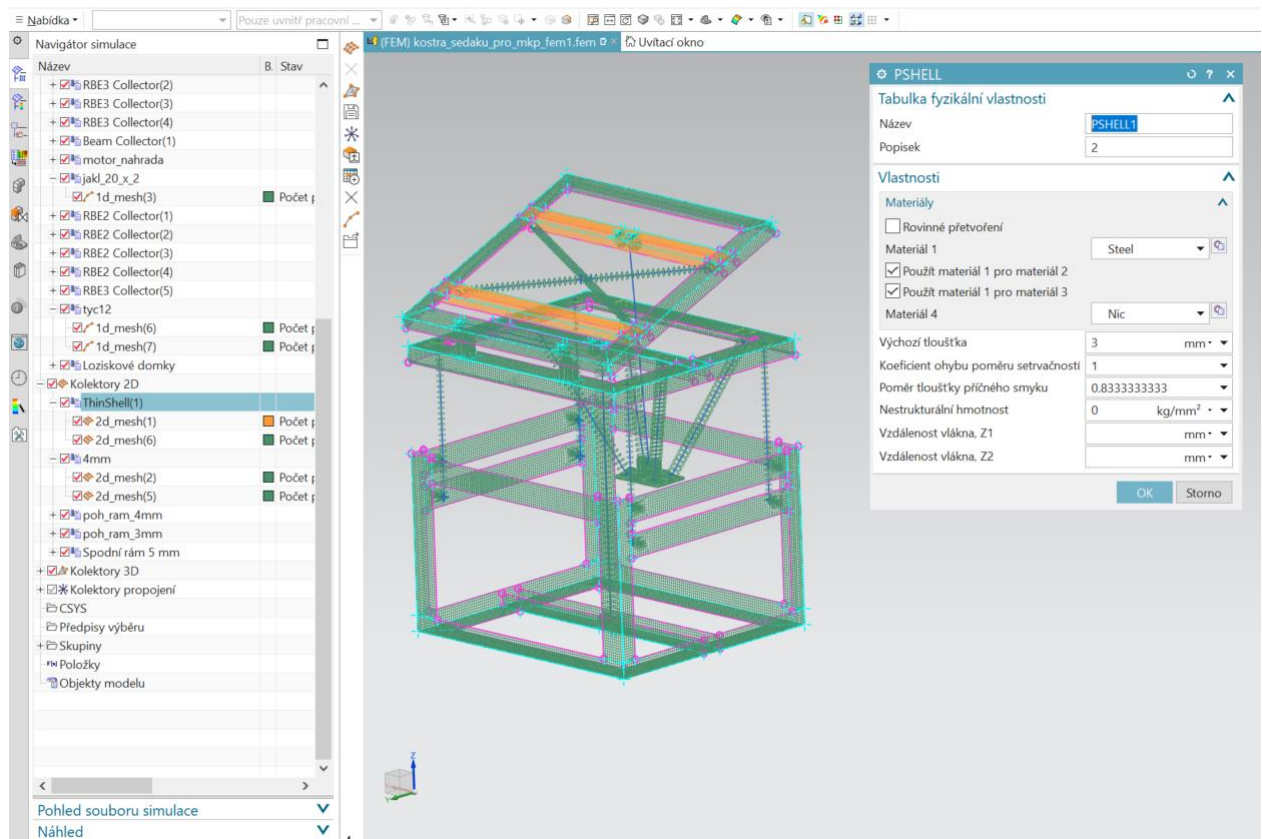
Pro U a L profily rámu sedáku byly pro nasítování použity 2D sítě. Pro 2D síť byly použity čtvercové prvky typu CQUAD4 o velikosti 5 mm (obr. p5 1 a p5 2). Následně byly nadefinovány vlastnosti kolektorů sítě. Pro oba typy profilů byl zvolen typ kolektoru sítě PSHELL, tedy typ definující tenkou skořepinu. Pro U profily byl ve vlastnostech kolektoru PSHELL1 materiál definován jako ocel a výchozí tloušťka byla zvolena na 3 mm, což odpovídá tloušťce použitého U profilu (obr. p5 3). Pro L profily byly definovány vlastnosti kolektoru PSHELL2. Materiálem byla opět ocel a výchozí tloušťka byla zvolena na 4 mm, odpovídající tloušťce navržených L profilů (obr. p5 4).



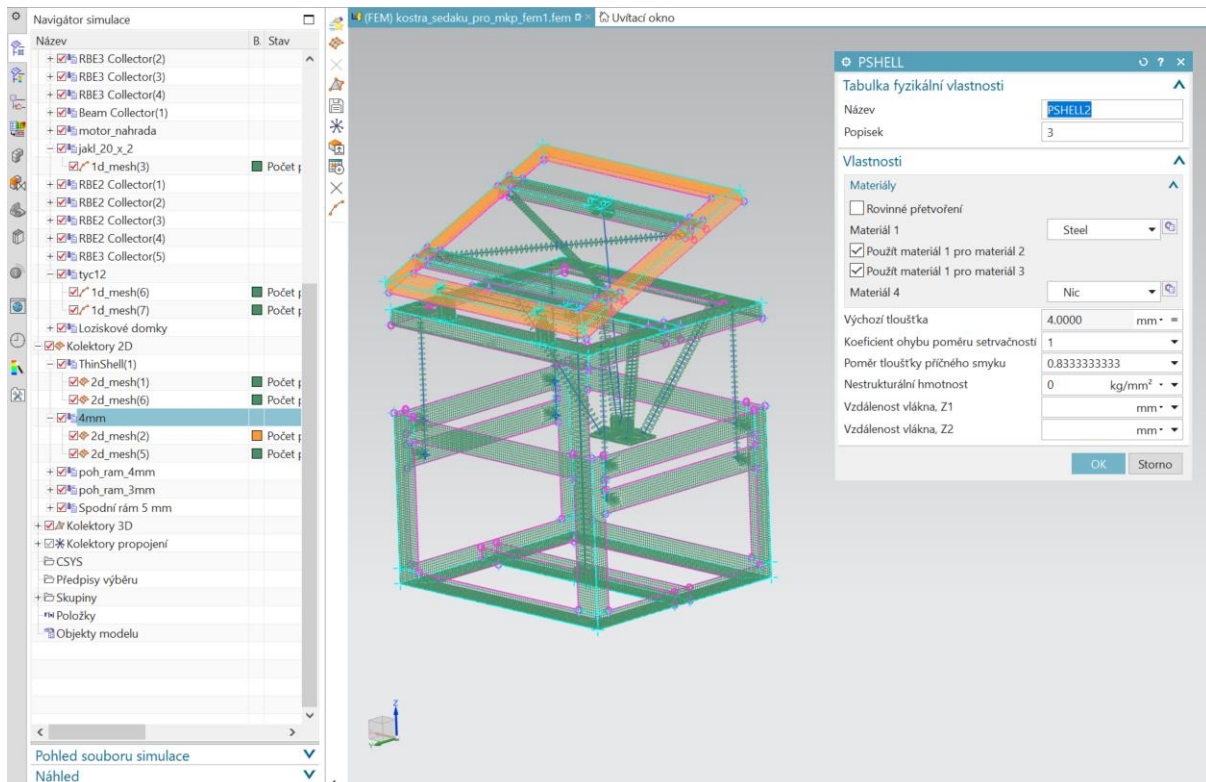
Obrázek p5 1 Definice 2D sítě pro U profily rámu sedáku



Obrázek p5 2 Definice 2D sítě pro L profily rámu sedáku

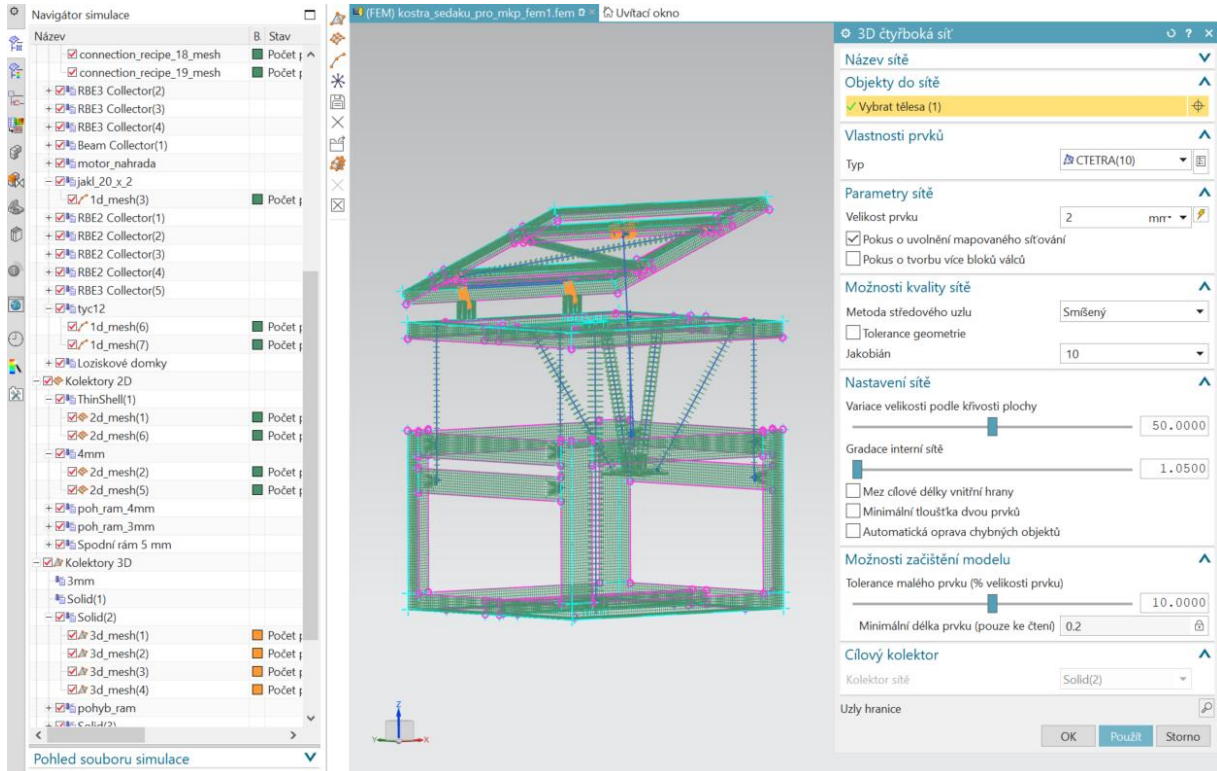


Obrázek p5 3 Vlastnosti kolektoru pro U profily rámu sedáku

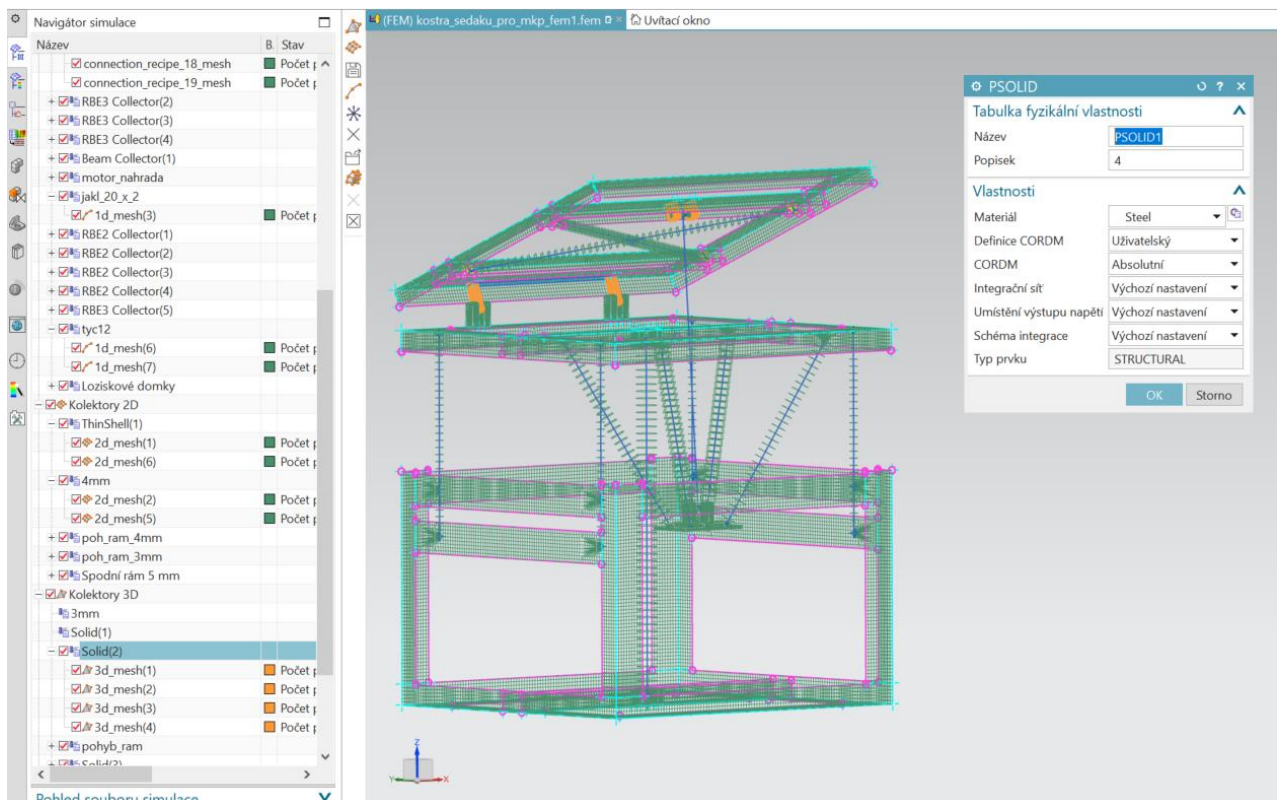


Obrázek p5 4 Vlastnosti kolektoru pro L profily rámu sedáku

Kloubové spoje pro uchycení rámu sedáku k pohyblivému rámu a kloubové spoje zajišťující uchycení motoru jsou nasítovány pomocí 3D sítě. Pro vytvoření sítě byly použity prvky typu CTETRA(10) o velikosti 2 mm (obr. p5 5). Dále byl definován materiál pro použitý typ kolektoru sítě PSOLID. Použitým materiálem je opět ocel (obr. p5 6).



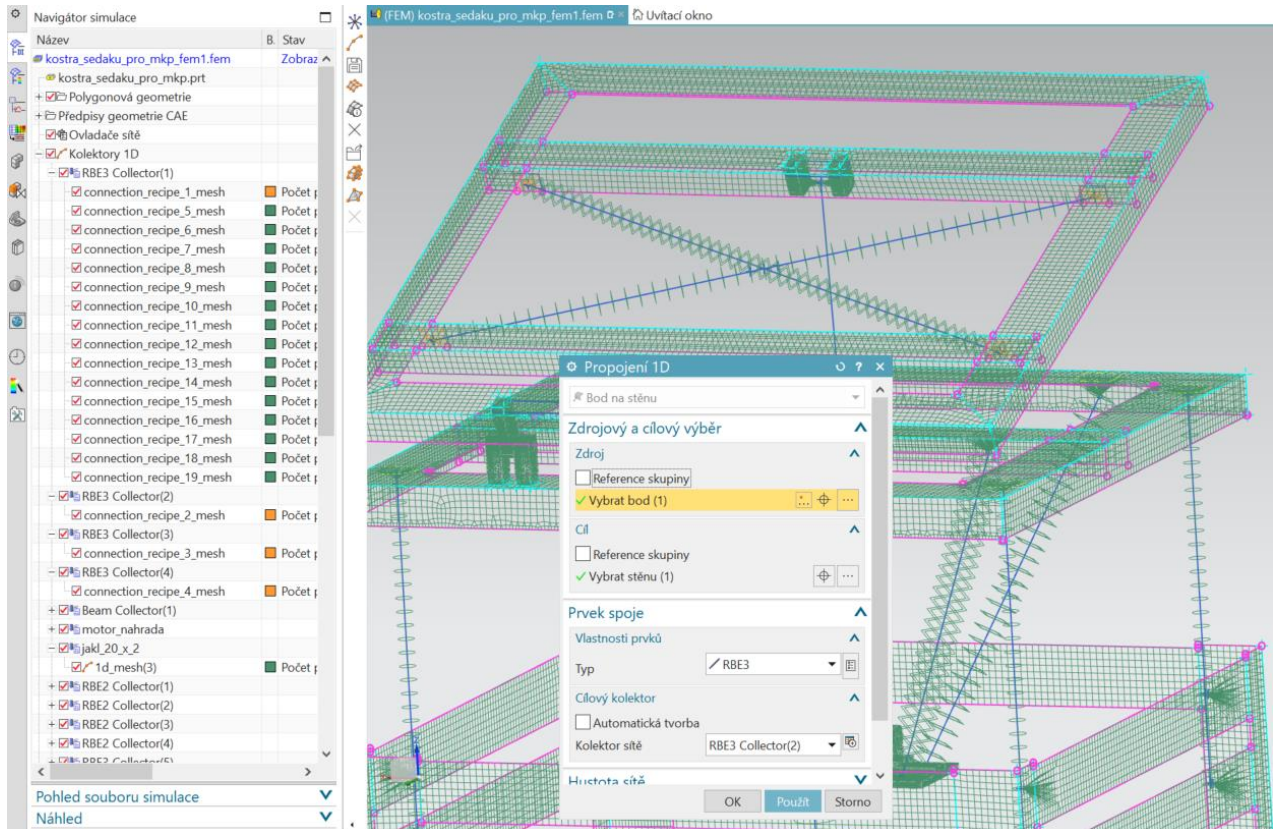
Obrázek p5 5 Definice 3D sítě pro kloubové spoje na rámu sedáku



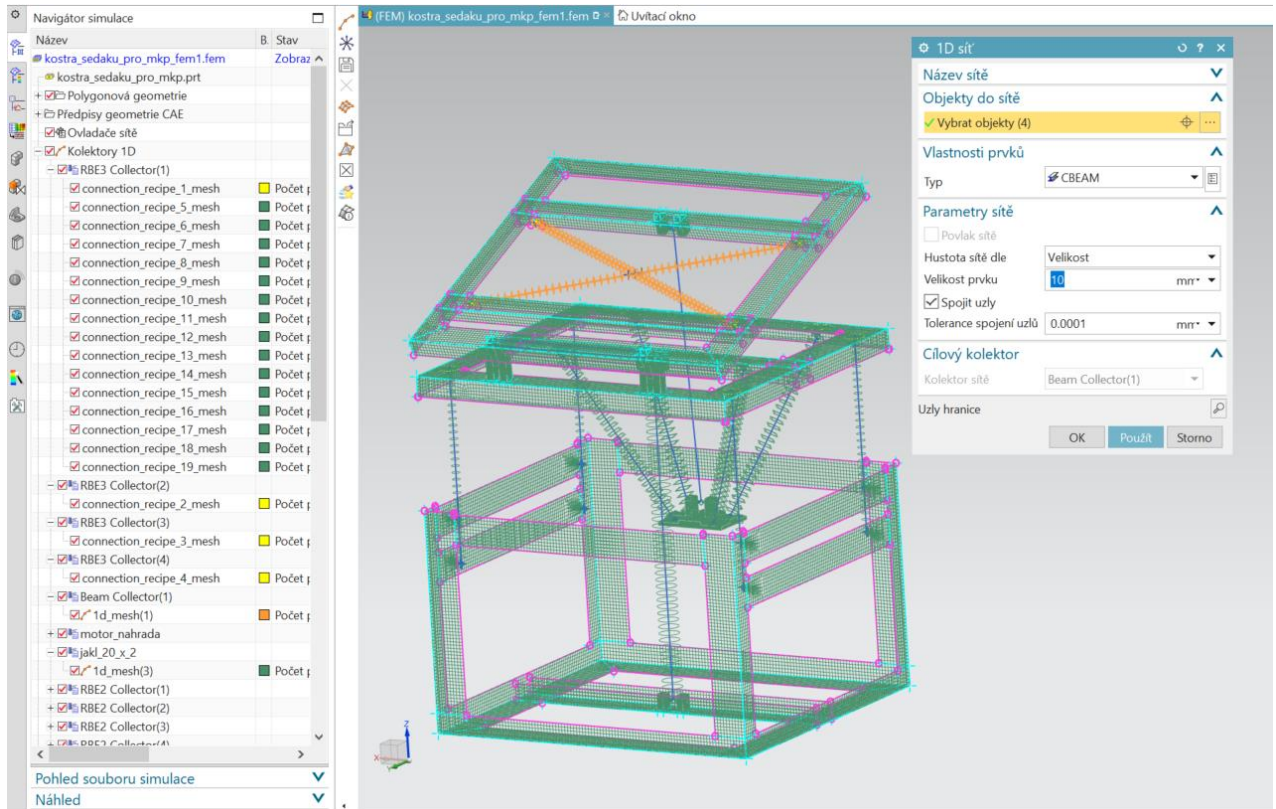
Obrázek p5 6 Vlastnosti kolektoru pro kloubové spoje na rámu sedáku

Na koncích přímek, které představují výztuž sedáku jsou namodelovány body, které jsou připojené k plochám U profilů pomocí 1D propojení (obr. p5 7). Tato spojení jsou definována

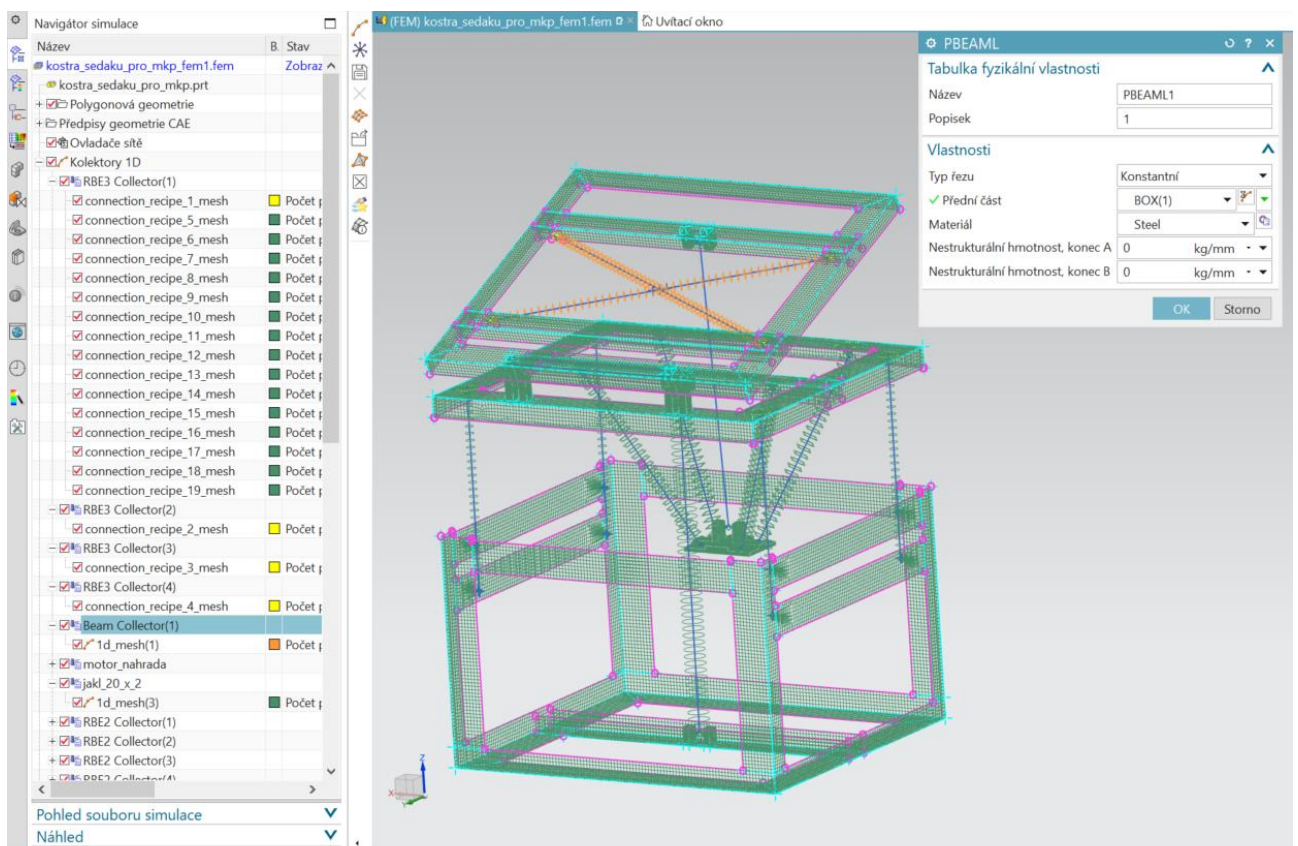
pomocí RBE3 prvků. Přímký jsou pak pro výpočet definovány pomocí 1D sítě, která je určena prvky typu CBEAM o velikosti 10 mm (obr. p5 8). Ve vlastnostech kolektoru sítě typu PBEAML je pak nastaven odpovídající materiál, kterým je ocel (obr. p5 9) a typ profilu a jeho rozměry pod názvem BOX(1) (obr. p5 10).



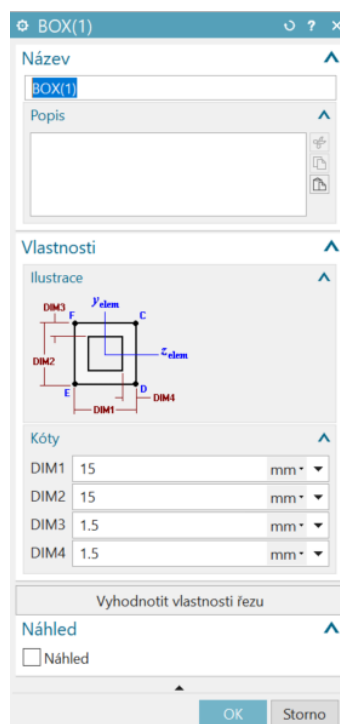
Obrázek p5 7 Definice 1D propojení výztuže s plochou U profilu



Obrázek p5 8 Definice 1D sítě výztuží rámu sedáku



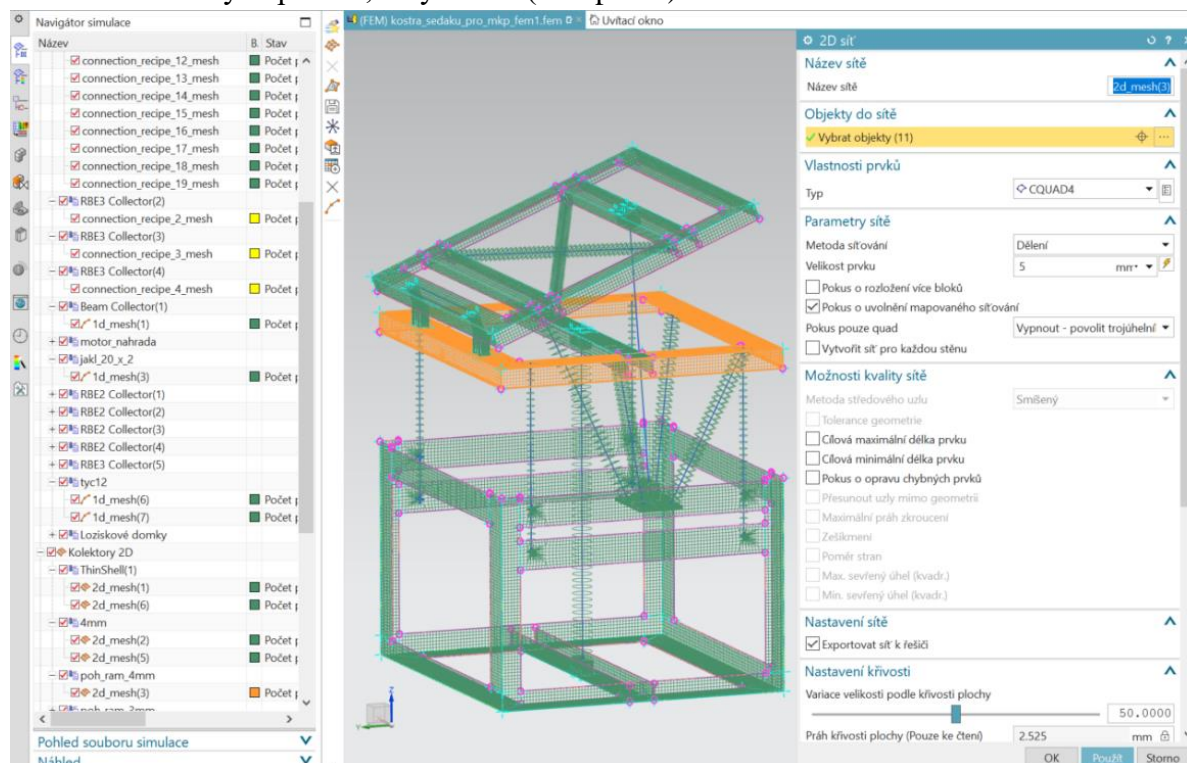
Obrázek p5 9 Vlastnosti kolektoru výztuží rámu sedáku



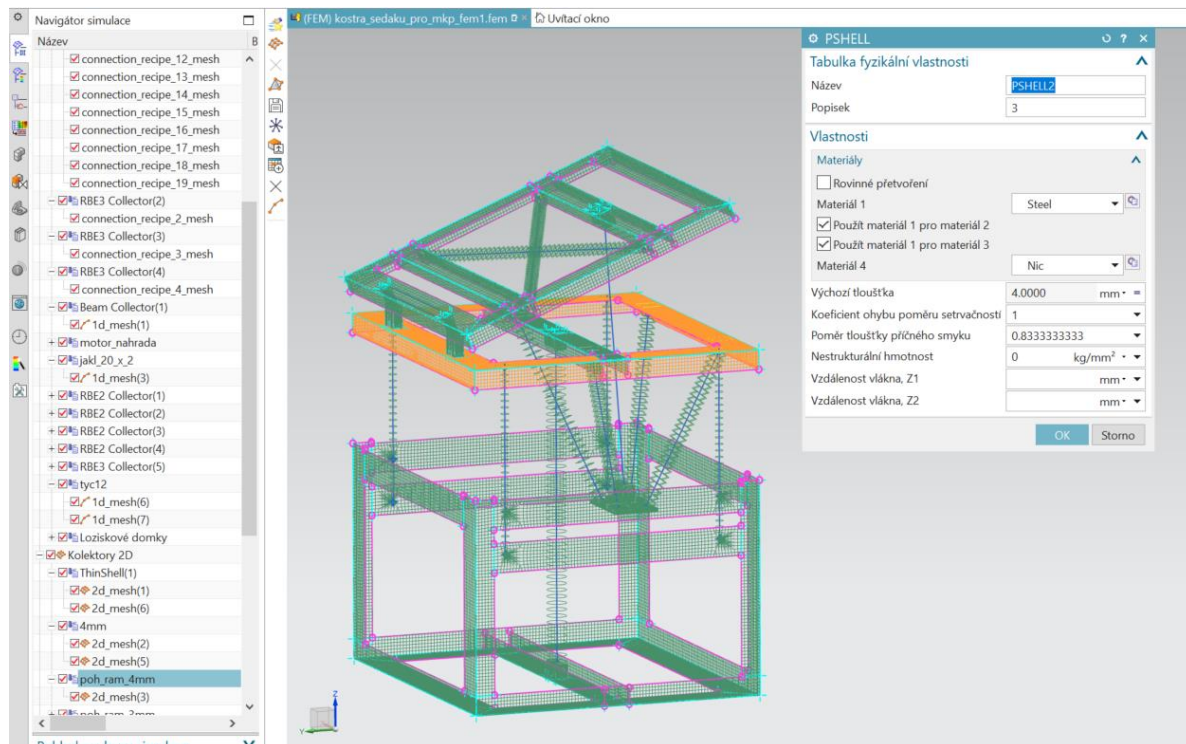
Obrázek p5 10 Definice rozměrů čtvercových profilů výztuží

Nasítování pohyblivého rámu mechanismu

Pro L profily pohyblivého rámu byla použita 2D síť definovaná čtvercovým typem prvků CQUAD4 o velikosti 5 mm (obr. p5 11). Pro nasítování těchto profilů byl použit kolektor sítě typu PSHELL. Opět byl definován materiál, kterým je ocel a výchozí tloušťka odpovídající tloušťce navržených profilů, tedy 4 mm (obr. p5 12).

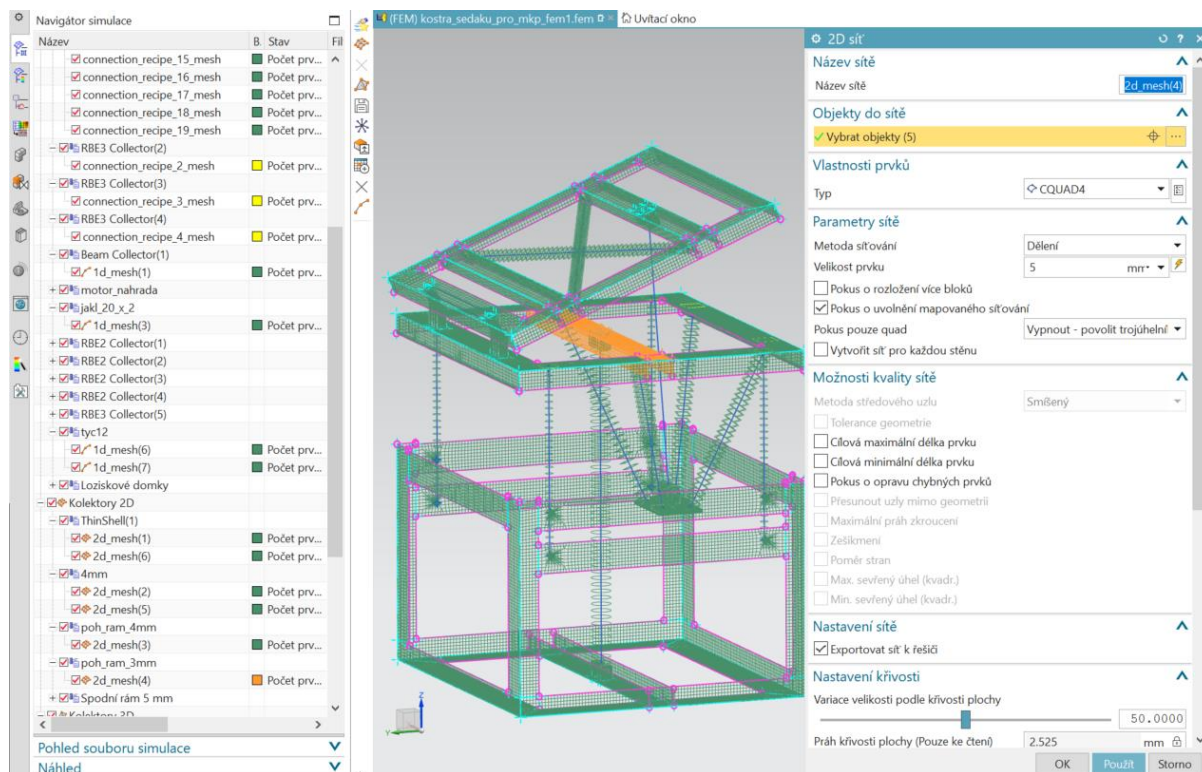


Obrázek p5 11 Definice 2D sítě pro L profily pohyblivého rámu

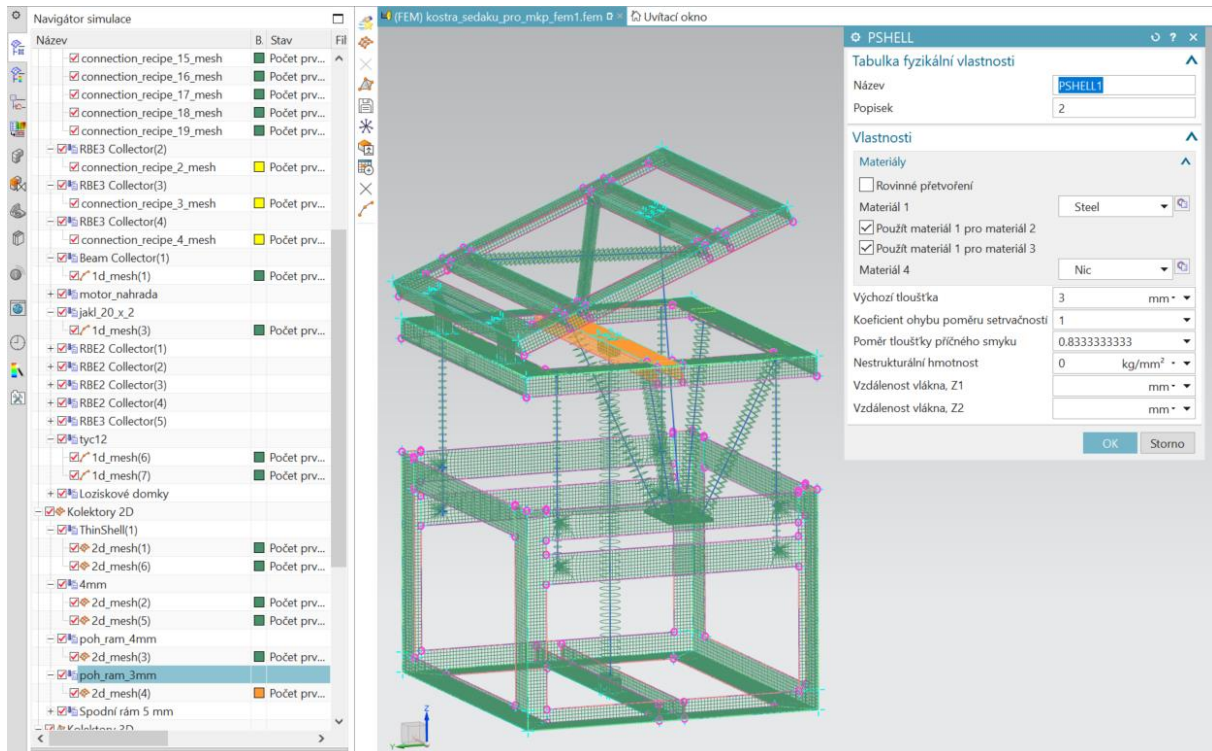


Obrázek p5 12 Vlastnosti kolektoru sítě pro L profily pohyblivého rámu

Pro U profil pohyblivého rámu byla použita 2D síť s typem prvků CQUAD4 o velikosti 5 mm (obr. p5 13). Typem kolektoru sítě byl opět PSHELL. Dále byly nadefinovány vlastnosti kolektoru. Výchozím materiálem byla opět ocel a byla zvolena výchozí tloušťka U profilu 3 mm (obr. p5 14).

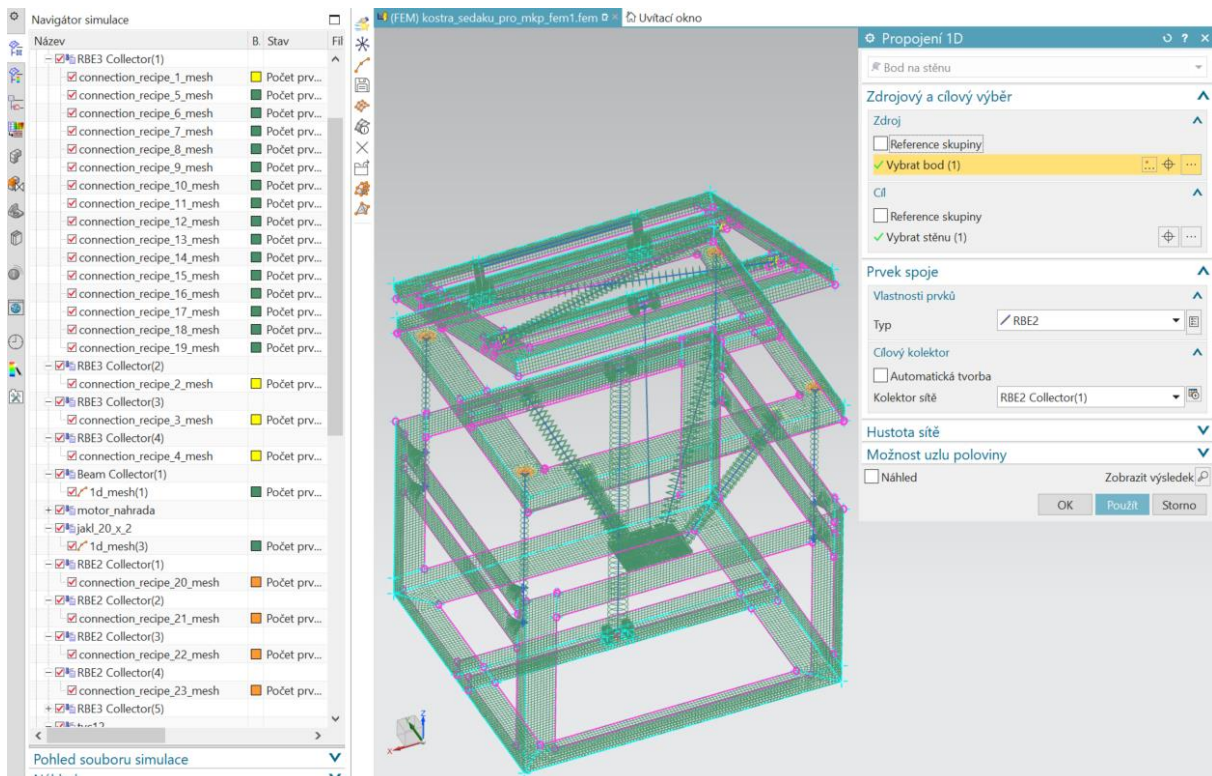


Obrázek p5 13 Definice 2D sítě pro U profil pohyblivého rámu



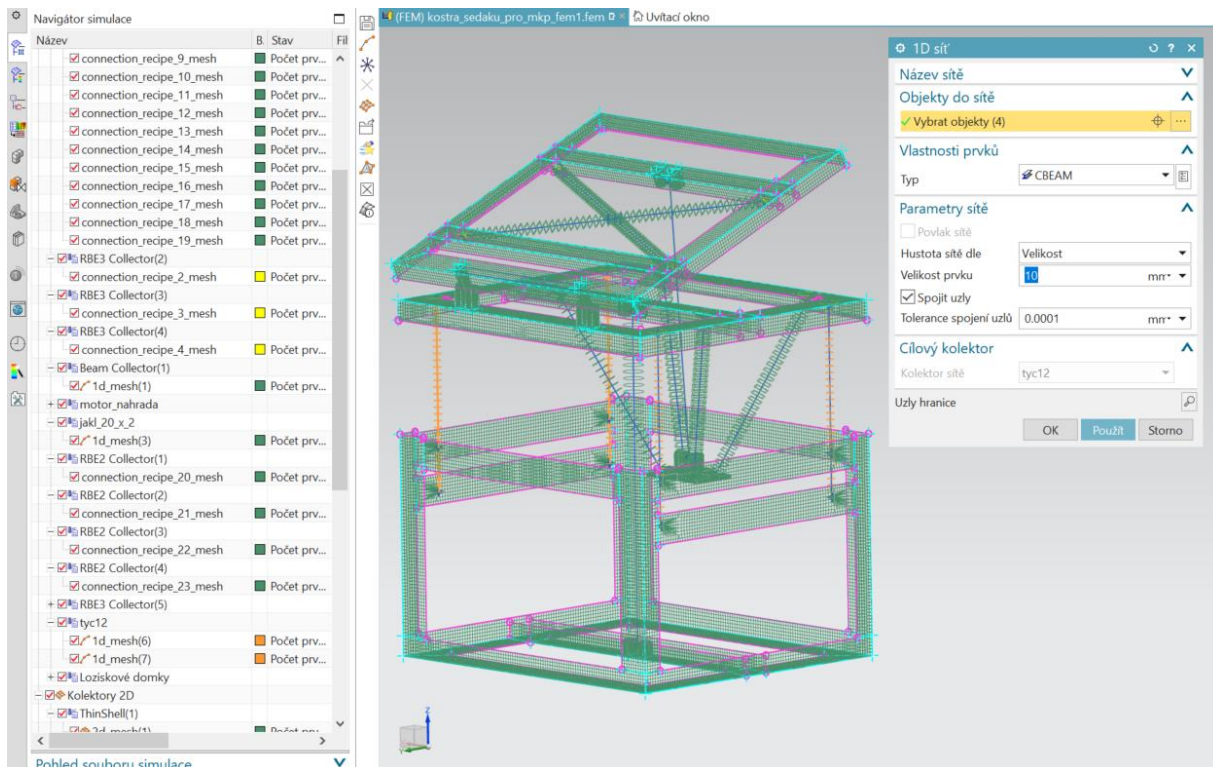
Obrázek p5 14 Vlastnosti kolektoru sítě pro U profil pohyblivého rámu

Na konci přímk definujících vodící tyče jsou namodelovány body, které jsou pomocí 1D propojení připojeny k L profilům pohyblivého rámu. Dále byl zvolen typ prvku tohoto spoje RBE2 (obr. p5 15).

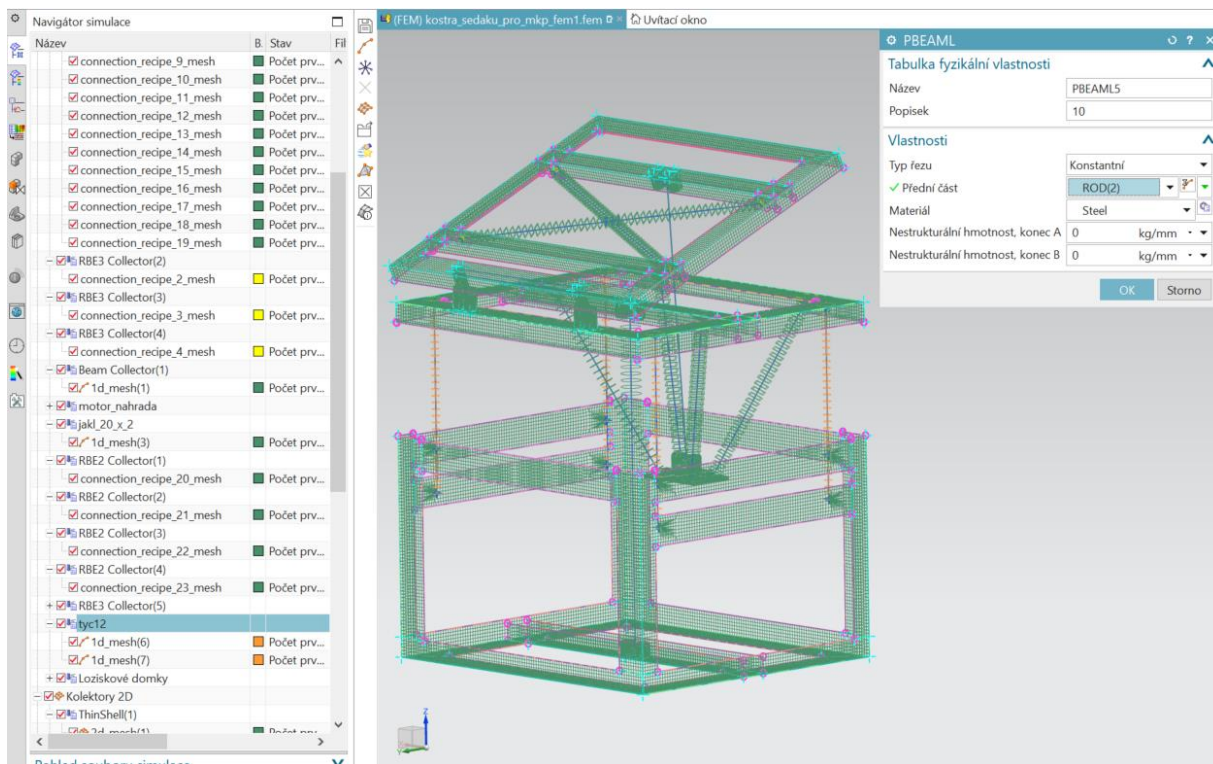


Obrázek p5 15 Definice 1D propojení přímk definujících vodící tyče pohyblivého rámu sedáku

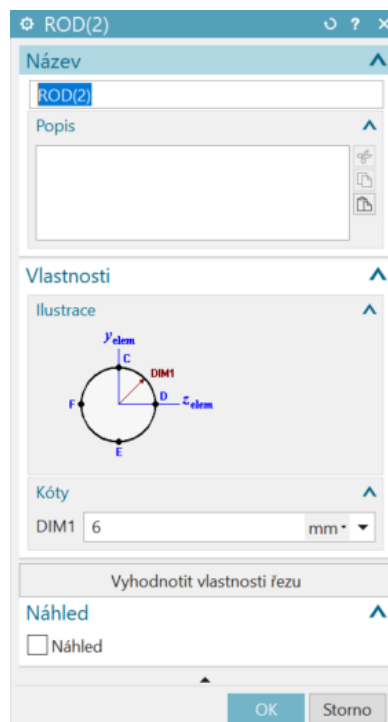
Následně byla definována síť pro vodící tyče, které byly nasíťovány 1D sítí s typem prvku CBEAM o velikosti 10 mm (obr. p5 16). Pro tuto síť byl zvolen typ kolektoru PBEAML. Definovaným materiálem byla ocel (obr.p5 17). Rozměr tyčí byl definován pod označením ROD(2) (obr. p5 18). Na těchto tyčích byly namodelovány body, které jsou klíčové pro definici okrajových podmínek. Zvolené okrajové podmínky jsou definovány níže.



Obrázek p5 16 Definice 1D sítě pro vodící tyče

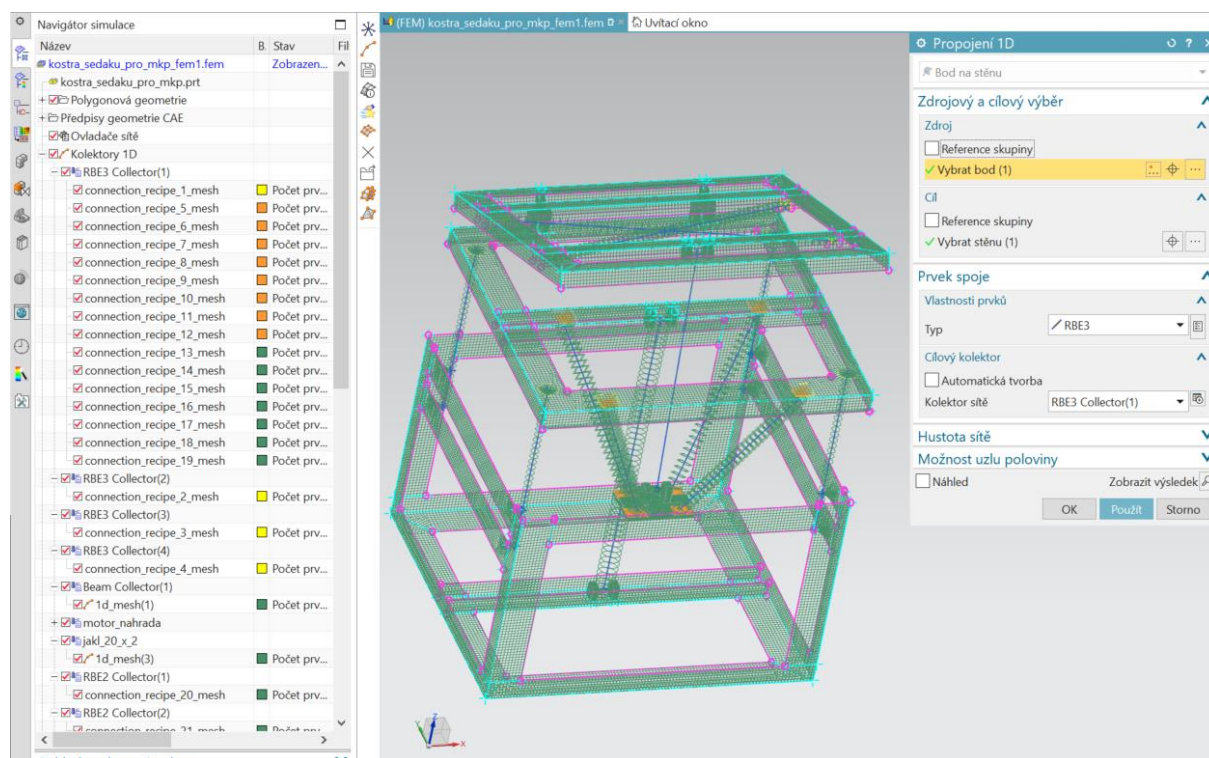


Obrázek p5 17 Vlastnosti kolektoru sítě pro vodící tyče



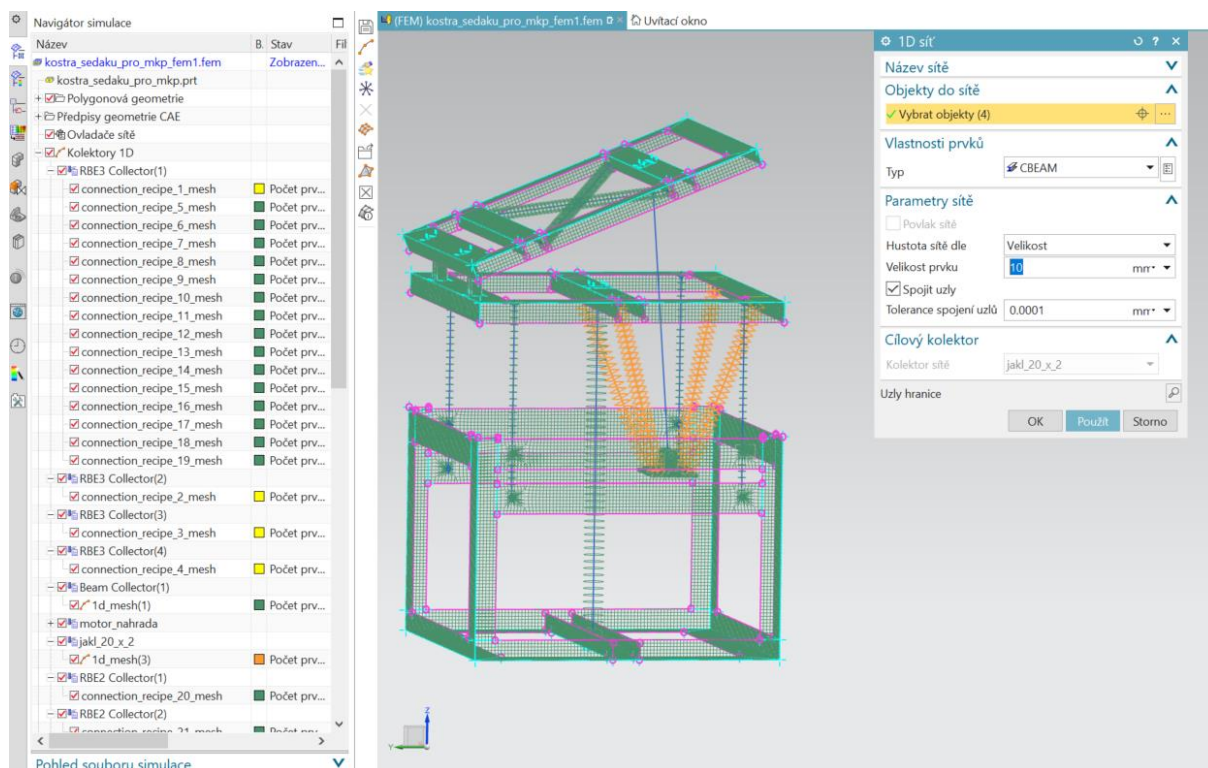
Obrázek p5 18 Definice rozměru vodičích tyčí

Koncové body přímk představujících čtvercové profily, které tvoří pomocný rám, jež je součástí pohyblivého rámu a je určen pro uchycení motoru, jsou spojeny na jednom konci s profily pohyblivého rámu a na druhém konci s dílem navrženým pro motor pomocí 1D propojení. Pro tyto spoje byl zvolen typ prvků RBE3 (obr. p5 19).

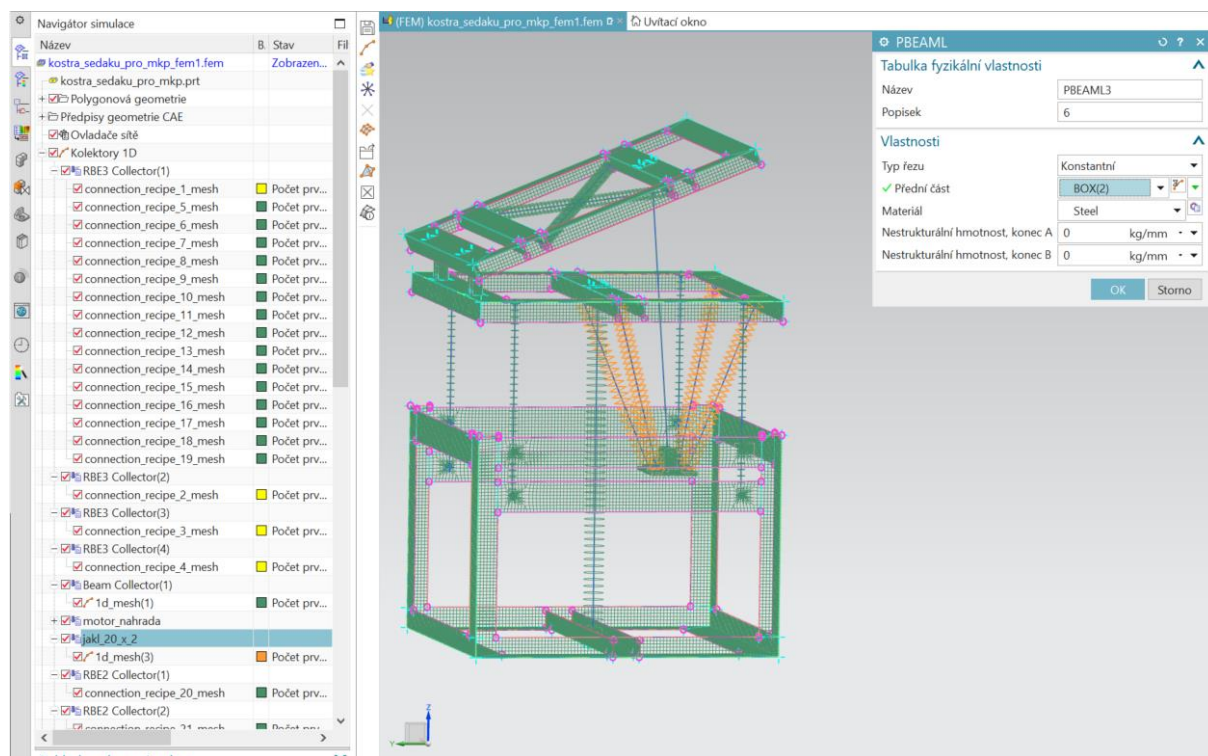


Obrázek p5 19 Definice 1D propojení čtvercových profilů pomocného rámu

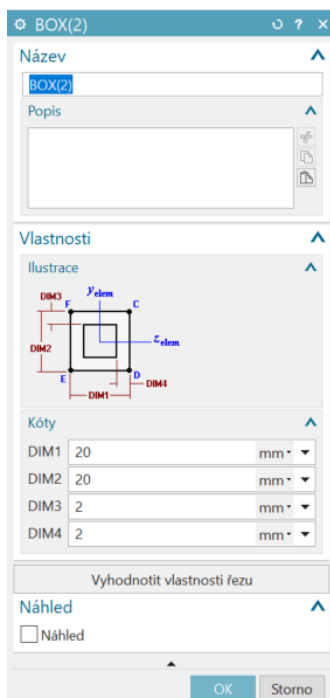
Prímky pro čtvercové profily byly nasíťovány pomocí 1D sítě s typem prvků CBEAM o velikosti 10 mm (obr. p5 20). Typ kolektoru sítě byl definován jako PBEAML a jako výchozí materiál byla definována ocel (obr. p5 21). Pod označením BOX(2) byl definován typ profilu a jeho rozměry (obr. p5 22).



Obrázek p5 20 Definice 1D sítě pro čtvercové profily pomocného rámu

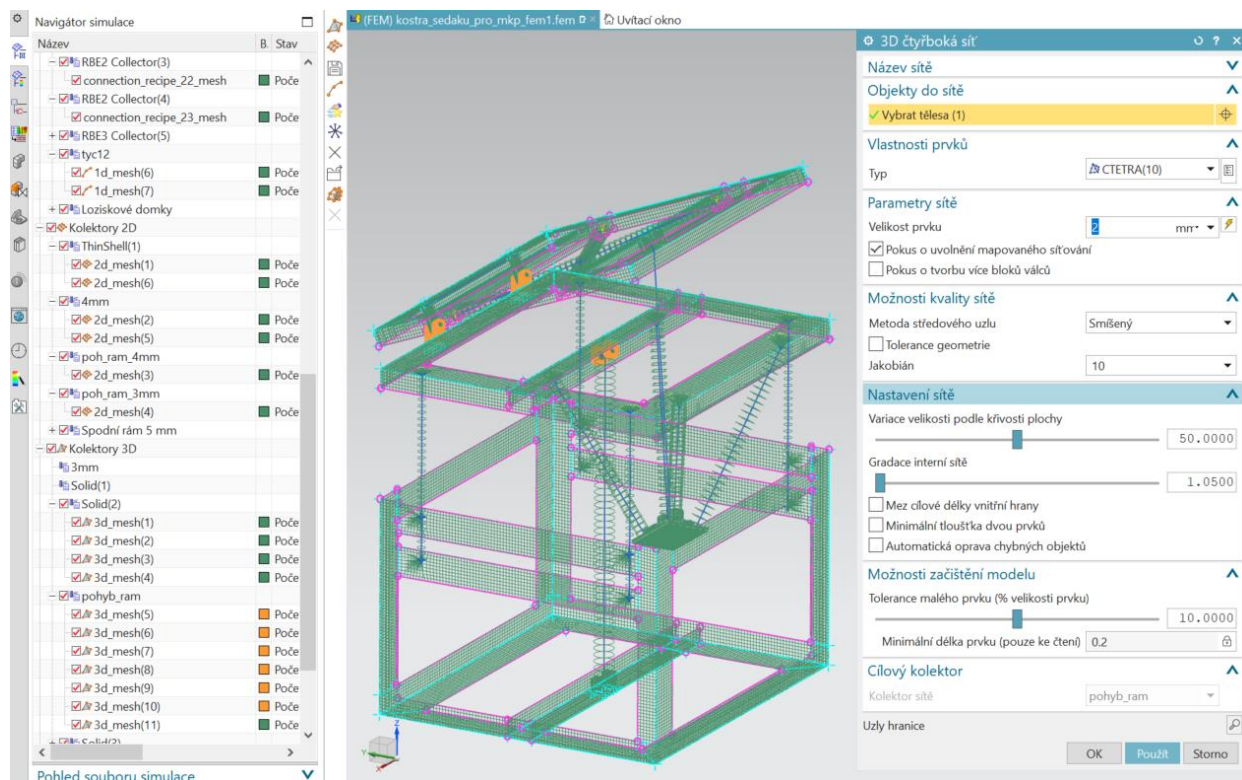


Obrázek p5 21 Vlastnosti kolektoru pro čtvercové profily pomocného rámu

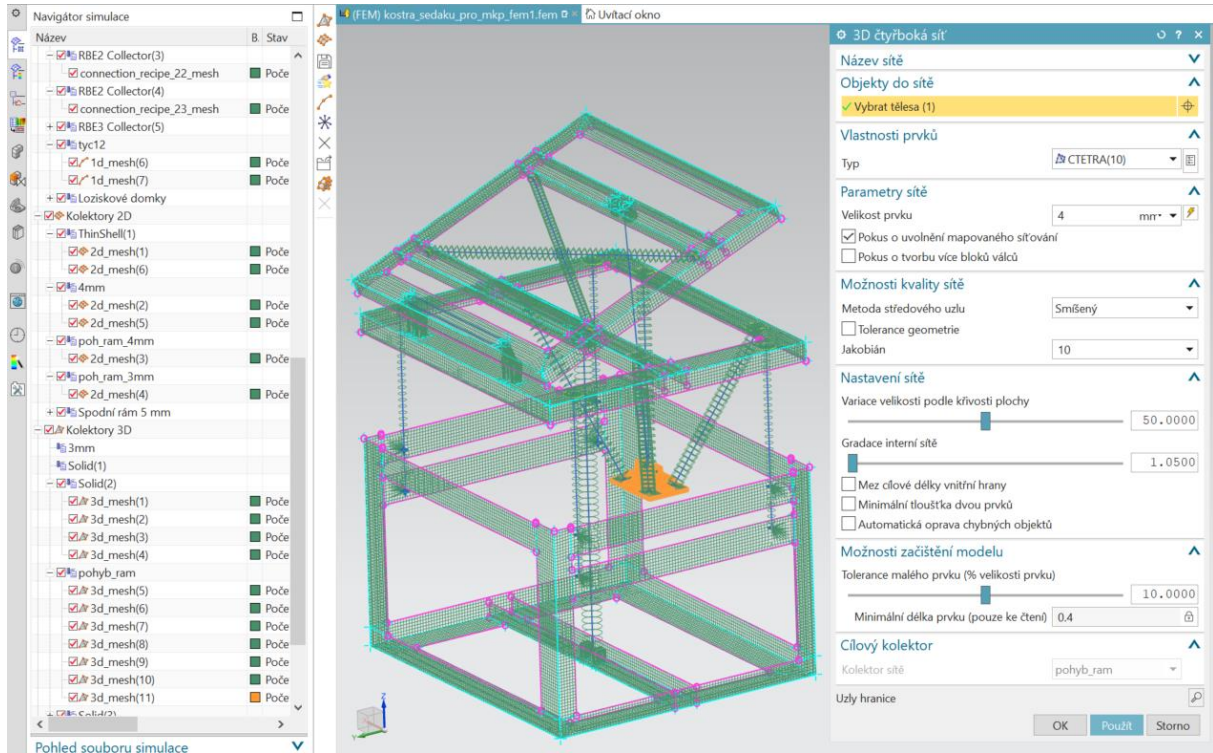


Obrázek p5 22 Definice typu profilu a jeho rozměrů

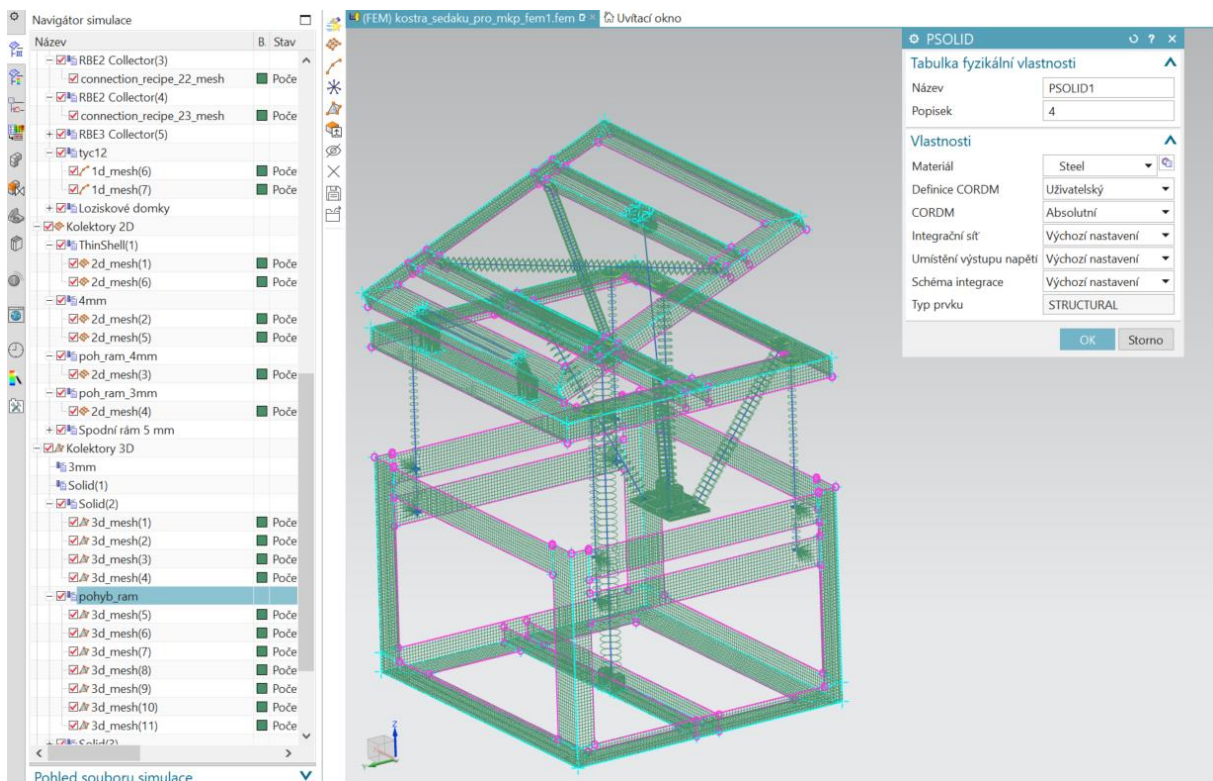
Kloubový úchyt pro motor na U profilu pohyblivého rámu a kloubové spoje pro spojení pohyblivého rámu s rámem sedáku jsou nasítovány 3D sítí. Pro tyto sítě byly použity prvky typu CTETRA(10) o velikosti prvku 2 mm (obr. p5 23). Díl pomocného rámu, který slouží k uchycení motoru je nasítován 3D sítí s typem prvků CTETRA(10) o velikosti 4 mm (obr. p5 24). Dále byly definovány vlastnosti kolektoru sítě typu PSOLID, kde byl zvolen výchozí materiál, kterým byla ocel (obr. p5 25).



Obrázek p5 23 Definice 3D sítě pro kloubové úchyty a spoje pohyblivého rámu



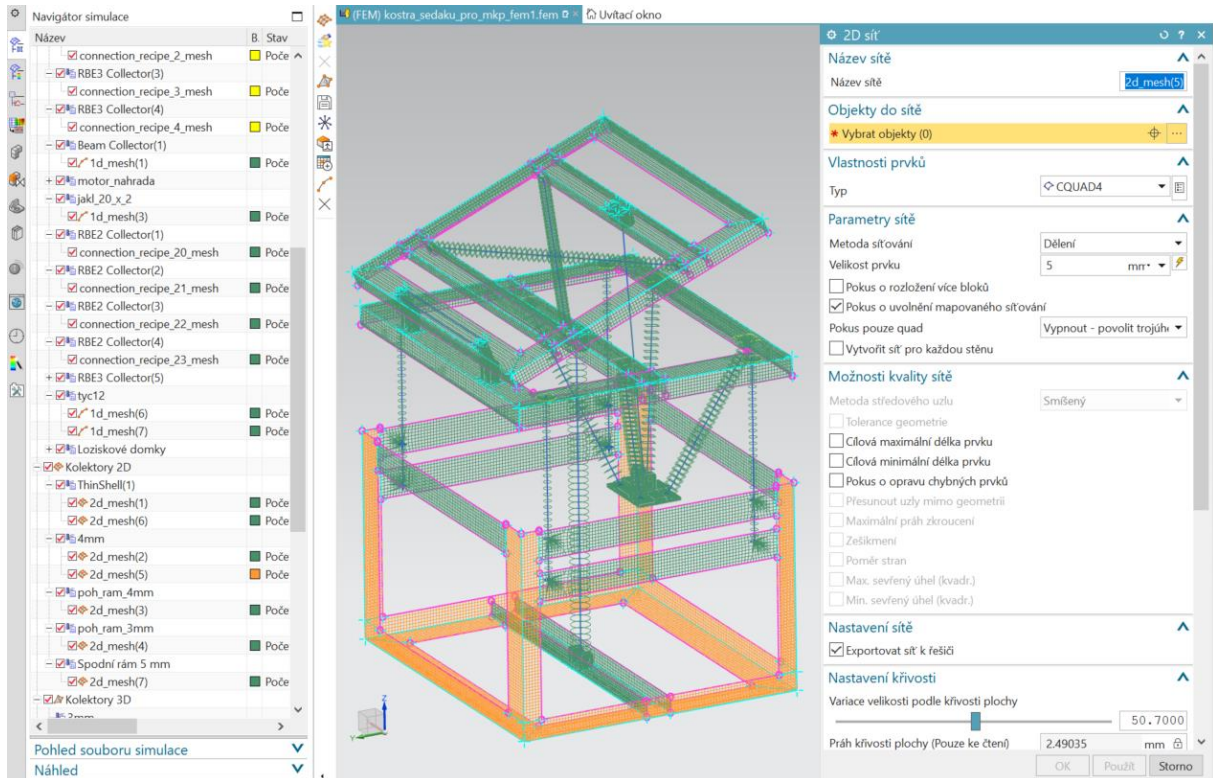
Obrázek p5 24 Definice 3D sítě pro díl pomocného rámu



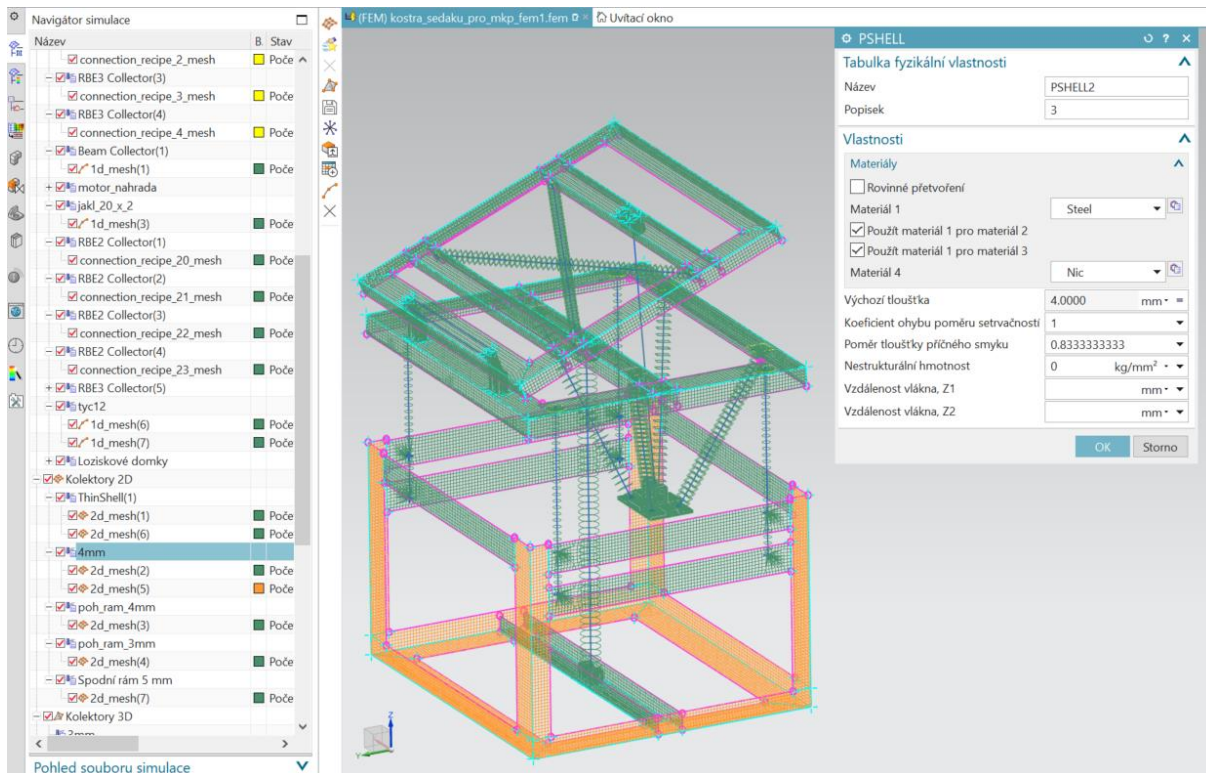
Obrázek p5 25 Vlastnosti kolektoru sítě pro kloubové úchyty, spoje a díl pro motor

Nasítování spodního rámu

L profily spodního rámu byly nasítovány 2D sítí s typem prvků CQUAD4 o velikosti prvků 5 mm (obr. p5 26). V kolektoru sítě byl zvolen typ kolektoru PSHELL, dále byly nadefinovány vlastnosti kolektoru sítě. Zvoleným materiálem byla ocel, výchozí tloušťka byla zvolena 4 mm (obr. p5 27). Zvolená tloušťka odpovídá tloušťce navržených L profilů.

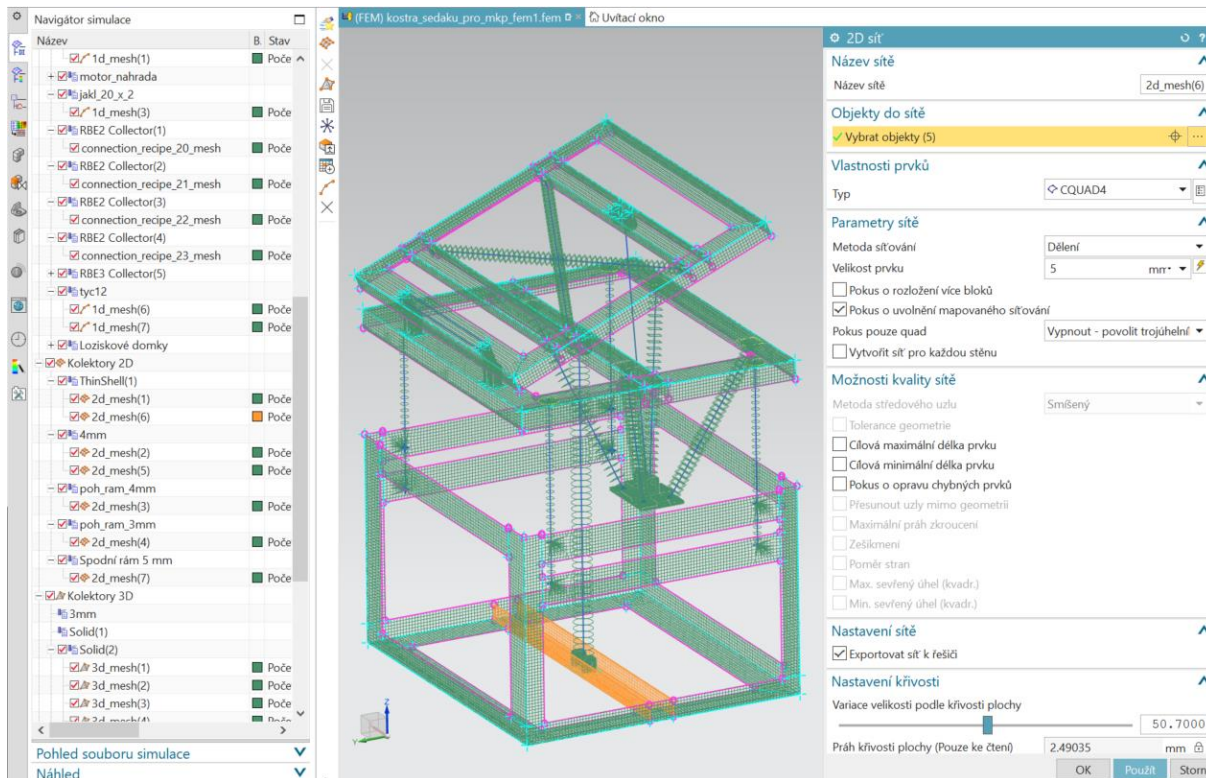


Obrázek p5 26 Definice 2D sítě L profilů spodního rámu

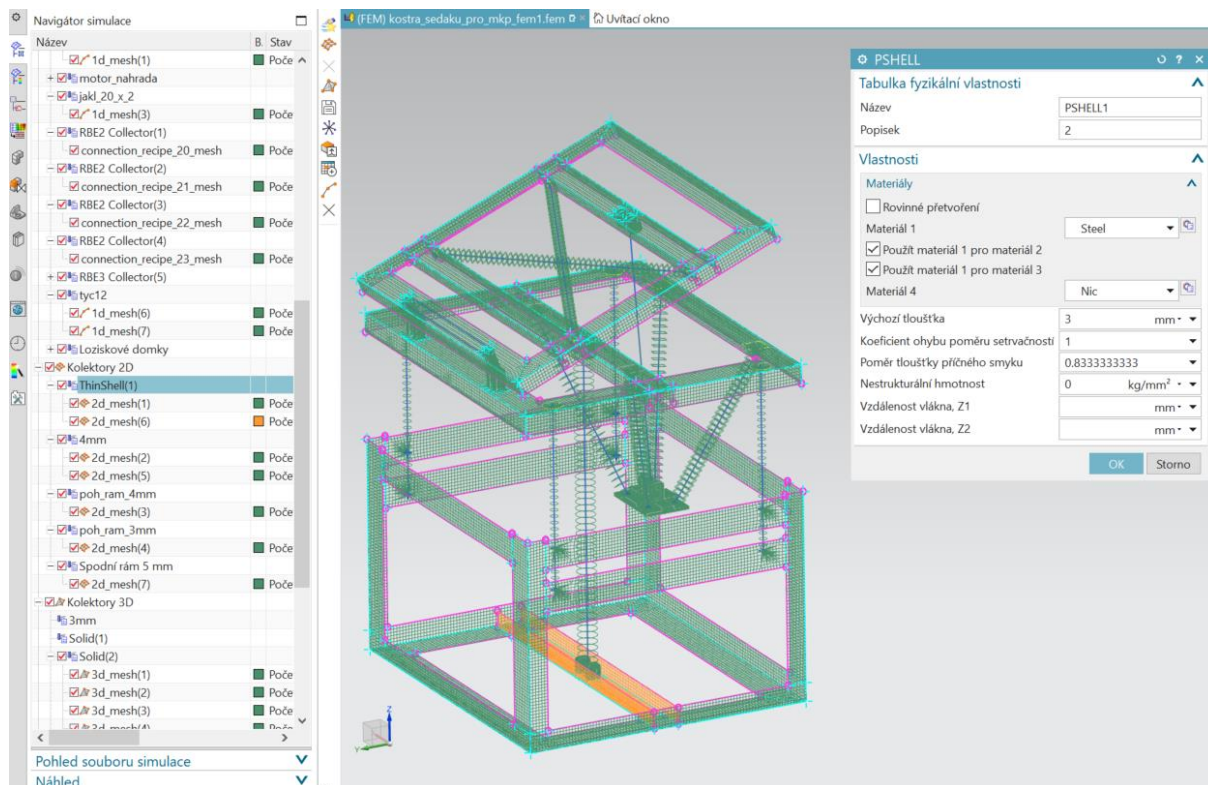


Obrázek p5 27 Vlastnosti kolektoru sítě L profilů spodního rámu

Pro U profil spodního rámu byla použita 2D síť s typem prvků CQUAD4 o velikosti 5 mm (obr. p5 28). Ve vlastnostech síťového kolektoru typu PSHELL byl opět definován materiál, konkrétně tedy ocel a výchozí tloušťka 3 mm (obr. p5 29).

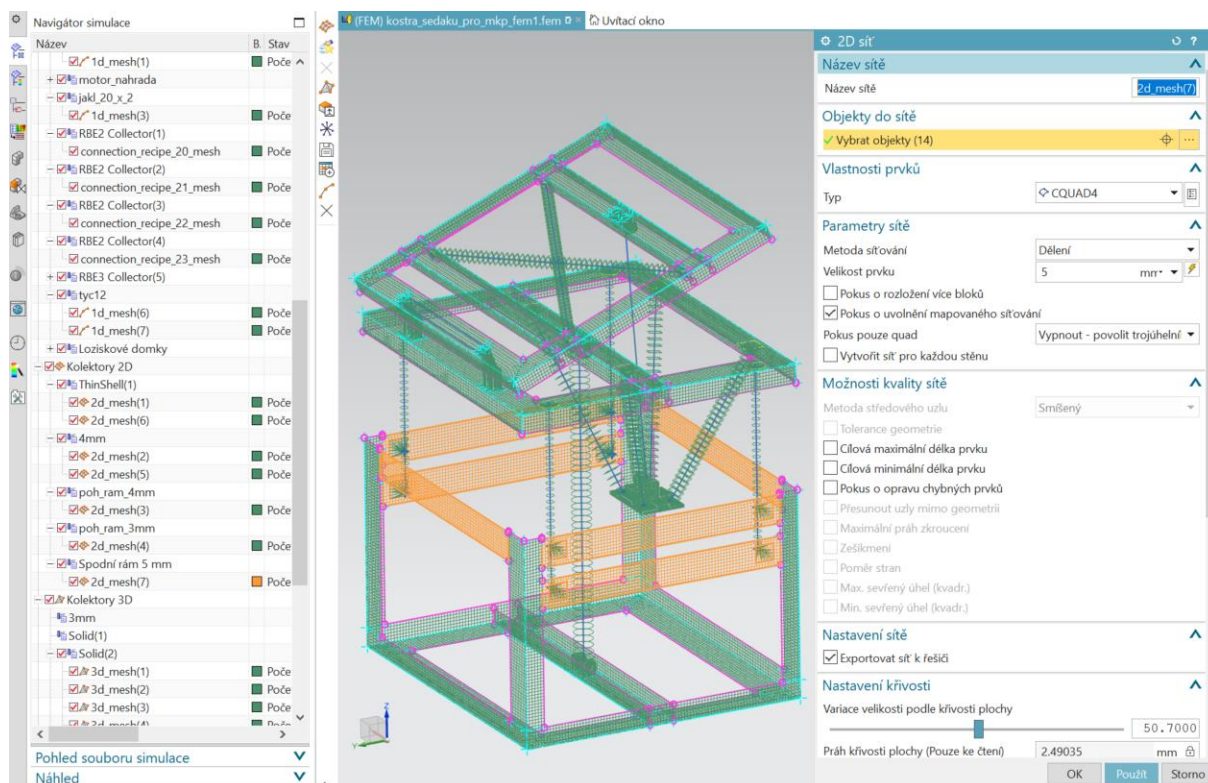


Obrázek p5 28 Definice 2D sítě pro U profil spodního rámu

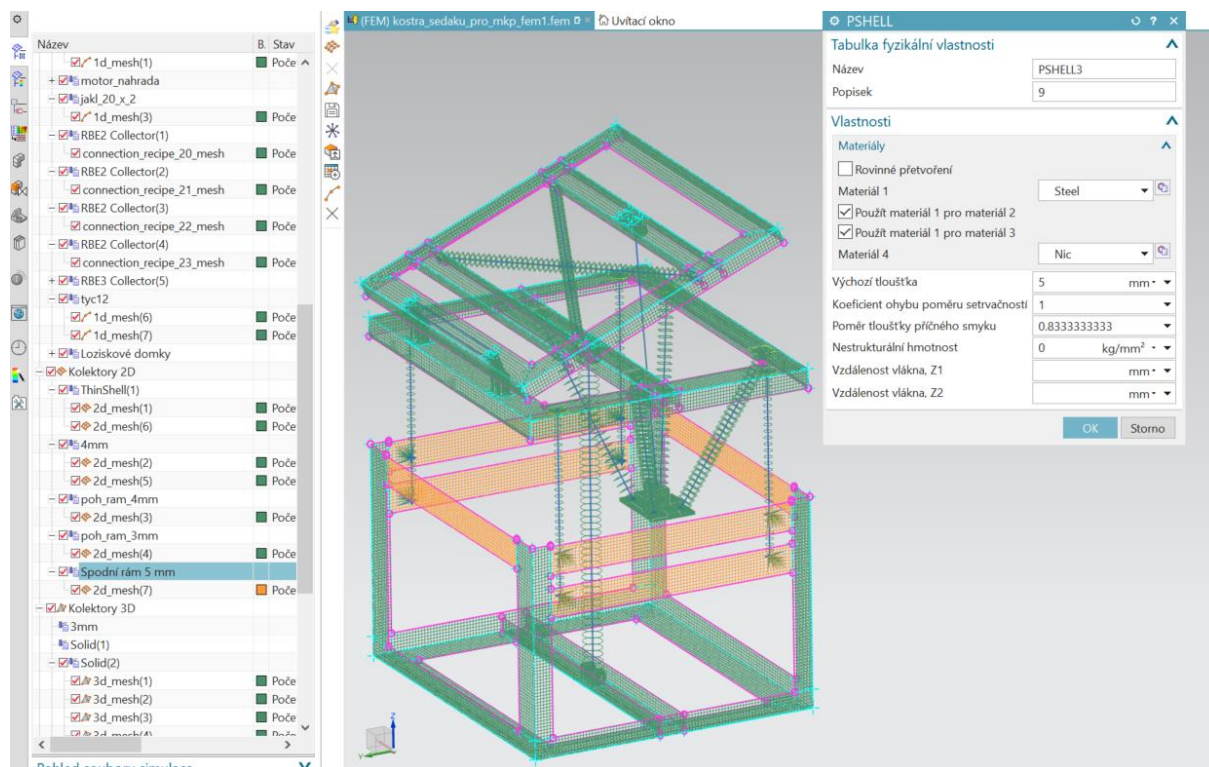


Obrázek p5 29 Vlastnosti kolektoru sítě U profilu spodního rámu

Ploché profily byly nasítovány 2D sítí s typem prvků CQUAD4 o velikosti 5 mm (obr. p5 30). materiál a výchozí tloušťka byly zvoleny ve vlastnostech kolektoru sítě typu PSHELL. Jako výchozí materiál byla zvolena ocel a výchozí tloušťka byla zvolena na 5 mm (obr. p5 31).

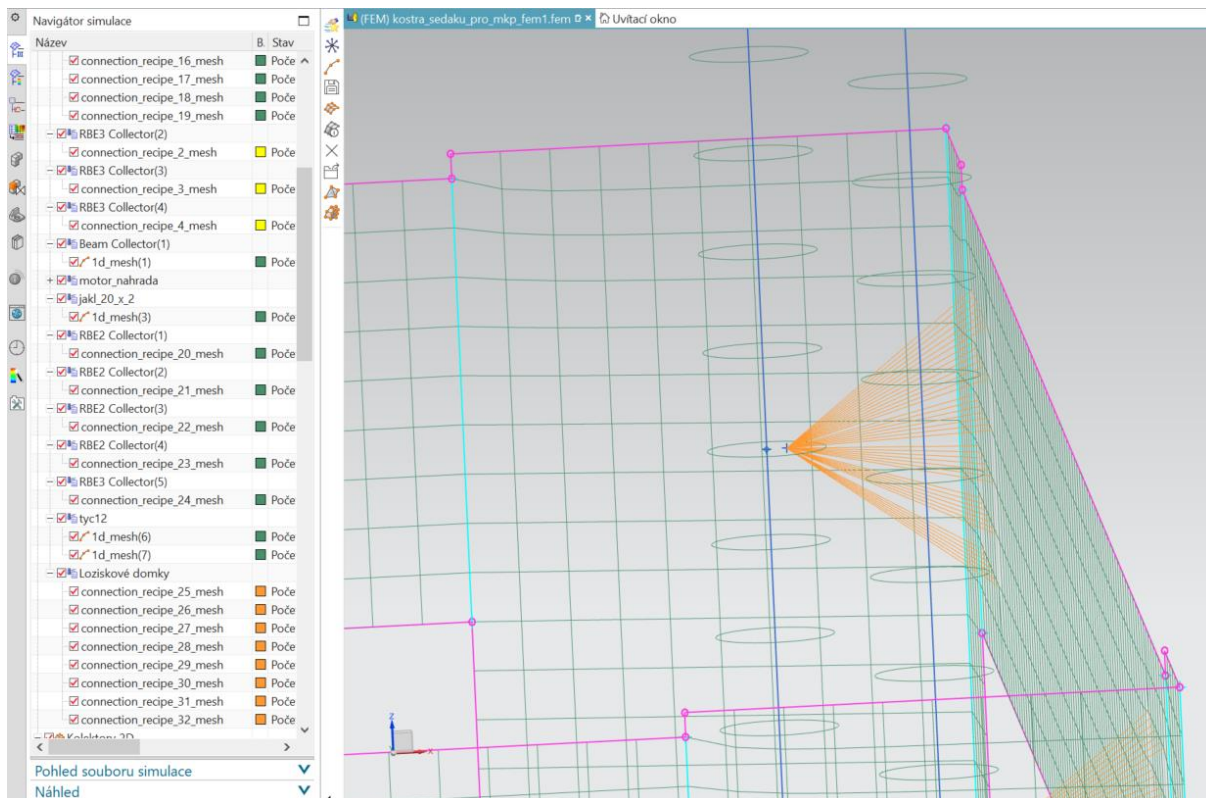


Obrázek p5 30 Definice 2D sítě pro U profil spodního rámu

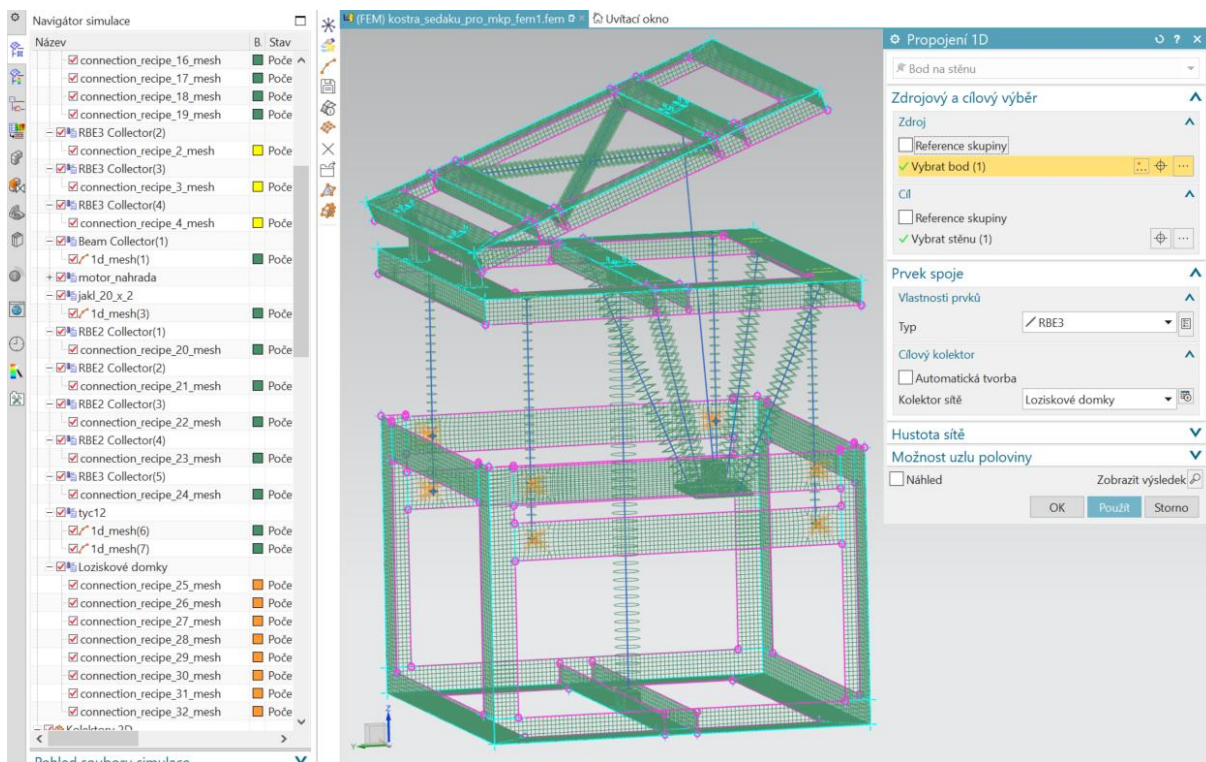


Obrázek p5 31 Vlastnosti kolektoru sítě U profilu spodního rámu

Ložiskové domky byly pro MKP výpočet zjednodušeny. Vedle již zmíněných bodů, které byly namodelovány na vodících tyčích byly namodelovány body ve vzdálenosti 2 mm od původních bodů vodících tyčí, aby bylo později možné nadefinovat požadované okrajové podmínky (obr. p5 32). Tyto body byly následně spojeny s plochami, kterými byly ložiskové domky nahrazeny, pomocí 1D spojení s typem prvků RBE3 (obr. p5 33). Toto spojení simuluje ložiskové domky.

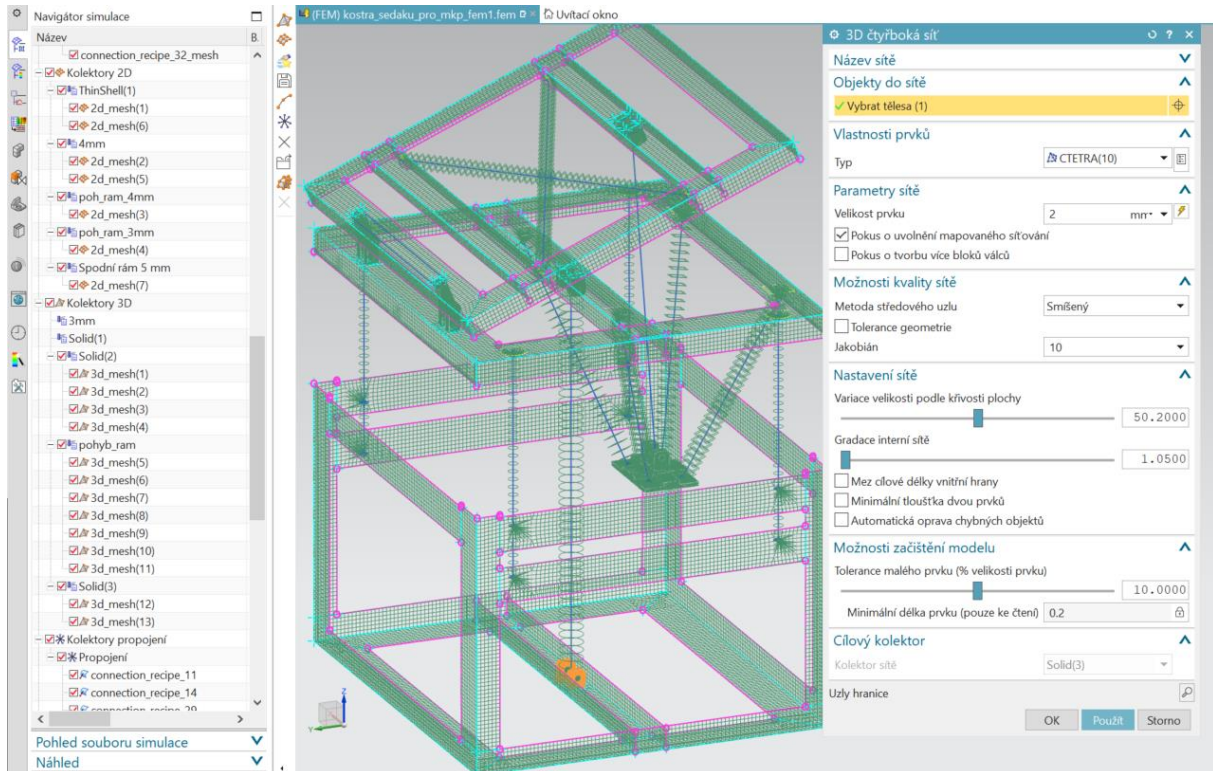


Obrázek p5 32 Ukázka bodů namodelovaných pro vodící tyče

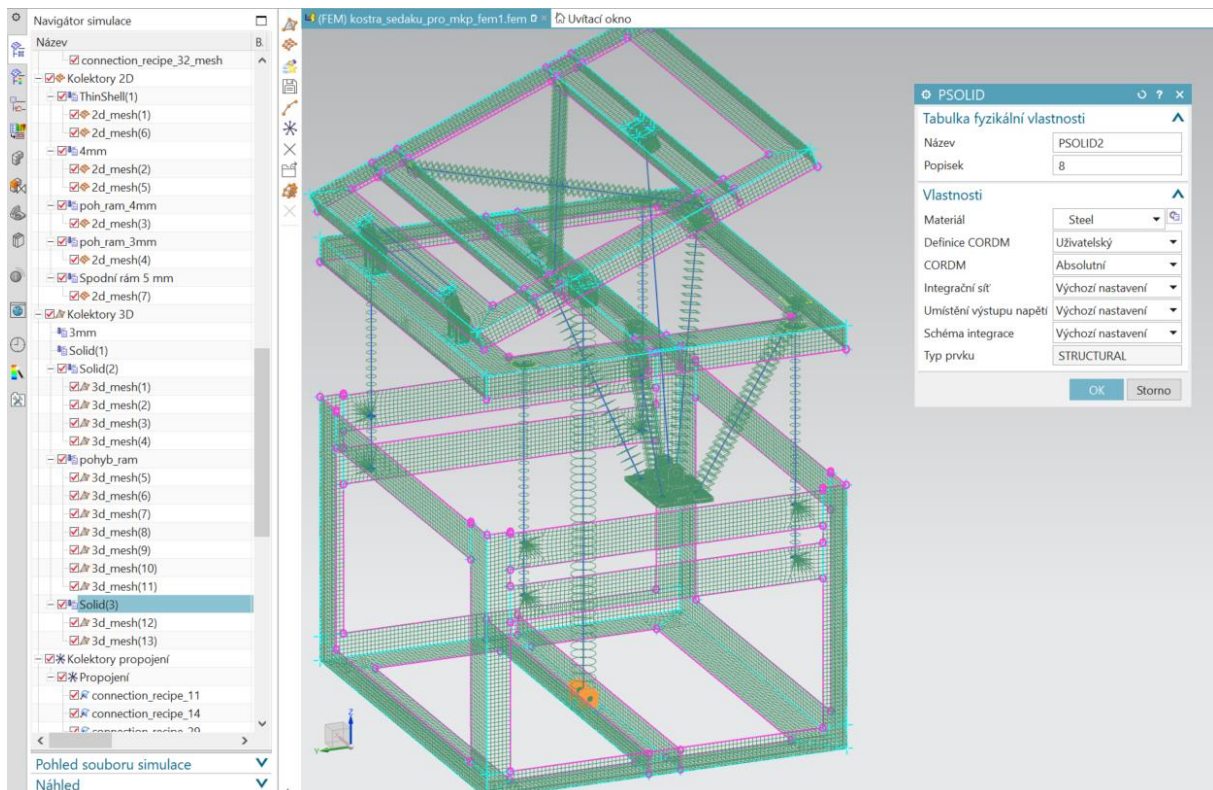


Obrázek p5 33 Definice 1D propojení pro simulaci ložiskových domků

Pro rotační uchycení motoru na U profilu spodního rámu byla použita 3D s typem prvků CTETRA(10) o velikosti 2 mm (obr. p5 34). Ve vlastnostech kolektoru sítě typu PSOLID byl poté definován materiál, kterým byla ocel (obr. p5 35).



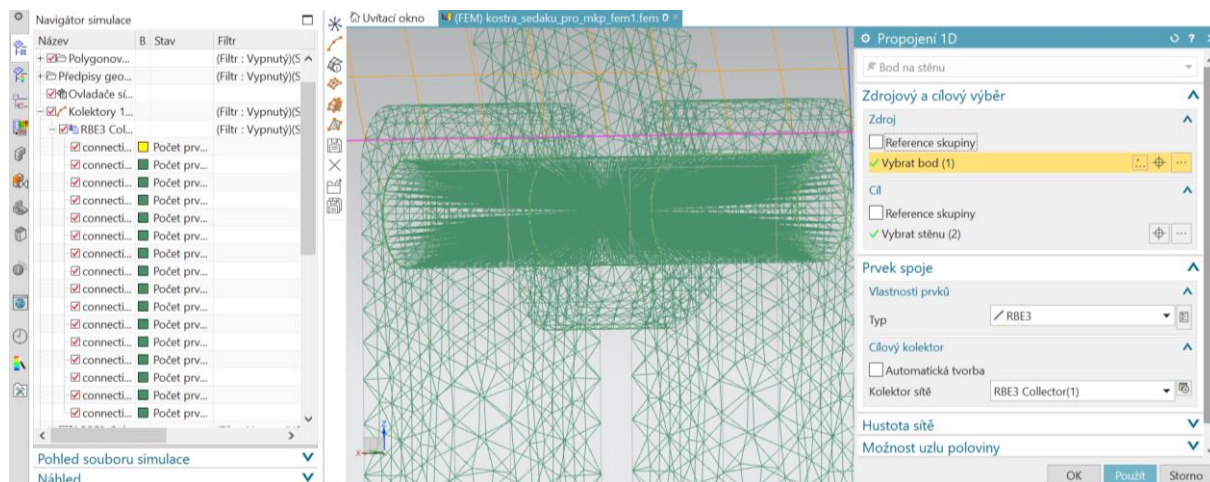
Obrázek p5 34 Definice 3D sítě pro kloubové uchycení motoru



Obrázek p5 35 Vlastnosti kolektoru sítě pro kloubové uchycení motoru

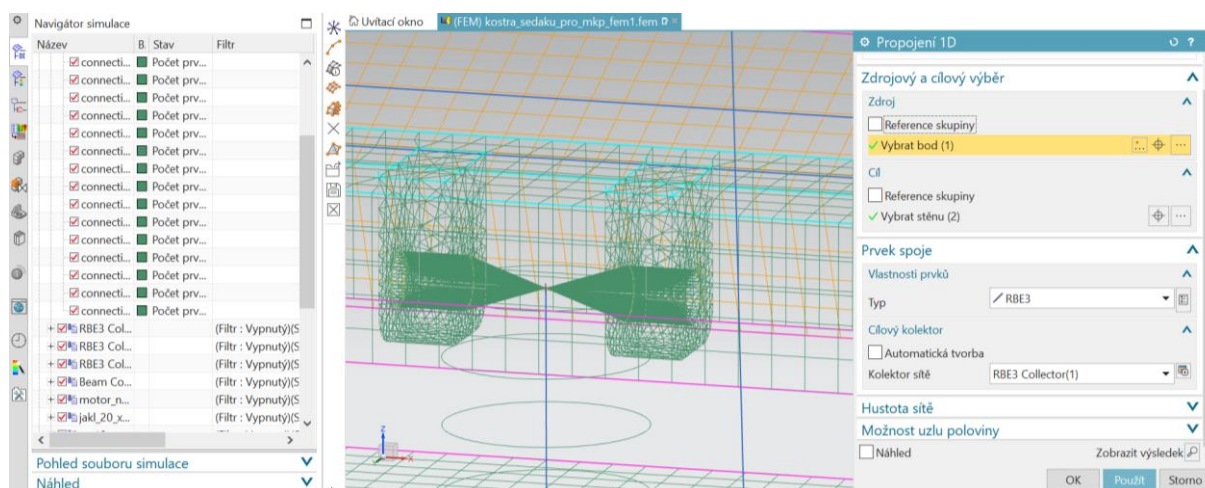
Nasíťování kloubových spojů

Čepy v kloubových spojích, které se nacházejí v přední části mechanismu, a díky nimž je zajištěn vzájemný pohyb pohyblivého rámu a rámu sedáku byly při modelování mechanismu zjednodušeny na body. Při nasíťování těchto spojů byla použita 1D propojení s typem prvků RBE3, čímž byly vytvořeny růžice (obr. p5 36). V případě těchto spojů byla 1D propojení vytvořena tak, aby bylo později možné určit požadované okrajové podmínky, tedy definovat v simulaci vzájemný pohyb těchto bodů.



Obrázek p5 36 Definice 1D propojení kloubového spoje zajišťující vzájemný pohyb pohyblivého rámu a rámu sedáku

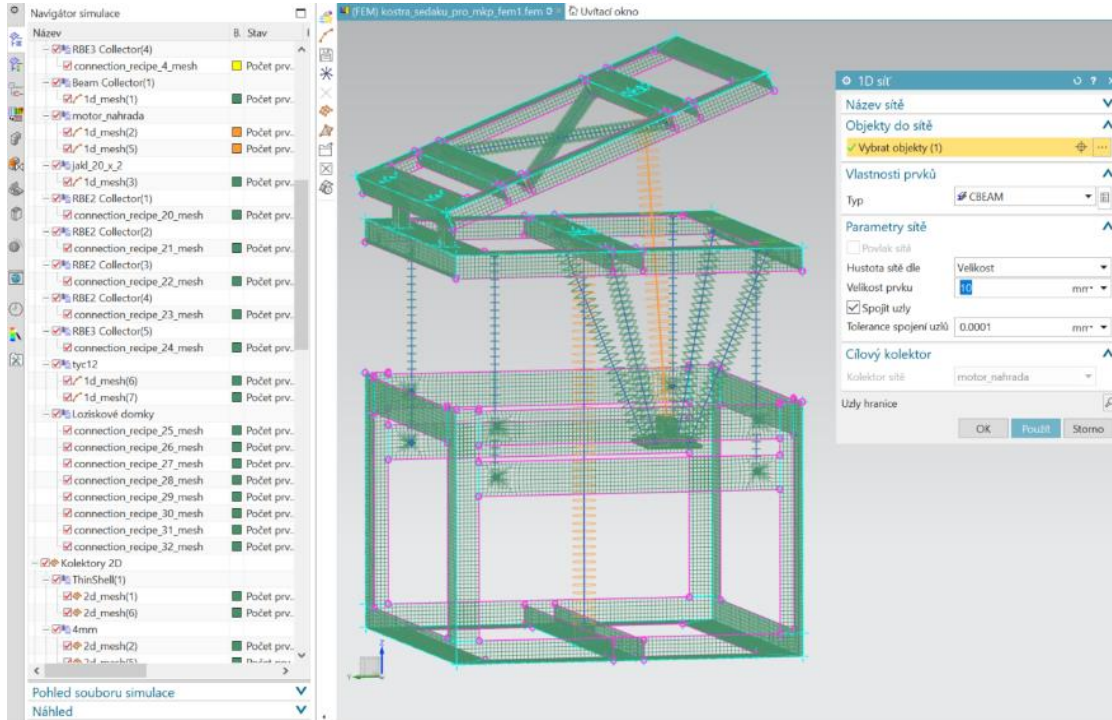
Čepy kloubových úchytů pro motory jsou taktéž zjednodušeny a pro výpočet jsou nahrazené růžicemi vytvořenými pomocí 1D propojení s typem prvku RBE3 (obr. p5 37). V tomto případě je však naklápění motorů, vzhledem k jeho velikosti, zanedbáváno a tyto růžice představují tuhý spoj.



Obrázek p5 37 Definice kloubového uchycení motoru

Nasíťování pohonů

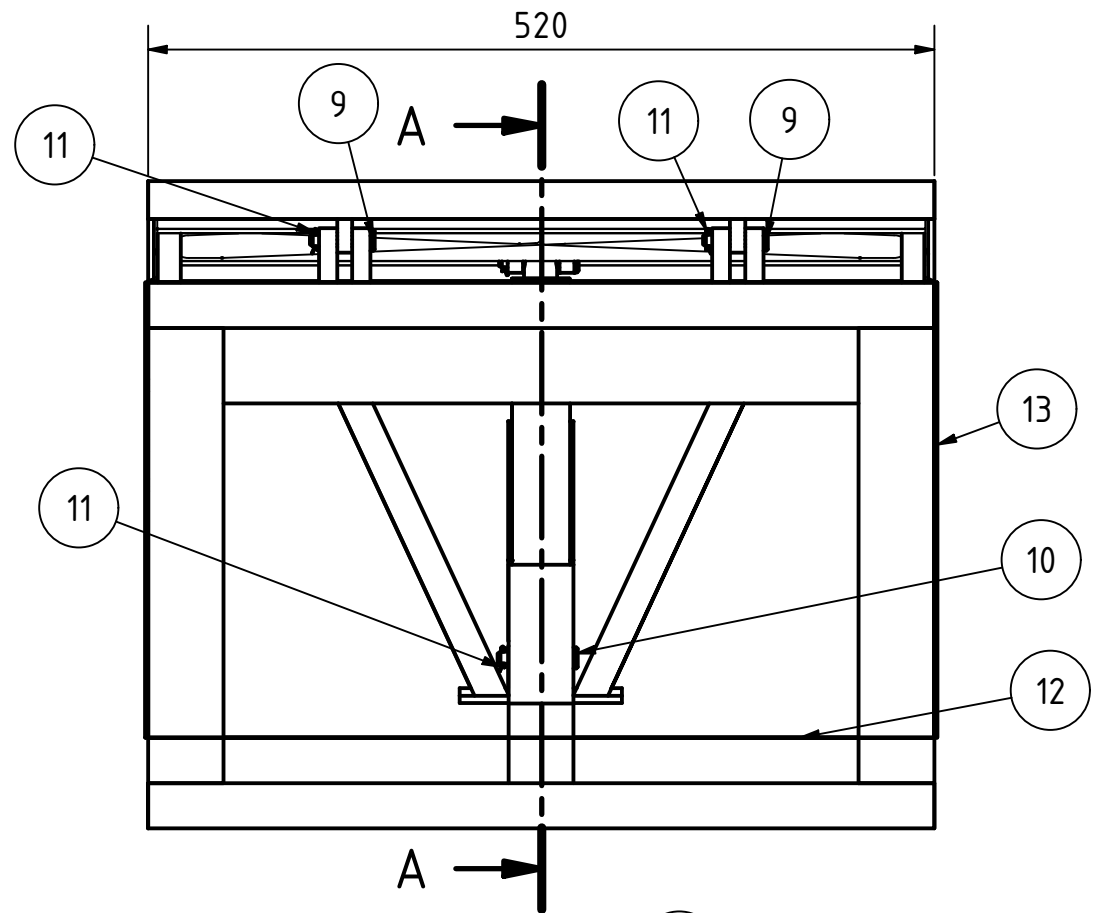
Pro účely pevnostního výpočtu byly pohony nahrazeny přímkami, které byly pomocí kolektoru 1D sítě typu PBEAML definovány jako ocelové hladké tyče kruhového průřezu. Motory byly nasíťovány 1D sítí s typem prvků CBEAM o velikosti 10 mm (obr. p5 38).



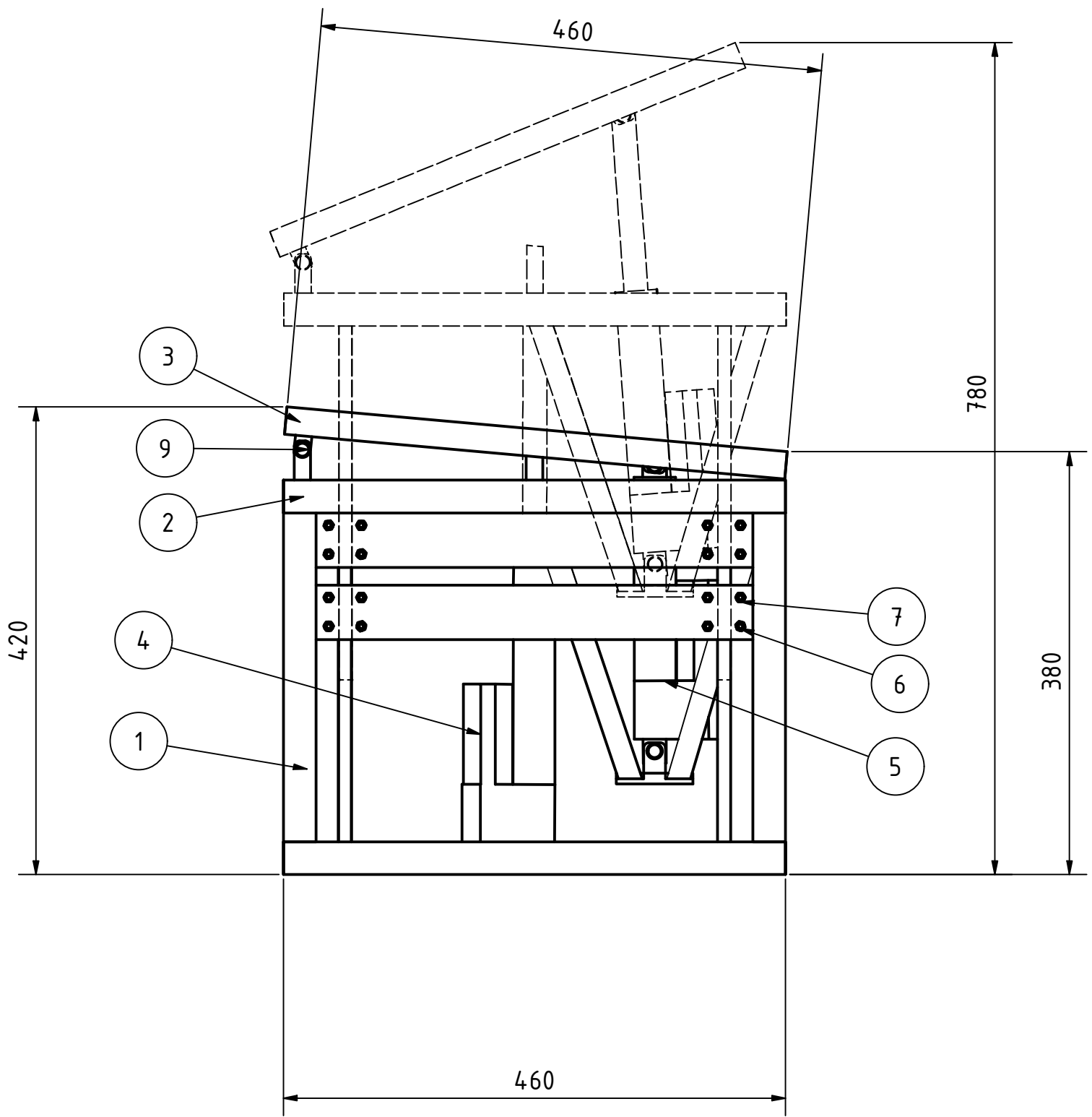
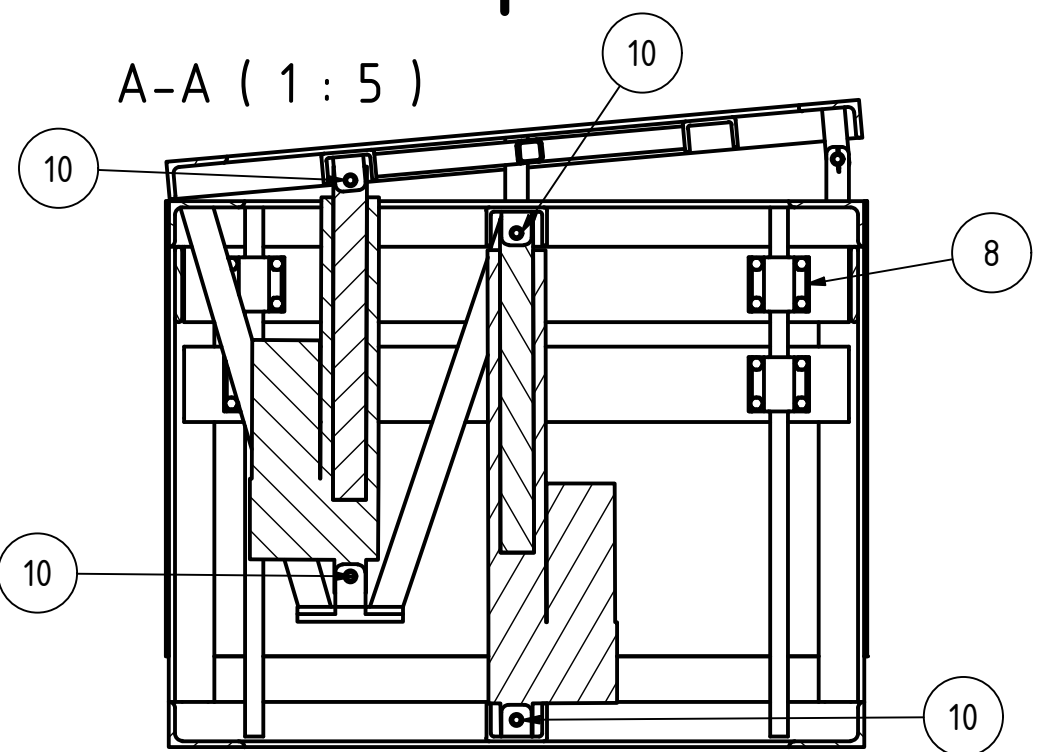
Obrázek p5 38 Definice 1D sítě motorů

PŘÍLOHA č. 6

Výkres sestavy





A-A (1:5)



Měřítko	1:5	Hmotnost (kg)	33,797	Promítání		Formát	A3
 FAKULTA STROJNÍ ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY V PLZNI	Kreslil	Tereza Schubertová		Název			
	Datum	16.05.2023		Asistenční pomůcka			
KKS KATEDRA KONSTRUOVÁNÍ STROJŮ	Schválil			Číslo dokumentu			
	Datum			DP2023.001			
Druh dokumentu				VÝKRES SESTAVY		List 1 Listů 1	

POZICE	NÁZEV SOUČÁSTI	ČÍSLO SOUČÁSTI	KS
1	Spodní rám	DP2023.002	1
2	Posuvný rám	DP2023.003	1
3	Rám sedáku	DP2023.004	1
4	Lineární pohon Moteck MK32 (zdvih 200 mm)		1
5	Lineární pohon Moteck MK32 (zdvih 150 mm)		1
6	Šroub M5 x 30	ISO 4017	32
7	Matice M5	ISO 4032	32
8	Lineární ložiska s vozíkem SC12UU	P00027-3	8
9	Čep 8 x 40	ISO 2341 - B	2
10	Čep 8 x 50	ISO 2341 - B	4
11	Závlačka 1,2 x 10	CSN 02 1781	6
12	Dřevovláknitá deska 520 x 301		2
13	Dřevovláknitá deska 460 x 301		2

Měřítko	1:5	Hmotnost (kg)	33,797	Promítání		Formát	A3
	FAKULTA STROJNÍ ZÁPADČESKÉ UNIVERZITY V PLZNI	Kreslil	Tereza Schubertová		Název Asistenční pomůcka		
		Datum	16.05.2023				
		Schválil			Číslo dokumentu	DP2023.001	
	Datum						
KKS	KATEDRA KONSTRUOVÁNÍ STROJŮ	Druh dokumentu	KUSOVNÍK		List 1 Listů 1		