



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

# TRANSTIBIÁLNÍ PROTÉZA PRO REKREAČNÍ IN-LINE BRUSLENÍ

TRANSTIBIAL PROSTHESIS FOR RECREATIONAL IN-LINE SKATING

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. KAROL SABO

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. DANIEL KOUTNÝ, Ph.D.

BRNO 2014



Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2013/2014

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Karol Sabo

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Konstrukční inženýrství (2301T037)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

### **Transtibiální protéza pro rekreační in-line bruslení**

v anglickém jazyce:

### **Transtibial prosthesis for recreational in-line skating**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je konstrukční návrh transtibiální protézy s těmito parametry: využití pro rekreační in-line bruslení, na míru konkrétního pacienta, musí umožňovat korekci nastavení, ověření měřením prototypu s pacientem.

Cíle diplomové práce:

Diplomová práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Analýza problému a cíl práce
4. Návrh konstrukčních řešení
5. Výsledné konstrukční řešení
6. Diskuze
7. Závěr
8. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva, výkresy součástí, výkres sestavení, fotografická dokumentace, 3D digitální data (model), 2D digitální data (výkresy), funkční výrobek

Typ práce: konstrukční; Účel práce: výzkum a vývoj

Výstup práce: prototyp, funkční vzorek (G); Projekt: MPO - TIP

Rozsah práce: cca 72 000 znaků (40 - 50 stran textu bez obrázků)

Zásady pro vypracování práce:

[http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP\\_DP/Zasady\\_VSKP\\_2014.pdf](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2014.pdf)

Šablona práce: [http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK\\_sablona\\_praci.zip](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip)

Seznam odborné literatury:

- 1) HSU J., MICHAEL J., FISK J., AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices. 4th ed. Philadelphia: Mosby/Elsevier, 2008. ISBN 0323039316.
- 2) WILLS D., Prosthesis (Meridian: Crossing Aesthetics) Paperback. Publisher: Stanford University Press (June 1995), ISBN-10: 0804724601, ISBN-13: 978-0804724609
- 3) SHIGLEY, J. E, MISCHKE, Ch. R, BUDYNAS, R. G. KONSTRUOVÁNÍ STROJNÍCH SOUČÁSTÍ. VUTIUM, 2008. 1300 s. ISBN 978-80-214-2629-0.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Daniel Koutný, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/2014.

V Brně, dne 21.10.2013

L.S.

---

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.  
Ředitel ústavu

---

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.  
Děkan fakulty

## **ABSTRAKT**

Diplomová práca sa zaoberá konštrukčným návrhom a následnou fyzickou realizáciou transtibiálnej protézy pre rekreačné in-line korčuľovanie. Práca sa v prvej časti zaoberá súčasným stavom poznania a zhrňa dostupné informácie o korčuľovaní. V ďalšej časti bola na základe získaných informácií a vlastnom meraní analyzovaná kinematika členkového kĺbu pomocou metódy *Motion capture* s využitím softwaru *Kinovea*. Nasledujúca časť práce sa zaoberá fyzickou realizáciou viacerých variant protézy a ich následným testovaním s pacientom. Posledná fáza práce pojednáva o poznatkoch získaných testovaním.

## **KLÚČOVÉ SLOVÁ**

Transtibiálna protéza, in-line korčuľovanie, rekreačné aktivity, umelý členkový kĺb, analýza kinematiky korčuľovania

## **ABSTRACT**

The master thesis deals with the engineering design and realization of a transtibial prosthesis for recreational in-line skating. The first part of thesis summarize background information about skating. The next part analyzes the kinematics of ankle joint based on gained information and own measurement by *Motion capture* method in *Kinovea* software. The thesis continues with realization of more versions of prosthesis followed by testing with patient. Finally, the thesis discuss measured data.

## **KEYWORDS**

Transtibial prosthesis, in-line skating, recreational activities, artificial ankle unit, kinematic analysis of in-line skating,

## **BIBLIOGRAFICKÁ SITÁCIA**

SABO, K. Transtibiální protéza pro rekreační in-line bruslení. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 92 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D..

---



**ČESTNÉ PREHLÁSENIE**

Prehlasujem že diplomovú prácu *Transtibiální protéza pro rekreační in-line bruslení* som vypracoval samostatne pod vedením vedúceho práce Ing. Daniela Koutneho, Ph.D. a uviedol všetky použité literárne a odborné zdroje.

V Brne, dňa 22.5.2014

.....  
Bc. Karol Sabo





## **POĎAKOVANIE**

Týmto by som chcel poďakovať Ing. Danielovi Koutnemu Ph.D., Doc. Ing. Davidovi Palouškovi Ph.D. a Ing. Petrovi Krejčímu Ph.D. za užitočné a cenné rady, za trpezlivosť a odbornú pomoc pri vypracovávaní diplomovej práce.

This diploma thesis was elaborated with support and by using research equipment of NETME Centre, regional research and development centre built with the financial support from the Operational Programme Research and Development for Innovations within the project NETME Centre (New Technologies for Mechanical Engineering), Reg. No. CZ.1.05/2.1.00/01.0002 and, in the follow-up sustainability stage, supported through NETME CENTRE PLUS (LO1202) by financial means from the Ministry of Education, Youth and Sports under the „National Sustainability Programme I“.

---



**OBSAH**

<b>ÚVOD</b>	<b>13</b>
<b>1 PREHĽAD SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA</b>	<b>14</b>
1.1 Obecný prehľad anatomických pojmov	14
1.1.1 Anatomické roviny	14
1.1.2 Anatomické pohyby	14
1.2 Transtibiálna protéza	16
1.2.1 Zloženie transtibiálnej protézy	16
1.2.2 Klasifikácia stupňov fyzickej aktivity pacientov	17
1.2.3 Prehľad členkových jednotiek dostupných na trhu	18
1.3 Fázy chôdze a behu	20
1.4 Kinematika korčuľovania	22
1.4.1 Reakčná sily od podložky pri in-line korčuľovaní	26
1.5 TT protéza pre ľadové korčuľovanie	28
<b>2 ANALÝZA PROBLÉMU A CIEĽ PRÁCE</b>	<b>29</b>
2.1 Zhodnotenie poznatkov na základe súčasného stavu poznania	29
2.2 Ciele práce	30
2.3 Záznam kinematiky in-line korčuľovania	31
2.3.1 Vlastná realizácia záznamu kinematiky in-line korčuľovania	31
2.3.2 Výsledky záznamu kinematiky	34
<b>3 NÁVRH KONŠTRUKČNÉHO RIEŠENIA</b>	<b>35</b>
3.1 Varianta č. 1	35
3.2 Varianta č. 2	36
3.3 Varianta č. 3	37
3.3.1 Test s prvým pacientom	38
3.3.2 Test s druhým pacientom	40
3.4 Varianta č. 4	42
3.5 Zhodnotenie variant	43
3.6 Výber najvhodnejšej varianty	43
<b>4 VÝSLEDNÉ KONŠTRUKČNÉ RIEŠENIE</b>	<b>44</b>
4.1 Popis konštrukcie testovacej protézy	44
4.1.1 Lyža korčule s kolieskami	45
4.1.2 Platforma	45
4.1.3 Členkový kĺb	46
4.2 Popis testovania s pacientom	49
4.2.1 Priebeh testu	51
4.3 Popis meracej sústavy	52
4.3.1 Trubkový adaptér s tenzometrami	52
4.4 Testovanie protézy s pacientom	54
4.4.1 Prepočet pretvorenia na napätie	54
4.4.2 Test č.1 – priamočiara jazda	55
4.4.3 Test č.2-6 – jazda po ovále	57
4.4.4 Test č.7 – štart x stop	59
4.4.5 Výpočet sily v tlmiacom člene	61
4.5 Návrh finálnej protézy	63
4.5.1 Návrh tlmiacich členov	64
4.5.2 Platforma finálnej protézy	64

4.5.3	Finálny návrh členkového kľbu	65
<b>5</b>	<b>DISKUSIA</b>	<b>67</b>
5.1	Plán ďalších prác	68
	<b>ZÁVER</b>	<b>69</b>
	<b>ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV</b>	<b>70</b>
	<b>ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK</b>	<b>74</b>
	<b>ZOZNAM OBRÁZKOV A GRAFOV</b>	<b>75</b>
	Zoznam obrázkov	75
	Zoznam grafov	76
	<b>ZOZNAM TABULIEK</b>	<b>77</b>
	<b>ZOZNAM PRÍLOH</b>	<b>78</b>

## ÚVOD

Schopnosť človeka premiestňovať sa z miesta na miesto je dôležitým aspektom k prežitiu a napĺňovaniu jeho elementárnych potrieb. Základná pohybová aktivita, ktorá umožňuje premiestňovanie človeka je chôdza. Strata časti končatiny má na chôdzu zásadný vplyv. Prostriedkom k obnoveniu lokomočných funkcií je protéza. Protéza je externe aplikovaná pomôcka, ktorá nahrádza nevyvinutú alebo chýbajúcu ľubovoľnú časť tela ako napr. končatiny, zuby ale aj vnútorné orgány. Náhrada chýbajúcej či nevyvinutej časti dolnej končatiny sa nazýva protéza dolnej končatiny. História vytvárania protéz siaha až do staroveku. Spočiatku sa používali na výrobu drevo prípadne kov. V súčasnej dobe sa vďaka pokroku technológií používajú nové materiály, čo dovoľuje vytvoriť vysoko funkčné protetické komponenty a tak poskytnúť ľuďom viac možností používania.

Pomocou protéz dolných končatín sa ľudia môžu opäť postaviť a tak sa zaradiť do spoločnosti. Vývoj protéz dovoľuje aktívnym ľuďom sa stále viac zúčastňovať na rôznych športových a rekreačných aktivitách ako je beh, plávanie, korčuľovanie a mnohé iné. Účasť na športových a rekreačných aktivitách má mnohé fyzické, psychologické a emocionálne výhody pre ľudí s amputovanou končatinou. Preto začlenenie týchto aktivít do voľného času je dôležitou súčasťou rehabilitácie. Ľuďom s amputovanou končatinou sa v posledných 20 rokoch zlepšili príležitosti zúčastniť sa na rekreačných a športových aktivitách [1]

Najznámejšie a najpreferovanejšie športové rekreačné aktivity sú behanie a kráčanie, ktoré posilňujú kardiovaskulárny systém, svaly a znižujú telesnú hmotnosť. Alternatívna rekreačná aktivita, ktorá sa stala populárnou počas posledných rokov, je in-line korčuľovanie [2].

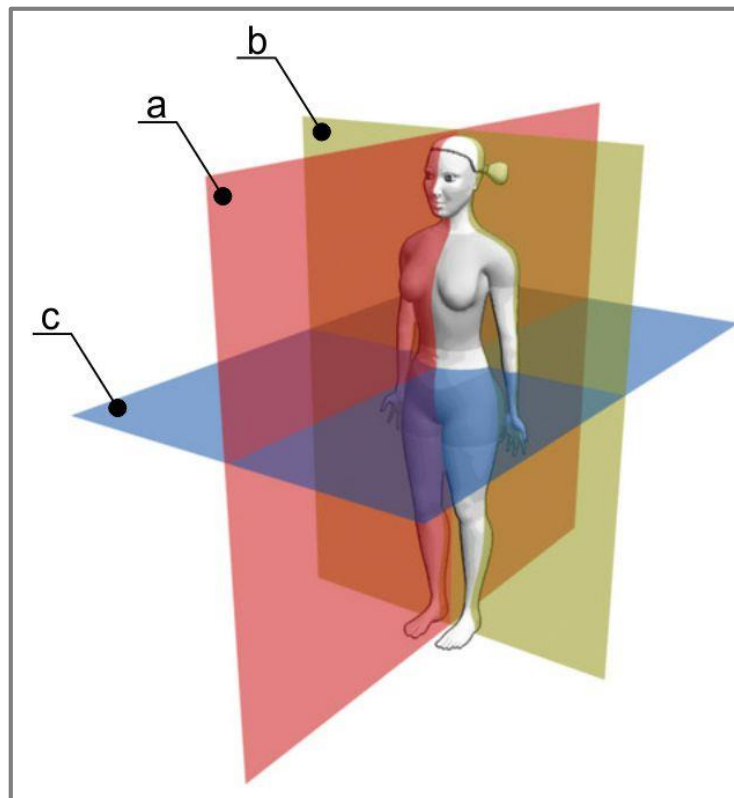
Z anaeróbného hľadiska je in-line korčuľovanie výhodnejšie ako beh alebo cyklistika, pretože pri korčuľovaní sa zapájajú aj svaly dolných končatín, ktoré sa pri behu nevyužívajú. Na rozdiel od behu a cyklistiky korčuľovanie rozvíja hamstringove svaly a znižuje zaťaženie kĺbov viac ako o 50% [2].

## 1 PREHĽAD SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA

### 1.1 Obecný prehľad anatomických pojmov

#### 1.1.1 Anatomické roviny

Pre jednoduchšiu orientáciu v medicíne je ľudské telo rozdelené do troch základných vzájomne kolmých rovín (Obr. 1-1). Rovina, ktorá prechádza spredu dozadu stojacim telom sa nazýva **sagitálna rovina** (predo-zadná). Táto rovina delí telo na pravú a ľavú časť a v tejto rovine sa meria flexia a extenzia. Ďalšia rovina, ktorá delí telo na prednú a zadnú časť tela sa nazýva **frontálna rovina**. V tejto rovine sa merajú pohyby abdukcia a addukcia. Posledná základná rovina, ktorá delí telo na hornú a dolnú časť sa nazýva **transverzálna rovina**. V tejto rovine sa meria vonkajšia a vnútorná rotácia.



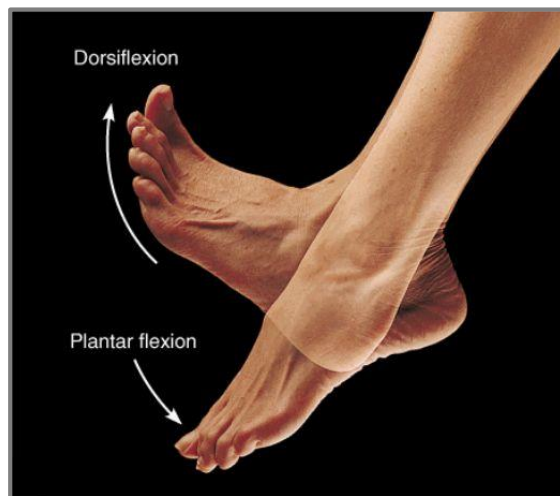
Obr. 1-1 Anatomické roviny ľudského tela [3]  
a) sagitálna rovina (predo-zadná), b) frontálna rovina, c)  
transverzálna rovina

#### 1.1.2 Anatomické pohyby

Veľké množstvo kĺbových spojení na kostre človeka dovoľuje veľa druhov pohybov. Tu sú uvedené iba pohyby, ktoré bezprostredne súvisia s témou diplomovej práce. Konkrétne to sú pohyby kĺbov dolnej končatiny. Dolná končatina má 3 základné kĺby-bedrový, kolenný a členkový kĺb. Pohyby v týchto kĺboch sa odlišujú podľa ich štruktúry a ich presne pohyby s rozsahmi stupňov sú zhrnuté v Tab.1-1. Najdôležitejšie pohyby v tejto práci sú pohyby členkového kĺbu a to plantárna a dorzálna flexia (Obr. 1-2). Rozsah plantárnej flexie je asi 30° a rozsah dorzálnej flexie asi 20° [3].

Názov kĺbu	Názov pohybu	Rozsah pohybu
Bedrový kĺb	flexia	130°
	extenzia	30°
	abdukcia	45°
	addukcia	0-45°
	vonkajšia rotácia	asi 15°
	vnútorná rotácia	asi 35°
Kolenný kĺb	flexia	asi 160°
	extenzia	0°
	vonkajšia rotácia (len vo flexii)	40°
	vnútorná rotácia (len vo flexii)	5-10°
Členkový kĺb	plantárna flexia	asi 30°
	dorzálna flexia	asi 20°
	supinace	
	pronace	

Tab.1-1 Zhrnutie pohybov dolnej končatiny s ich rozsahmi pohybu [3]



Obr. 1-2 Anatomické pohyby v členkovom kĺbe [4]

## 1.2 Transtibiálna protéza

Transtibiálna protéza je náhrada časti dolnej končatiny v oblasti transtibiálnej amputácie, čiže v oblasti medzi kolenom a členkom. Úlohou protézy je zabezpečiť čo najplynulejšiu chôdzu pacienta. Jej stavba a nastavenia sú individuálne prispôsobené každému pacientovi [5].

Podľa konštrukčného prevedenia sa transtibiálne protézy rozdeľujú na endoskeletálne a exoskeletálne. Endoskeletárne protézy využívajú ľahký skelet k prepojeniu chodidla s lôžkom. Vychádzajú z modelu ľudskej kostry a majú modulárne prevedenie, takže súčasti sú ľahko nastaviteľné a vymeniteľné. Exoskeletárne protézy sú vyrábané z dreva alebo pevného polyuretánu. Ich nosnú časť tvorí vonkajší skelet. Vo vnútri protézy je vystužený drevom alebo penovým polyuretánom. Táto protéza umožňuje minimálne nastavenie a vo väčšine prípadov je lacnejšia ako endoskeletárna [6].

História transtibiálnej protézy siaha až do obdobia pred našim letopočtom. Avšak prvú transtibiálnu protézu, ktorá je predchodcom tých dnešných vyrobil holandský chirurg v roku 1696. Skladala sa z pántu, ktorý umožňoval pohyb v členku. To bol veľký pokrok proti ostatným protézam tej doby. Ďalším pokrok v oblasti transtibiálnej protézy bol až okolo roku 1800 vynálezami v Londýne. Ich nový návrh umožňoval „automatické“ pohyby členku pomocou káblu pripojeného ku kolenu. Keď koleno bolo vo flexii členok sa pohyboval v dorzálnej flexii a naopak. Následný pokrok transtibiálnych protéz postupoval veľmi pomaly. V roku 1946 v USA bola založená Americká asociácia ortotiky a protetiky (*The American Orthotic & Prosthetic Association*), ktorá začala modernú éru protetiky pre špeciálne použitie a šport [5].

### 1.2.1 Zloženie transtibiálnej protézy

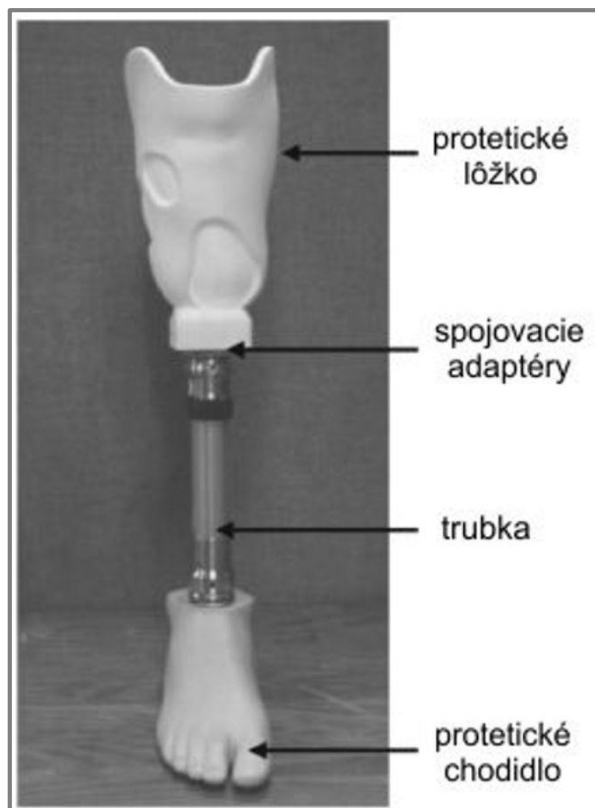
Transtibiálna protéza sa skladá zo štyroch základných častí (Obr. 1-3) – protetické lôžko, protetické adaptéry, trubka a protetické chodidlo. Protetické lôžko je časť protézy, ktorá zabezpečuje prepojenie protézy s pacientom a tak prenášať váhu pacienta na protézu. Lôžko sa skladá z dvoch častí. Prvá časť je mäkké lôžko, ktoré sa používa ako rozhranie medzi pokožkou pahýľu a druhou časťou lôžka čo je nosné lôžko. Mäkké lôžko chráni a stabilizuje tkanivo pahýľu. Do nosného lôžka sa vkladá pahýľ s mäkkým lôžkom a pripojuje sa k nosnému lôžku pomocou zámkového mechanizmu alebo podtlaku [7].

Všetky transtibiálne protézy majú časť, ktorá je určená k funkčnej náhrade holennej kosti - protetická trubka (kýl). Tá môže byť vyrobená z rozličných konštrukčných materiálov ako napríklad titán, uhlíkové vlákna, zliatiny hliníku alebo oceľ. Tieto materiály sa vyberajú podľa fyzickej aktivity pacienta a účelu protézy.

Ďalšou časťou protézy je protetické chodidlo, ktoré je základom všetkých protéz dolných končatín (okrem protézy pre čiastočnú amputáciu) a malo by v ideálnom prípade nahradiť všetky aktivity normálneho chodidla. Plní funkciu tlmenia rázu, simuluje svaly a prenáša zaťaženie do podložky. Bežne dostupné protetické chodidlá možno rozdeliť do piatich koncepčných skupín:

- chodidlo SACH
- jednoosé chodidlo
- viacosé chodidlo
- chodidlo s flexibilným skeletom
- chodidlo s dynamickou odozvou





Obr. 1-3 Hlavné časti transtibiálne protézy [24]

### 1.2.2 Klasifikácia stupňov fyzickej aktivity pacientov

Všeobecne je definovaných 5 stupňov aktivity. Na stanovenie stupňa aktivity pacienta je nutné zvážiť viaceré faktory:

- vek a celkový stav pacienta
- psychické a fyzické predpoklady pacienta
- prostredie, v ktorom sa pacient pohybuje
- minulosť pacienta (jeho aktivita pred amputáciou)
- stav amputačného pahýľu

z ktorých sa určí jeho predpokladaný stupeň aktivity. Tento stupeň je dôležitým faktorom pri výrobe protézy.

**Stupeň aktivity 0:** nechodiaci pacient. Svoj pohyb vykonáva na invalidnom vozíku a protézu využíva ako kozmetický doplnok.

**Stupeň aktivity 1:** pacient sa pohybuje iba v interiéri. Protézu využíva iba po rovine a konštantnou rýchlosťou. Pri pohybe na dlhšie vzdialenosti používa vozík

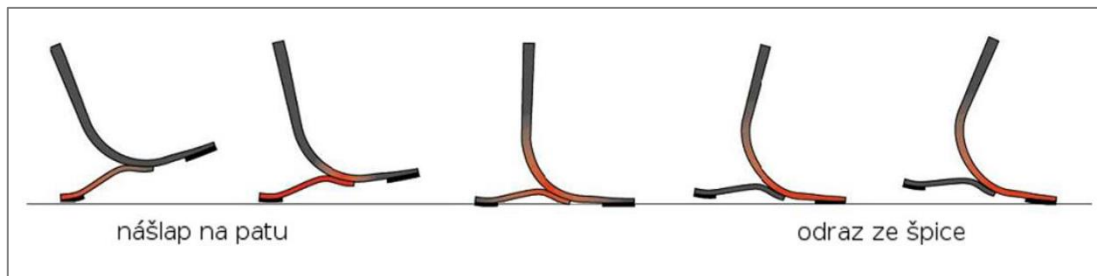
**Stupeň aktivity 2:** pohyb v exteriéri je obmedzený. Pacient je schopný chodiť po nerovnom povrchu.

**Stupeň aktivity 3** pacient zvláda bežné fyzické aktivity, nelimitovaný a vykonáva zamestnanie

**Stupeň aktivity 4:** pacient so zvláštnymi požiadavkami. Pacient vykonáva všetky aktivity bez obmedzenia a je schopný športovať.

### 1.2.3 Prehľad členkových jednotiek dostupných na trhu

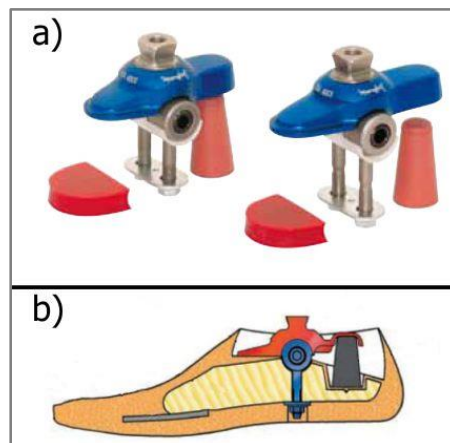
Väčšina transtibiálnych protéz určených na chôdzu nemajú žiadny prvok, ktorý by nahrádzal členkový kĺb. Namiesto otočného kĺbu sa používa materiálový kĺb, ktorý napodobňuje flexiu a absorbuje nárazy tvorené pri dotyku protézy so zemou (Obr. 1-4). V neskorších fázach kroku je táto naakumulovaná energia využitá.



Obr. 1-4 Ilustrácia funkcie pružných elementov na chodidle [8]

#### 1.2.3.1 Jednoosí členkový kĺb

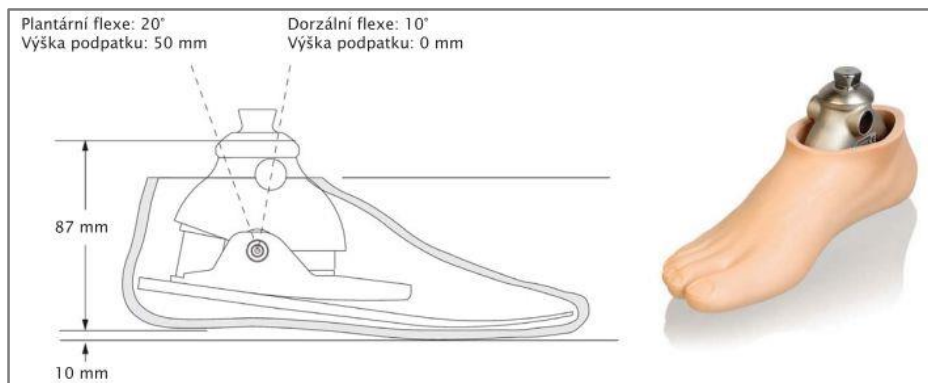
Tento jednoosí kĺb (Obr. 1-5) vo rôznych prevedeniach ponúkajú viacerí poprední výrobcovia protetických pomôcok ako napr. *Ottobock* [9], *Streifeneder* [10] a *ST&G Corporation* [11] v troch materiálových variantach – hliník, titán a nerezová oceľ. Využíva sa skôr u transfemorálnych protéz a je odporúčaný pre pacientov s maximálne 2. stupňom fyzickej aktivity. Kĺb má vyšší stupeň bezpečnosti a prirodzený vzhľad. Dodáva sa v dvoch veľkostných variantách a je možné u neho nastaviť výšku podpätku (u žien). Maximálna nosnosť je 100 kg.



Obr. 1-5 Jednoosí členkový kĺb od firmy Streifeneder [10]

### 1.2.3.2 ELATION™

Členkový kĺb ELATION™ () umožňuje rýchle nastavenie výšky podpätku v rozmedzí 0-5 cm. Dokáže veľmi dobre akumulovať a uvoľňovať energiu pri chôdzi a má veľmi jednoduché nastaviteľné parametre podľa individuálnych požiadavkou užívateľa. Určené pre pacientov so stupňom fyzickej aktivity 1-3. Plantárna flexia je 20° a dorzálna flexia 10° [12].



Obr. 1-6 Členkový kĺb ELATION™ od firmy Ossur [12]

### 1.2.3.3 Prototyp členkového kĺbu od firmy ING Corporation

Tento jednoosý členkový kĺb navrhnutý firmou *ING Corporation* (Obr. 1-7) je vyrobený z hliníkovej zliatiny AlCu4Ti. Medzi dielmi kĺbu sú dva elastické členy, ktoré je možné jednoducho vymieňať. Osu otáčania tvorí špeciálny oceľový kalený kolík. Kĺb je jednoduchý na údržbu. Dovoľuje dorzálnu flexiu 10° a plantárnu flexiu až 25°. Tento kĺb nie je komerčne využívaný.



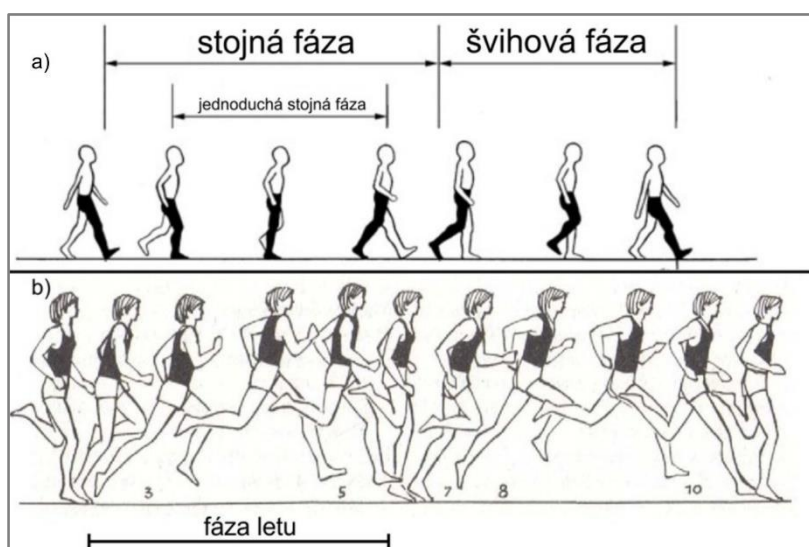
Obr. 1-7 Prototyp členkového kĺbu od firmy ING Corporation

### 1.3 Fázy chôdze a behu

Táto práca sa zaoberá in-line korčuľovaním, avšak tento pohyb sa rozdeľuje do niekoľkých fáz, ktoré sú rovnaké ako fázy chôdze. To je najbežnejší a najprirodzenejší pohyb pre človeka a každý z nás tento pohyb pozná. Preto je potrebné predstaviť aj fázy krokového cyklu chôdze ako príklad. A ďalším príkladom budú predstavené fázy krokového cyklu behu, ktorého fázy sa nepatrne líšia od chôdze a in-line korčuľovania.

Chôdza je základný lokomočný pohyb, ktorý je definovaný ako presun tela z jedného bodu do druhého. Tento pohyb je vykonávaný na dvoch nohách a pre správny pohyb je nutné zjednotiť mnoho fyziologických systémov. Základnou jednotkou chôdze je krokový cyklus, ktorý je bežne meraný z okamžiku dotyku chodidla a zeme až po opätovný kontakt chodidla so zemou. Krokový cyklus je rozdelený do dvoch hlavných fáz: stojná (podporná) a švihová fáza (Obr. 1-8a). Stojná fáza sa rozdeľuje na jednoduchú a dvojité. Pričom priebeh týchto fáz v jednom krokovom cykle sa vždy pozoruje pre jednu nohu [13].

Zvýšením rýchlosti pohybu sa chôdza mení na beh, ktorého fázy sa nepatrne líšia oproti fázam chôdzi. Nastáva tu tzv. fáza letu (namiesto dvojnej stojnej fázy). Pri fáze letu sa žiadna z končatín nedotýka povrchu, po ktorom sa pohyb vykonáva (Obr. 1-8b). Pri opätovnom dopadnutí chodidla na podložku vzniká rázová vlna, ktorá má nepriaznivý vplyv na ľudské kĺby [13].



Obr. 1-8 Zobrazenie fáz [upravené z 13]  
a) chôdze, b) behu v sagitálnej rovine

Rázová vlna nastane približne 6000-krát pri prejdení (prebehnutí) 10km vzdialenosti a veľkosť rázovej vlny je závislá na rýchlosti behu, obuvi a tvrdosti podložky. Rázová vlna stúpa cez končatinu a chrbticu do lebky. Jediný pozitívny aspekt tohto rázu je jeho úloha v poskytovaní záťaže kostí, ktorá je nevyhnutná pre stavbu kostí [14].

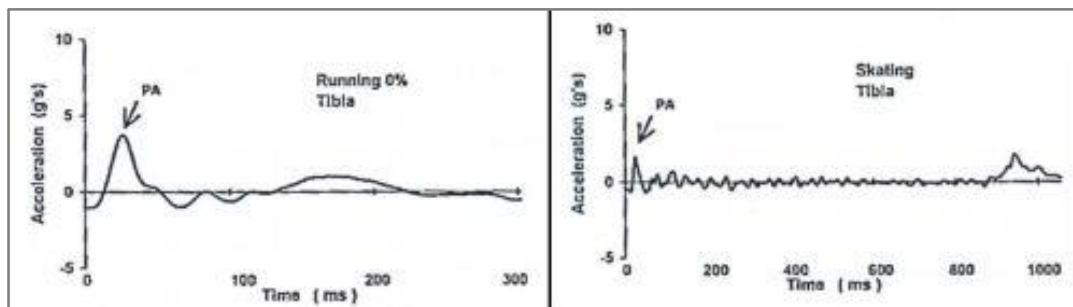
ANDREW a kolektív previedli štúdiu [15], kde porovnávali účinok nárazu chodidla na podložku a tlmiace charakteristiky tela pri behaní a in-line korčuľovaní. Meranie bolo realizované pomocou dvoch akcelerometrov, ktoré boli uchytené vždy na holennej kosti a na hlave figuranta. Meraná a porovnávaná veličina bolo zrýchlenie na holennej kosti a hlave. Merania boli prevedené na korčuľarskom páse šírky 2 m pri troch rôznych podmienkach:

- korčuľovanie na páse s 2% sklonom
- beh na páse s 2% sklonom
- beh na páse s 0% sklonom

Pri korčuľovaní so sklonom pásu 0% vznikali problémy s rovnováhou a neprirodzené korčuľarske pohyby. Sklon 2% bol určený prípravnými testami, a označený ako najlepšie simulujúci vonkajšie podmienky. Každý test trval 5 min na preferovanej rýchlosti každého figuranta.

Pozorovania poukázali na významný rozdiel veľkosti zaťaženia tela medzi behaním a in-line korčuľovaním. Na obr.1-9 je zobrazený priebeh zrýchlenia holennej kosti počas stojacej fáze jedného kroku. Maximum nastalo vždy po dopade chodidla na podložku a z grafu vyplýva, že účinok dopadu chodidla na podložku pri in-line korčuľovaní je podstatne menší ako pri behaní. A taktiež, že podporná fáza pri korčuľovaní je výrazne dlhšia (1000ms).

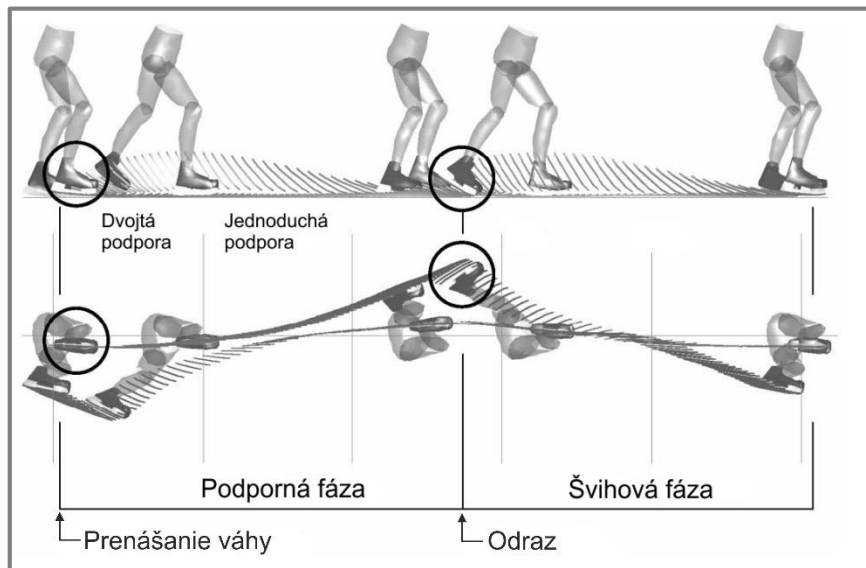
Výsledky štúdie poukazujú, že pri in-line korčuľovaní sa produkuje o polovičku menšia záťaž tela ako pri behaní. Tento výsledok je s najväčšou pravdepodobnosťou spôsobený značným zredukovaním až odstránením fázy letu pri korčuľovaní. A taktiež znížením rozdielu rýchlosti holennej kosti. Menší vplyv bude mať rýchlosť pohybu korčuľovania a behu.



Obr. 1-9 Ukázkový časový priebeh akcelerácie na holennej kosti počas stojacej fáze behu a in-line korčuľovania [15]

## 1.4 Kinematika korčuľovania

Kinematika korčuľovania je daná priamym a uhlovým pohybom tela počas korčuľarskeho kroku. Korčuľarsky krok je dvojfázový (Obr. 1-10) a skladá sa z rovnakých fáz ako chôdza - z podpornej (stojnej) a švihovej fáze. Podporná fáza môže byť ďalej rozdelená do jednoduchej a dvojitej podpornej fáze. Jednoduchá podporná fáza trvá cca 18% a dvojná 82% času celkovej podpornej fáze. Odraz sa uskutočňuje počas dvojitej podpornej fáze [16].



Obr. 1-10 Fázy a uzly korčuľarskeho kroku [16]

Pri návrhu transtibiálnej protézy pre in-line korčuľovanie je potrebné analyzovať kinematiku pohybu pri korčuľovaní. Avšak pre chýbajúce informácie o kinematike in-line korčuľovania v literatúre sa ďalej táto práca bude venovať kinematike ľadového korčuľovania a jej záznamu. Je predpoklad, že tieto dva typy korčuľovania sa odlišujú iba vo veľkosti uhlov jednotlivých kĺbov [17].

Štúdiu rozdielu ľadového a in-line korčuľovania publikovala Melissa Gross z univerzity v Michigan-e [17]. Pohyb subjektu (ženy) bol zaznamenaný na videozáznam s frekvenciou 30 snímok za sekundu a následne pomocou softwaru analyzovaný. Oba pohyby boli realizované jedným subjektom. Počas nahrávania záznamu mal subjekt na vybraných miestach (zápästie, lakeť, rameno, bedro koleno a členok) kontrastné značky. Tieto značky boli v softwari sledované a slúžili na analýzu.

Sledovaný pohyb vždy začal na začiatku podpornej fázy, čiže v maximálnej extenzii bedra a kolena. Na konci tejto fázy dochádza k odrazu korčule od povrchu a koleno s bedrom sú v približne v 50% flexii. V okamihu odrazu je členkový kĺb v plantárnej flexii. Po odraze sa bedro, koleno a členok vracajú späť na pôvodnú polohu. Celkový čas pohybu bol 1,51 sekundy. Podporná fáza trvala 0,79 sekundy (52% kroku) a švihová fáza 0,72 sekundy (48% kroku).

Výsledky štúdie dokázali, že pohyby oboch korčuľovaní sú podobné a líšia sa iba v uhloch jednotlivých kĺbov. Počas ľadového korčuľovania (ĽK) bol subjekt viac predkloný ako pri in-line korčuľovaní (IK), čo dokazuje nameraná flexia trupu pri

pohyboch. Pri ĽK bola priemerná flexia trupu  $-26^\circ$  a pri IK  $-15^\circ$ . Koleno bolo pri ĽK viac pokrčené (flexia  $108^\circ$ ) ako pri IK (flexia  $125^\circ$ ).

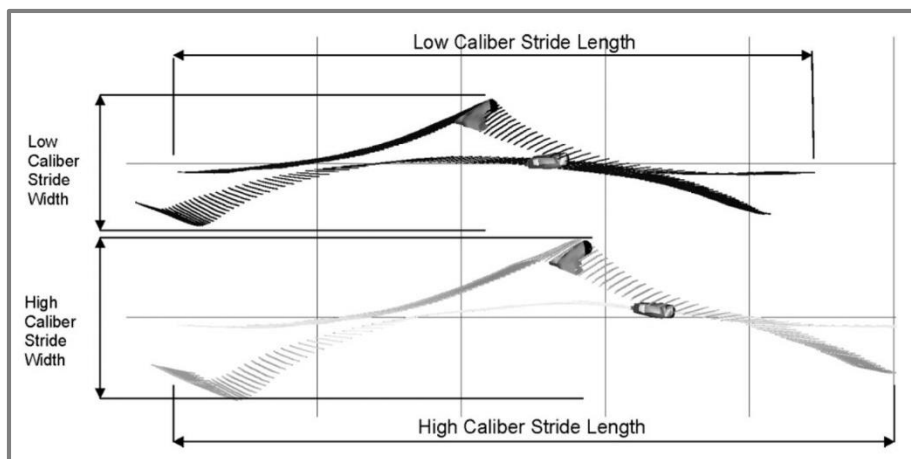
Rozdiely boli pozorované nie len v uhloch, ale aj na uhlových rýchlostiach jednotlivých kĺbov. Celkový čas oboch pohybov bol rovnaký (1,48s) avšak maximálna uhlová rýchlosť kolena bola rozdielna. Počas ĽK bola rýchlosť  $1396^\circ/\text{s}$  a počas IK bola  $448^\circ/\text{s}$ .

Lineárny pohyb kolena pri ĽK a IK bol skoro identický. Horizontálny pohyb pri ĽK bol 7,05 m a počas IK 7,72 m. Vertikálny pohyb pri ĽK bol 0,23 m a pri IK 0,06 m. Maximálny a minimálny pohyb v horizontálnom a vertikálnom smere bol pri oboch pohyboch veľmi podobný.

Rozdiel bol pozorovaný aj v pozícií ťažiska tela. Pri ĽK bolo ťažisko niekde okolo trupu a pri IK bolo ťažisko nad bedrom. Umiestnenie ťažiska pri ĽK sa ukázalo ako výhoda, ktorá pomáha pri odraze a poskytuje korčuliarovi väčšiu stabilitu.

Pre analýzu kinematiky pohybu existuje celá rada systémov. Tieto systémy prevádzajú pohyb na digitálny záznam, ktorý sa využíva pre následnú analýzu. Veľmi využívaným systémom je *Motion Capture*. Tento termín označuje proces nahrávania objektu videokamerou a následné prevedenie tohto záznamu na digitálny model. Tento systém môže využívať aktívne značky, kedy sa vyžaduje pripojenie účastníkov na PC pri zázname dát. Taktiež sa využívajú pasívne systémy značiek, ktoré sú taktiež limitované pri zbieraní kinematických dát. Dynamika korčuľovania by vyžadovala veľa kamier, ktoré by pokrývali veľkú plochu, aby bolo možné zachytiť všetky pasívne značky na korčuliarovi. Zbieranie kinematických dát na veľkej ploche vyžaduje kalibráciu relatívne veľkého objemu, ktorý môže vkladať meracie chyby.

Vo svojej štúdií za účelom presnej kvantifikácie rozdielov kinematiky ľadového korčuľovania skúsených a neskúsených korčuliarov zaznamenávali tento pohyb Tegan a kol. [16]. Záznam dát bol realizovaný na relatívne malej ploche, ktorá dobre simulovala korčuliarske podmienky a to na korčuliarskom páse. Tento pás je považovaný za vhodný povrch pre simulovanie ľadového korčuľovania. Túto skutočnosť dokázal Henrichs [18] pomocou metódy elektromyografie (meracia metóda, ktorou je možno vyhodnotiť svalovú aktivitu). Fázy svalovej aktivity (svalov dolnej končatiny) ukázali nevýznamné rozdiely medzi meraním počas korčuľovania na ľadovej ploche a páse. Tegan a kol. [16] použili pre analýzu kinematiky 4 kamery (60fps) umiestnenie diagonálne ku korčuliarskemu pasu.



Obr. 1-11 Porovnanie dĺžky a šírky kroku dvoch testovaných skupín [16].

Výsledky ukazujú, že existujú významné kinematické rozdiely medzi úrovňami jednotlivých korčuliarov. Skúsenejší korčuliari dosahovali väčších rýchlostí korčuľovania ako neskúsení korčuliari, aj keď ich krokové tempo bolo približne rovnaké. Skúsenejší korčuliari dosahovali väčších rozmerov kroku (Obr. 1-11).

Uhlové výsledky pre rôzne kĺby sú zhrnuté v tabuľke tab.1-2. Z nameraných hodnôt vyplýva, že skúsenejší korčuliari mali väčšiu flexiu bedra a kolena v okamihu prenášania váhy z jednej nohy na druhú. Vyšší rozsah flexie bedra a vyššia kolenná flexia značia väčšie prenášanie energie do určitých svalov nohy a tým zvyšovanie sily pri odraze a taktiež aj rýchlosť korčuľovania.

		Weight acceptance		Propulsion	
		High-calibre	Low-calibre	High-calibre	Low-calibre
		Angle [°]			
<b>Flexia</b>	členok	-3	-1,2	11,1	12,3
	koleno	48,2	29,1	13,4	8
	bedro	-42,8	-41,6	-2,5	-2,2
<b>Abdukcia</b>	členok	5,2	6,7	6,2	7,5
	koleno	-1,9	-9,2	4,7	-0,5
	bedro	0,2	0,7	6,6	9,2
<b>Rotácia</b>	členok	1	2,6	6,9	10
	koleno	-0,4	-5,2	1	2,1
	bedro	1,4	3,3	5,5	7,8

Tab.1-2 Stredné hodnoty uhlov v jednotlivých kĺboch pri prenášaní váhy a odraze [16]

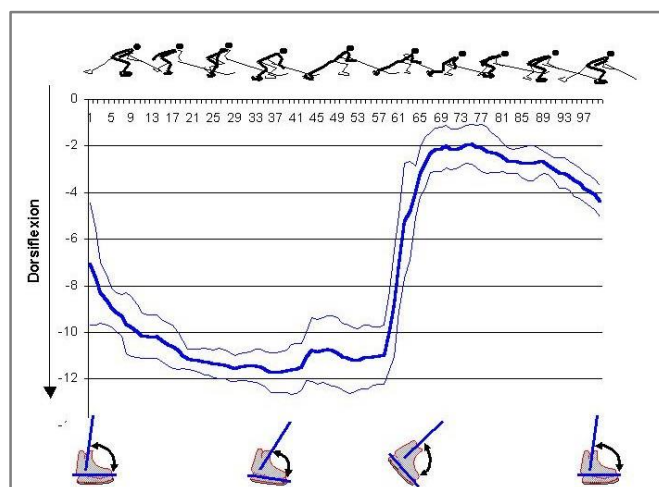


Pearsall a kolektív [19] použil na výskum uhlového pohybu členku počas korčuľovania dvoj-osový goniometer umiestnení na zadnej strane nohy pozdĺž achylovej šľachy (Obr. 1-12). Takto dokázali merať súčasne uhly v dvoch rovinách. Goniometre boli spojené s netbook-om, ktorý si subjekt nosil v ruksaku. Takto sa mohol subjekt bez problémov pohybovať po celej ľadovej ploche a nebol obmedzovaný pripojovacími káblami.

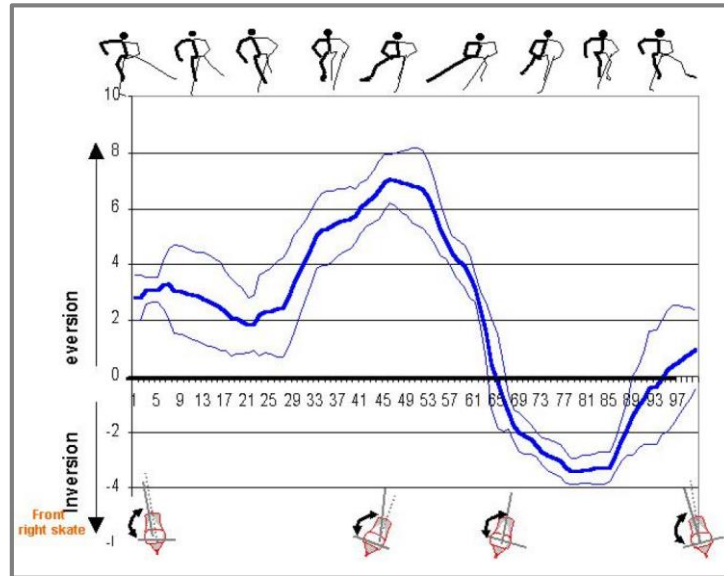


Obr. 1-12  
Uchytenie  
elektronického  
goniometru [19]

Na obr.1-13 je zobrazená dorzálna- a plantárna-flexia členku počas korčuľarskeho kroku pravej nohy, ktorý publikovali vo svojej práci Pershall a kol [19]. Krok na obr.1-13 začína s jednoduchou podpornou fázou s dorzálnou flexiou  $7,1^\circ$ . Prechod medzi jednoduchou a dvojnou podpornou fázou bol v približne 31% celkového kroku. Následne dorzálna flexia dosahuje svoje maximum  $11,8^\circ$  a nastáva odraz. Odraz spočíva v náraste plantárnej flexie. Po odraze noha prechádza do švihovej fáze a po švihovej fáze sa noha opäť dotkne ľadovej plochy a cyklus sa opakuje.



Obr. 1-13 Priemerná dorzná-a plantárna flexia členku počas korčuľovania [19]



Obr. 1-14 Hodnoty inverzie a everzie členku počas korčuliarskeho kroku [19]

Na obr.1-14 sú zobrazené hodnoty inverzie a everzie členku počas podpornej fázy korčuliarskeho kroku. Maximum everzie členku nastane v odraze pravej nohy od ľadovej plochy. Toto maximum je pravdepodobne výsledkom vyvíjania sily v odraze. Vo švihovej fáze členok prechádza nízkym uhlom inverzie.

Lafontaine a Lamontagne (2003) [20] navrhli použitie systému pohybujúcich sa dvoch kamier, ktoré nahrávajú 3D kinematiku korčuliara. Kamery boli namontované na vozík, ktorý sa pohyboval paralelne s korčuliarom. Systém dvoch pohybujúcich sa kamier produkuje relatívne malé chyby (3,6-5,5%) avšak v laboratórnom prostredí, je obmedzený. V laboratórnych testoch nebol korčuliarsky pohyb presne simulovaný preto rovnosť medzi touto experimentálnou úlohou a prirodzeným pohybom počas korčuľovania je diskutabilným. Tento spôsob umožňuje analýzu korčuliarskeho kroku iba z jednej strany tela, čo sa ukázalo ako nevyhovujúce, pretože v mnohých prípadoch existuje nesymetria medzi končatinami.

#### 1.4.1 Reakčná sily od podložky pri in-line korčuľovaní

V roku 2007 N.Petrone z univerzity v Padove [21] publikoval svoju prácu s cieľom získať a analyzovať zaťaženie rámu in-line korčule pri korčuľovaní. Tieto dáta boli potrebné pre biomechanické hodnotenie techniky korčuľovania, pochopenie pohybu korčuliara a vývoj optimalizovanej výstroje pre olympských korčuliarov.

Na rám korčule boli aplikované tenzometre (osem plných mostov) tak, aby bolo možné zaznamenávať vertikálne zaťaženie  $F_z$  a laterálne (bočné) zaťaženie  $F_y$ , ktoré pôsobia na každé koliesko korčule (priemer kolieska bolo 100 mm). Pomocou hydraulického testovacieho zariadenia bolo každé koliesko na ráme zvlášť zaťažované a skalibrované. Test bol vykonávaný olympionikom, ktorý vážil približne 71 kg (700 N) a na chrbte v rucksaku si niesol zariadenie určené na záznam dát.



Obr. 1-15 Korčuľa použitá pri meraní sily [21]  
a) detailný pohľad na korčuľu, b) korčuliar s korčuľou

Maximálne vertikálne zaťaženie bolo namerané na korčuli, ktorá v zákrute opisovala vnútorný oblúk. Nameraná hodnota bola 1610 N, čo je viac ako dvojnásobok váhy korčuliar. Maximálne laterálne zaťaženie bolo namerané na korčuli, ktorá v zákrute opisovala vonkajší oblúk. Ostatné výsledné hodnoty sú zaznamenané v tab.1-3.

Z nameraných dát bolo zrejmé, že najviac zaťažované kolieska sú prvé a druhé z rady. Keďže test vykonával skúsený korčuliar hodnoty mali dobrú opakovateľnosť a vždy bolo možné rozoznať, ktorá korčuľa opisuje v zákrute vonkajší alebo vnútorný oblúk.

	INNER SKATE				OUTER SKATE			
	Fy [N]		Fz [N]		Fy [N]		Fz [N]	
	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX
STRAIGHT	-43	146	-61	1270	-120	53	-158	1270
CURVE	-270	0	-58	1210	-243	37	-172	1610

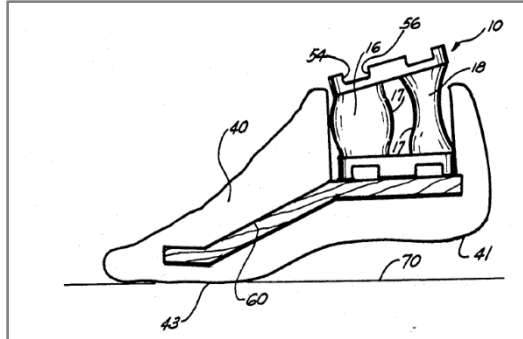
Tab.1-3 Maximálne a minimálne namerané hodnoty sily na vnútornej a vonkajšej korčuli [21]

## 1.5 TT protéza pre ľadové korčuľovanie

CAROLE ST-JEAN [22] v roku 1991 navrhol a vyrobil dva páry protéz na ľadové korčuľovanie, ktoré by poskytovali pacientke možnosti pohybu členkového kĺbu, ale taktiež poskytovali dobrú stabilitu. Boli potrebné malé protetické komponenty, lebo protézy boli určené pre 7 ročnú pacientku.

Ako prvý pár protéz pre ľadové korčuľovanie boli použité kĺbové chodidlá pre deti (model 1H19, veľkosť 18cm). Tlmič 2F3 v päte chodidla umožňoval 27° plantárnej flexie a 14° dorzálnej flexie členku. Lôžko bolo špecificky upravené na modifikovanú kĺbovú nohu. Lineárny posuv lôžka pomohol pacientke udržať rovnováhu, otočiť sa, odraziť do skoku a zrýchliť. Nohám bola zamedzená rotácia v členku, aby sa udržali korčule v rovnobežnej pozícii počas korčuľovania. Protézy boli skrátene tak, aby sa ich váha zhodovala s protézami, ktoré pacientka používala na chodenie. Táto modifikácia jej poskytovala viac stability.

Po následnom zlepšení krasokorčuľarských zručností pacientky, jej inštruktor korčuľovania žiadal, aby pridali pohyby členku, ktoré by mali uľahčiť ostré otočenie a odraz pri skoku. Tak bol vyrobený druhý pár protéz s flexibilnejšími komponentmi pre zvýšenie pohybov členku. Vzhľadom na malú veľkosť protetickej nohy (19 cm) boli použité systémy *Dual-Ankle Spring Multi-Axial Rotation System units - D.A.S.-M.A.R.S.* (Obr. 1-16). D.A.S.-M.A.R.S. jednotka kvôli zníženiu hmotnosti, a menším rozmerom využíva na odpruženie gumové pružiny. Táto jednotka poskytovala 10° plantarflexie, 5° dorzálnej flexie a 7° rotácie v oboch smeroch a taktiež everzný a inverzný pohyb na členku.



Obr. 1-16 Druhý pár protéz: D.A.S.-M.A.R.S. jednotka [23]

Prvý pár protéz s modifikovanou členkovou nohou vyrobený pre pacientku poskytoval viac plantarflexie a dorzálnej flexie členku ako druhý pár. Laterálna stabilita prvého páru bola dobrá, pretože pohyb bol umožnený iba v predozadnej rovine. Toto dovoľovalo jednoduchý pohyb dopredu z jednej korčule na druhú a udržanie rovnováhy na korčuľoch čo napomáhalo procesu učenia sa korčuľovať s protézami.

Druhý pár protéz na korčuľovanie vyrobený pre pacientku s D.A.S.-M.A.R.S poskytoval menej plantarflexie a dorzálnej flexie na členku ako modifikovaná členková noha. Pretože to umožňovalo rotáciu a inverziu členku. S týmito prídavnými pohybmi pacientka vykonávala viac pokročilých korčuľarských pohybov ako napr. jazda dopredu, dozadu, skok a špirálu.

## 2 ANALÝZA PROBLÉMU A CIEĽ PRÁCE

### 2.1 Zhodnotenie poznatkov na základe súčasného stavu poznania

Transtibiálna (TT) protéza predstavuje pre handicapovaných ľudí možnosť zapojiť sa opäť do spoločnosti, začať pracovať a žiť plno hodnotnejším životom. Snaha protetikov je vytvárať protézy, ktoré v čo možno najväčšej miere umožňujú pacientom vykonávať úkony, na ktoré boli zvyknutí pred stratou končatiny. V posledných rokoch sa zvyšuje dopyt na protézy pre rekreačné a športové aktivity.

Moderná rekreačná aktivita, ktorá sa v posledných rokoch dostáva do popredia je in-line korčuľovanie. Túto pohybovú aktivitu si chce dopriať čím ďalej tým viac aktívnych handicapovaných pacientov.

Zo súčasného stavu poznania vyplýva, že oblasť použitia TT protéz na in-line korčuľovanie je veľmi málo preskúmaná. V dostupnej literatúre nebola nájdená žiadna TT protéza, ktorá by bola navrhnutá na in-line korčuľovanie. Jedinou dostupnou protézou určenou na ľadové korčuľovanie sa zaoberal CAROLE ST-JEAN [22] vo svojom článku. Ten popisoval konštrukciu a vývoj protézy na ľadové korčuľovanie pre 7-ročnú krasokorčuliarku. Konštrukcia prvého páru protézy dovoľovala iba flexiu členkového kĺbu v rámci  $41^\circ$ . S touto protézou pacientka držala dobre stabilitu čo jej napomáhalo učiť sa korčuľovať. Po zvládnutí procesu učenia sa, bola vyvinutá nová protéza, ktorá dovoľovala aj ďalšie pohyby. Celková flexia sa znížila na  $15^\circ$ , ale bola pridaná rotácia až do  $7^\circ$ . To umožňovalo pacientke vytvárať viac korčuliarskych pohybov.

Dôležitým aspektom pri návrhu protézy pre in-line korčuľovanie je poznať kinematiku tohto pohybu. Záznamom kinematiky in-line korčuľovania sa zaoberala iba Melissa Gross [17]. Vo svojej práci porovnávala kinematiku in-line korčuľovania a ľadového korčuľovania. Výsledkom tohto porovňovania je fakt, že oba pohyby sú rovnaké a rozdiel je iba v uhloch a uhlových rýchlostiach u jednotlivých kĺbov.

Záznam kinematiky ľadového korčuľovania vo svojej štúdiu previedli Tegan a kolektív [16]. Aby dokázali zaznamenať tento pohyb s dostatočnou presnosťou nechali subjekt korčuľovať na korčuliarskom páse. Tento pás umožňuje subjektu korčuľovať na mieste a tak byť vždy v zábere snímacej techniky. Z nasnímaného záznamu porovnávali priebehy uhlov v jednotlivých kĺboch pre dve skupiny korčuliarov (skúsených a neskúsených korčuliarov). Hodnoty flexie v členku, počas jedného korčuliarskeho kroku, ktoré vo svojej práci zverejnili sa pohybujú v rozmedzí  $-3^\circ \div 12^\circ$ . Taktiež pri korčuľovaní dochádza v členku aj k rotáciám a to do  $10^\circ$ .

Ďalším rozšíreným spôsobom záznamu kinematiky ľudského kĺbu je pomocou elektronických goniometrov. Tie použil vo svojej práci Pearsall a kolektív [19]. Pomocou goniometrov zaznamenávali uhlový pohyb členku pri korčuľovaní. Výsledkom ich práce bolo kompletný priebeh uhlov v členku počas ľadového korčuľovania. Priebeh uhlov sa pohyboval v rámci  $2^\circ \div 12^\circ$ .

## 2.2 Ciele práce

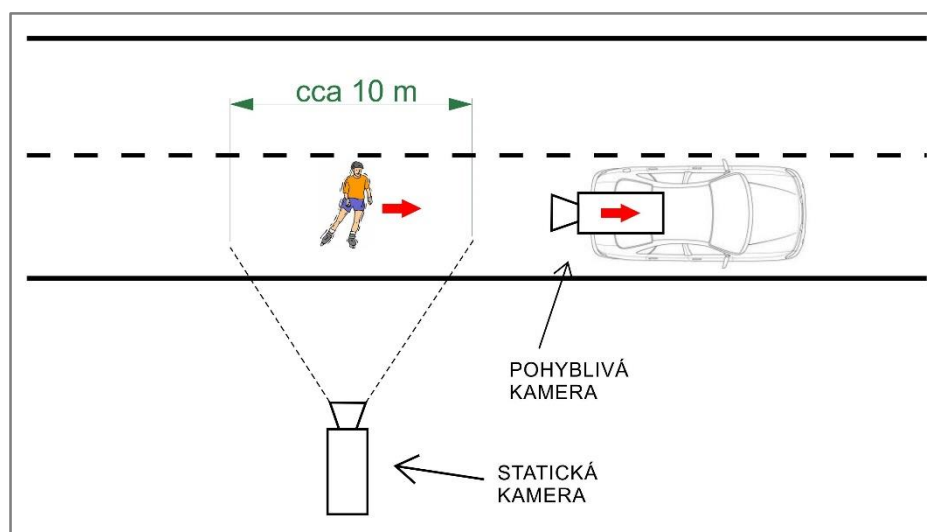
Cieľom tejto diplomovej práce je konštrukčný návrh transtibiálnej protézy pre rekreačné in-line korčuľovanie a následná realizácia v podobe vytvorenia funkčného vzorku. Protéza bude umožňovať korekciu nastavenia polohy členkovej jednotky. Súčasťou protézy nebude protetické lôžko. Čiastočným cieľom diplomovej práce bude získanie kinematiky členkového kĺbu počas in-line korčuľovania.

## 2.3 Záznam kinematiky in-line korčuľovania

Záznam kinematiky in-line korčuľovania je zložitý kvôli dynamickosti tohto pohybu. V dostupnej literatúre sú uvedené dva spôsoby na záznam kinematiky. Prvý spôsob je pomocou video záznamu (*Motion capture*). Pohyb sa zaznamená videokamerou a následne v PC prevedie na digitálny model, z ktorého je možné určiť polohu daného bodu v čase. Druhý spôsob je pomocou elektronických goniometrov, ktoré sú kvôli vysokej cene pre riešenie tejto diplomovej práce nedostupné.

### 2.3.1 Vlastná realizácia záznamu kinematiky in-line korčuľovania

Vlastná realizácia záznamu kinematiky bola prevedená metódou *Motion capture*. Pre záznam boli použité dve video kamery GoPRO Hero 2 s 30fps. Jedna kamera bola umiestnená staticky (Obr. 2-1) tak, aby boli zaznamenané aspoň 1 celý korčuľarský krok. Vzhľadom k priestorovej zložitosti pohybu sa musela ďalšia kamera pohybovať rovnomerne pred korčuľiarom. Kamera bola pripevnená na auto, ktoré sa pohybovalo rovnomerne a bez nežiadúceho chvenia.



Obr. 2-1 Schéma uloženia kamier pri snímaní korčuľára

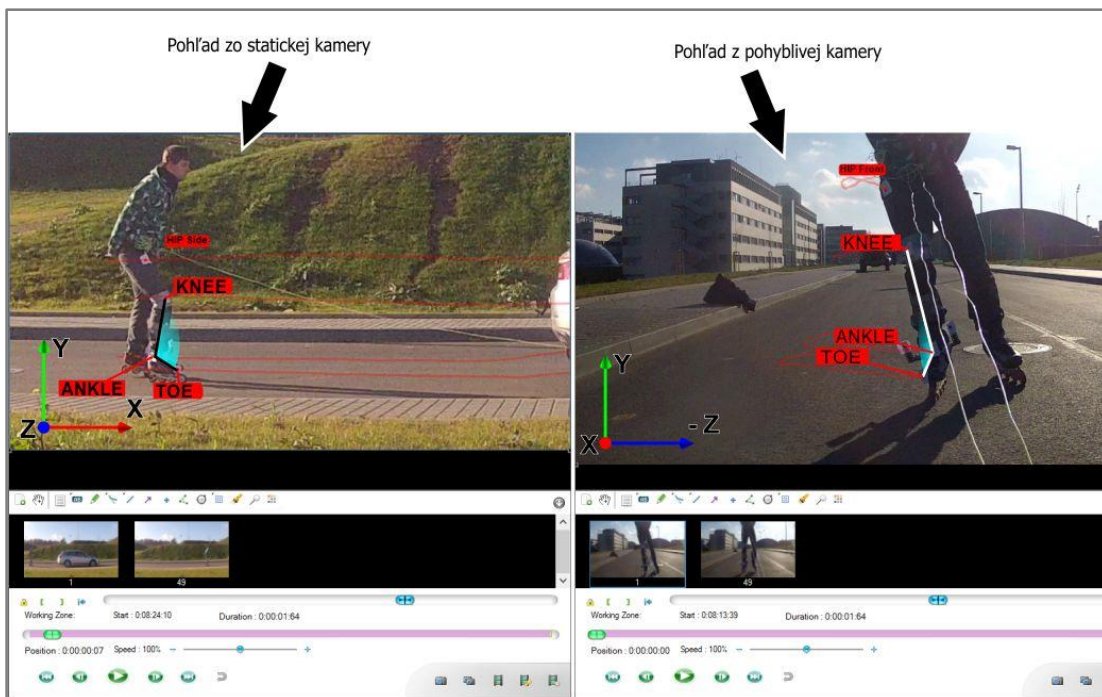
Získavanie kinematických dát z videozáznamu bolo realizované vo voľne šíriteľnom softvare *Kinovea*. Tento software vyžaduje použitie pasívnych značiek, ktoré sú umiestnené na sledovanom objekte, v tomto prípade na korčuľiarovi. Tieto značky musia byť dostatočne kontrastné a veľké. Vzhľadom k vzdialenosti statickej kamery od korčuľára boli zvolené značky s priemerom 50 mm. Tieto značky boli umiestnené na korčuľiarovi tak, aby mohol byť z video záznamu analyzovaný priebeh uhlu v každom kĺbe dolnej končatiny čiže na bedre, kolene, členku a špičke korčule (Obr. 2-3).

Z nahratého záznamu bolo použiteľných 15 častí, kde sa dali identifikovať značky na korčuľiarovi a nenastala žiadna neočakávaná chyba. Aby bol dosiahnutý čo najmenší rozptyl, všetky merania boli prevedené s jedným korčuľiarom v jeden deň (aby bolo zachované rozmiestnenie kamier).



Obr. 2-3 Korčuliar s pasívnymi značkami (bedro, koleno, členok a špička korčule)

Software *Kinovea* je priamo určený na prácu s dvomi záznamami (Obr. 2-2), ktoré sa dajú jednoducho skalibrovať a zosynchronizovať. Následne sú sledované dráhy jednotlivých bodov a potom exportované súradnice týchto bodov do textového dokumentu.



Obr. 2-2 Prostredie softwaru Kinovea so zaznamenanou dráhou jednotlivých značiek (červené čiary)

Vyexportované súradnice boli potom spracovávané v softwari *Matlab*. Pomocou vytvoreného makra boli dáta z každého bodu načítané a prevedené jednoduché vektorové operácie. Medzi potrebnými bodmi vytvoril vektor (1, 2). Potom sa medzi vektormi počítal uhol (3).

Čiastkovým cieľom tejto diplomovej práce je zistiť priebeh uhlu  $\alpha$  v členkovom kĺbe počas korčuľovania. Tento uhol je medzi bodmi TOE-ANKLE-KNEE (Obr. 2-2).



Odpočítaním súradníc bodov

$$\vec{a} = TOE(x, y, z) - ANKLE(x, y, z) \quad (1)$$

$$\vec{b} = ANKLE(x, y, z) - KNEE(x, y, z) \quad (2)$$

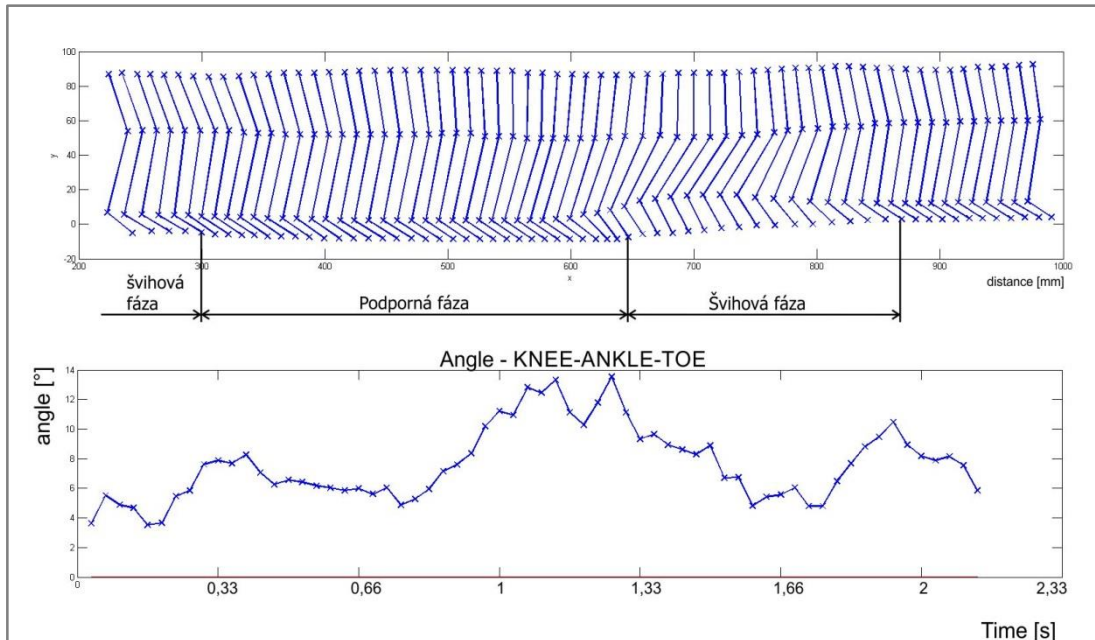
na každej snímke, sú vytvorené dva vektory, medzi ktorými je jednoduchým vzťahom

$$\alpha = \arccos\left(\frac{a_x \cdot b_x + a_y \cdot b_y + a_z \cdot a_z}{\sqrt{(a_x^2 + a_y^2 + a_z^2) \cdot (b_x^2 + b_y^2 + b_z^2)}}\right) \quad (3)$$

vypočítaný uhol.

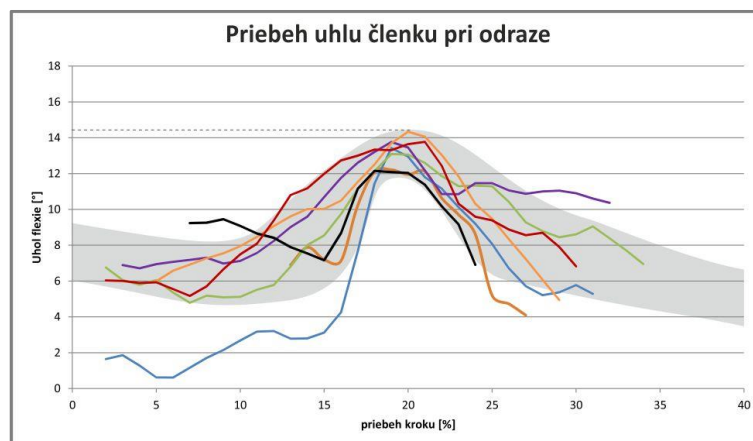
### 2.3.2 Výsledky záznamu kinematiky

Cieľom záznamu bolo získať priebeh flexie členkového kĺbu počas in-line korčuľovania. Z priebehu flexie (Obr. 2-5) vyplýva, že najväčšia flexia členku je vždy pri odraze korčule od povrchu. Tento jav nastáva medzi podpornou a švihovou fázou.



Obr. 2-5 Reprezentatívny príklad nameraného priebehu flexie v členku

Keďže je každé meranie veľmi ovplyvnené ľudským faktorom, namerané dáta majú veľký rozptyl. Ďalším problémom pri zázname bolo docieľiť to, aby korčuliar vždy na začiatku záberu začal v rovnakej fáze kroku. Táto požiadavka sa ukázala ako nespĺniteľná. Grafy sa museli horizontálne posúvať tak, aby maximálna flexia bola vždy v jednom okamihu. Výsledok záznamu kinematiky je obálka, ktorá približne opisuje flexiu členku v odraze (Obr. 2-4). Maximálna flexia členku je v rozmedzí  $12^{\circ}$ ÷ $15^{\circ}$ .



Obr. 2-4 Obálka priebehov flexie v členkovom kĺbe

### 3 NÁVRH KONŠTRUKČNÉHO RIEŠENIA

Všetky konštrukčné varianty vychádzajú zo spojenia členkového kĺbu a lyže korčule, ktorá je časťou kupovanej in-line korčule a nesie 4 polyuretánové kolieska s priemerom 82 mm. Kolieska sú uložené v dvoch guľôčkových ložiskách. Umelý členkový kĺb je experimentálny prototyp členkového kĺbu (podrobne opísaný v kapitole 1.2.3.3.), ktorý vyvinula firma *I.N.G. Corporation*. Vo všetkých variantách je umiestnená osa otáčania členkového kĺbu do približnej polohy osi otáčania zdravého kĺbu (Obr. 3-1). Ďalšou podmienkou bola váha celej protézy, ktorá by sa mala približovať váhe in-line korčule.

Po dôkladnejšom preštudovaní uloženia nohy v korčuli bolo zistené, že noha je uložená v miernom sklone, čo pravdepodobne napomáha celkovej stabilite pri korčuľovaní. Tento sklon je  $6^\circ$ .

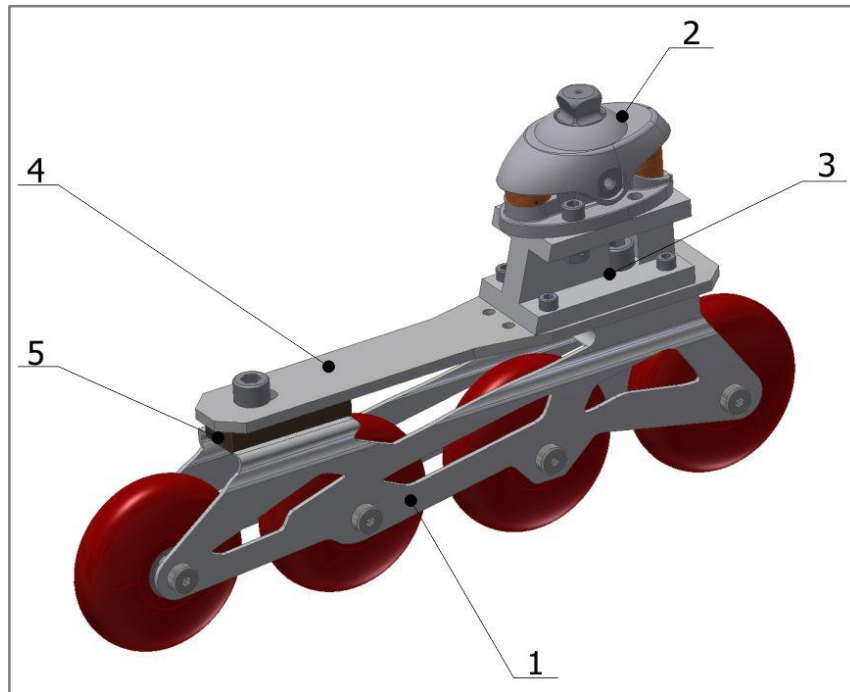


Obr. 3-1 Obálka priebehov flexie v členkovom kĺbe

#### 3.1 Varianta č. 1

U prvej konštrukčnej varianty (Obr. 3-2) je k lyži korčule (poz.1) priskrutkovaná platforma korčule (poz.4), ktorá je vyrobená z hliníkového plechu o hrúbke 5 mm. V prednej časti medzi platformou a lyžou je pridaná oceľová podložka (poz.5), ktorá vyrovnáva poklesnutý tvar lyže a posúva ťažisko celej protézy k špičke. Platforma je k lyži priskrutkovaná dvomi špeciálnymi skrutkami M10, ktoré sú pôvodné z in-line korčule. K platforme je 4 skrutkami M6 priskrutkovaný člen (poz.3), ktorý zabezpečuje presné umiestnenie umelého členkového kĺbu do správnej polohy podľa obr.3-1. Umelý členkový kĺb je k vymedzovaciemu členu priskrutkovaný 2 skrutkami M6 (zvrchu) a jednou skrutkou M10 (zospodu). Členkový kĺb je možné otočiť o  $180^\circ$  podľa potreby a posunúť v predo zadnom smere  $\pm 10$  mm.

Platforma a podložka sú navrhnuté ako výpalky z plechu (hliník a oceľ). Vymedzovací člen bude vyrábaný frézovaním a vŕtaním.

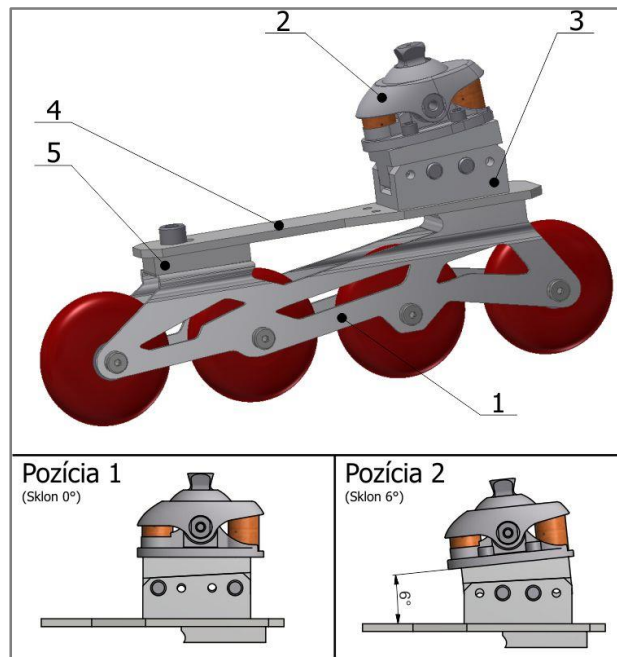


Obr. 3-2 Varianta č.1

1 – lyža s kolieskami, 2 – umelý členkový kĺb, 3 – vymedzovací člen, 4 – platforma, 5 - podložka.

### 3.2 Varianta č. 2

Varianta č.2 (Obr. 3-3) kombinuje umiestnenie osi otáčania kĺbu do správnej polohy a sklonenie kĺbu. Členkový kĺb (poz.2) môže byť v rovnobežnej pozícii alebo v sklonenej pozícii o  $6^\circ$  voči platforme (poz.4). Sklon zabezpečuje dvojdielny (spodný a vrchný diel) vymedzovací člen (poz.3). Spodná časť tohto člena je priskrutkovaná dvomi skrutkami (M6 a M10) k platforme a lyži korčule. Vzájomné dvojpohové uloženie spodného a vrchného dielu umožňuje sklon 0 alebo  $6^\circ$ . Spojenie medzi týmito dielmi je dvomi kolíkmi s hlavou s priemerom 6 mm, ktoré majú na druhej strane vyzeraný závit M6, na ktorý sa naskrutkuje matica a tým sa zabráni axiálnemu posuvu každého kolíku. Platforma a podložka sú rovnaké ako pri variante č.1. Lyža korčule je s platformou spojená podobne ako u varianty č.1 dvomi skrutkami M10. A taktiež ako u varianty č.1 je umelý členkový kĺb priskrutkovaný štyrmi skrutkami M6 k vymedzovaciemu členu.

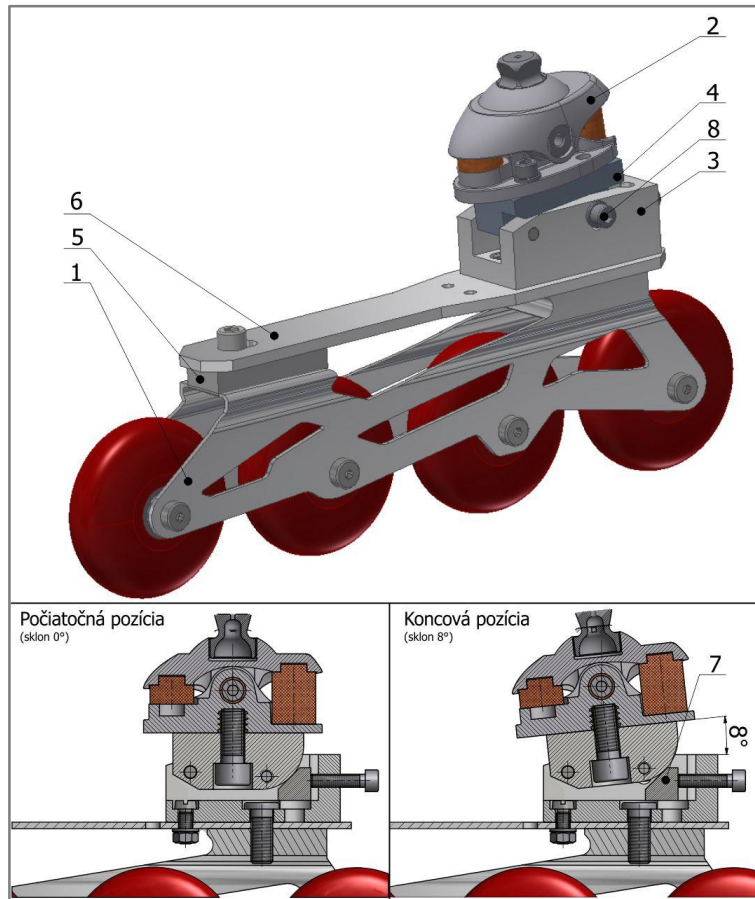


Obr. 3-3 Varianta č.2

1 – lyža s kolieskami, 2 – umelý členkový kĺb,  
 3 – dvojdielny vymedzovací člen, 4 – platforma,  
 5 – podložka.

### 3.3 Varianta č. 3

Koncepcia varianty č.3 (Obr. 3-4) je podobná predošlým variantám. Ide o spojenie lyže (poz.1) korčule s umelým členkovým kĺbom (poz.2). Tento kĺb je opäť umiestnený tak, aby sa jeho osa otáčania približne zhodovala s osou otáčania zdravého kĺbu. Varianta č.3 dovoľuje kontinuálnu zmenu sklonu umelého členkového kĺbu v rozsahu  $0 \div 8^\circ$ . Tento sklon zabezpečuje dvojdielny vymedzovací člen, ktorý sa skladá zo spodného (poz.3) a vrchného dielu (poz.4). Vrchný diel je z konštrukčnej ocele a spodný z hliníkovej zliatiny. Spojenie spodného a vrchného dielu je zabezpečené hladkým kolíkom s priemerom 6 mm a dĺžkou 40 mm. Kolík zároveň slúži ako osa otáčania pri naklápaní, ktoré je realizované pomocou klinu (poz.7), ktorý sa vtlačá medzi dva diely vymedzovacieho člena. Posuv tohto klinu je pomocou skrutky M6, ktorej oporný závit je v spodnom diely vymedzovacieho člena. Zaistenie nastavenia sklonu je realizované pomocou 2 skrutiek M6 (poz.8), ktoré sa cez drážku v spodnom diely zaskrutkujú do vrchného dielu, v ktorom je závit. Predo-zadný posuv je možné realizovať preskrutkovaním vymedzovacieho člena do inej sady dier.



Obr. 3-4 Varianta č.3

1 – lyža s kolieskami, 2 – umelý členkový kĺb, 3 – spodný diel vymedzovacieho člena, 4 – vrchný diel vymedzovacieho člena, 5 – podložka, 6 – platforma, 7 – polohovací klin, 8 – zaisťovacie skrutky

### 3.3.1 Test s prvým pacientom

Varianta č.3 bola detailne rozpracovaná a zadaná do výroby. Po zostavení bol tento konštrukčný návrh otestovaný na dvoch pacientoch (Obr. 3-5).



Obr. 3-5 Test varianty č.3 s pacientom

Prvý pacient, ktorý testoval protézu, pred amputáciou preferoval ľadové korčuľovanie a na in-line korčuľoch nikdy nejazdil. Pred amputáciou jazdil na ľadových korčuľoch iba sporadicky (cca 3x ročne). Po amputácii nejazdil na korčuľoch či už ľadových alebo in-line. Ďalšie informácie o pacientovi sú uvedené v dotazníku v prílohe 1.

Pri prvom teste sa pacient iba zoznamoval s protézou a učil sa držať rovnováhu. Bolo zistené, že s nastaveným sklonom  $0^\circ$  má pacient veľké problémy udržať rovnováhu. Optimálny uhol sklonu bol pre pacienta približne  $1-2^\circ$  a pri sklone  $6^\circ$  sa pacientovi dalo korčuľovať s ťažkosťami. Pretože mu to spôsobovalo nepríjemný pocit, keďže ho tento sklon priveľmi nakláňal dopredu.

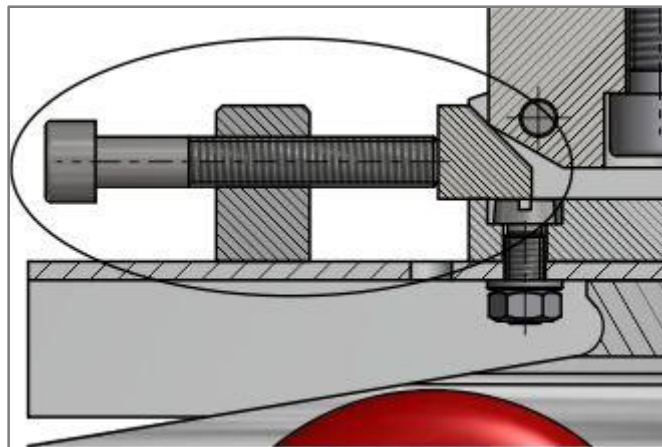
Ako druhé pacient testoval korčuľovanie aj so svojou vlastnou protézou, ktorá bola určená na chodenie. Túto si obul do korčule. Pri korčuľovaní s touto protézou pacient pociťoval väčší komfort a bolo to pre neho pohodlnejšie.

Bolo zrejmé, že sa pacient počas testovania v pohybe na in-line korčuľoch značne zlepšil. Dostal za úlohu niekoľkokrát sa počas nasledujúcich 2 týždňov korčuľovať, aby nadobudol skúsenosti a mohol byť medzi protézu a lôžko zapojený experimentálny adaptér na zisťovanie dĺžkového pretvorenia na trubkovom adaptéri. Avšak pacient bol po amputácii končatiny necelý rok a čakal na plastickú operáciu pahýľu, pretože pahýľ sa ešte formoval. Krátko po úvodnom teste sa zhoršil jeho zdravotný stav natoľko, že kvôli bolesti nemohol používať súčasné pahýľové lôžko ani pri chôdzi s obyčajnou protézou. Preto musel pacient neočakávane od testovania odstúpiť a ďalšie testy s týmto pacientom neboli realizované. Musel byť oslovený iný pacient.

Nové poznatky z úvodného otestovania boli dostačujúce, aby bolo prevedených niekoľko konštrukčných úprav. Z týchto poznatkov vznikla varianta 3.1. U ktorej sa zvýšila tuhosť platformy a bol pridaný aretačný klin. Ukázalo sa, že stávajúca aretácia pomocou 2 skrutiek je nedostačujúca.

Jednoduchá laserom vypálená platforma z predošlých variant bola nahradená hliníkovým U – profilom s rozmermi 50 mm x 25 mm x 3 mm a dĺžkou 250 mm z materiálu AlMgSi0,5. Platforma tvarovaná do profilu v tvare U má niekoľkonásobne vyššiu tuhosť.

Aretácia nastavenia sklonu bola doplnená o klin (Obr. 3-6), ktorý sa z prednej časti vtláča medzi spodný a vrchný diel vymedz. členu. Klin je vtláčaný skrutkou M8. Oporný závit tejto skrutky je v opornej kočke, ktorá je na platformu priskrutkovaná dvomi skrutkami M5.

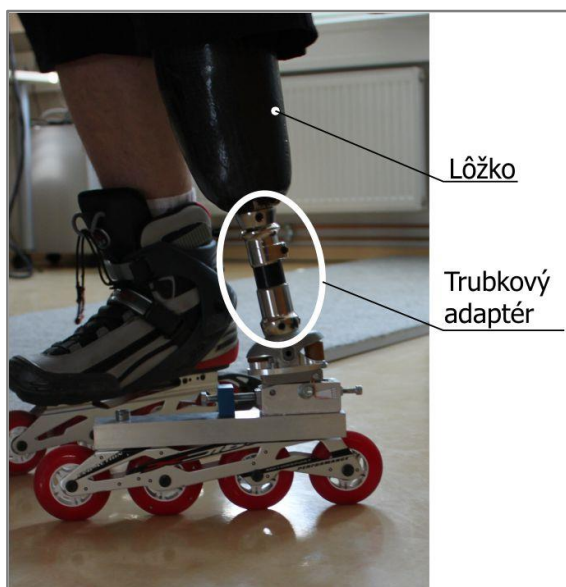


Obr. 3-6 Prídavný zaisťovací klin s rozpernou skrutkou

### 3.3.2 Test s druhým pacientom

Druhý pacient mal 43 rokov, po amputácii bol 11 rokov a na používanie protézy bol zvyknutý. Bol to skúsený korčuliar a so svojou univerzálnou protézou pravidelne korčuľuje na ľade. Viac informácií o pacientovi v priloženom dotazníku v prílohe 2.

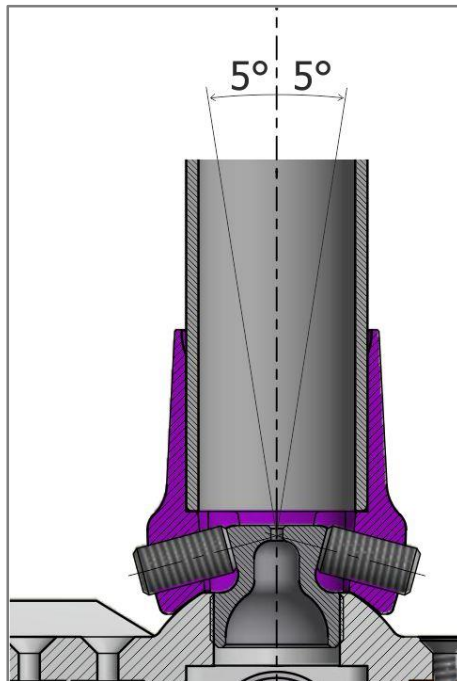
Prvý test prebehol na pôde firmy *ING Corporation* vo Frýdku Místku. Kde pod odborným dohľadom bolo pacientovi z lôžka odmontované chodidlo. Následne bol na mieru skráteneý trubkový adaptér, ktorý spájal protézu s pacientovým lôžkom (Obr. 3-7). Po zostavení bol testovaný vplyv nastavenia sklonu členkového kĺbu na pacientov pocit pohodlia pri korčuľovaní s protézou. Sklon členkového kĺbu sa ukázal ako dôležitý aspekt nastavenia protézy. Aj druhému pacientovi sa pri nulovom sklone ťažko držala stabilita a korčuľovanie bolo nadmieru nepohodlné. Testovanie pri jednotlivých nastaveniach sklonu ukázalo, že najpohodlnejší sklon členkového kĺbu pre pacienta je  $3^\circ$ . Tento sklon vytvára optimálnu flexiu v kolene čo napomáha celkovému korčuľovaniu.



Obr. 3-7 Spojenie protézy s lôžkom trubkovým adaptérom

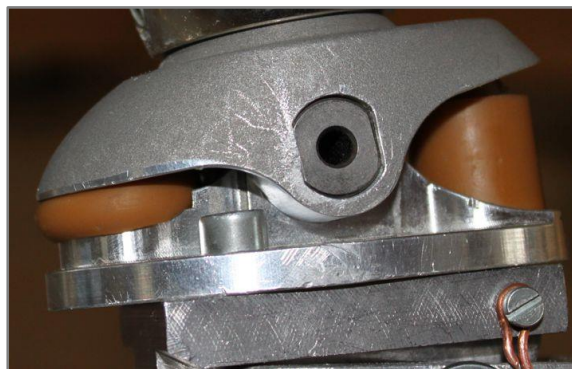
Ďalší postup, ktorý mal nasledovať, bolo meranie dĺžkového pretvorenia na trubkovom adaptéri pomocou tenzometrov. Keďže pacientov trubkový adaptér bol príliš krátky pre aplikáciu tenzometrov, musela byť znížená výška protézy. To mohlo byť dosiahnuté jedine odstránením vymedzovacieho člena, ktorý umiestňoval členkový kĺb do výšky členku zdravej nohy a umožňoval sklon kĺbu. Avšak tento sklon je možné nastaviť pomocou vhodne zvolených protetických adaptérov, ktoré spájajú hlavné časti protézy (nosné lôžko, trubkový adaptér a chodidlo). Tie sú štyrmi závrtnými skrutkami priskrutkované k pyramíde, ktorá je umiestnená na protéze. Správnym doskrutkovaním týchto skrutiek je možné nastaviť sklon v rozsahu až  $\pm 5^\circ$  v jednom adaptéri (obr.3-8). Takže celkový možný uhol sklonu je  $\pm 10^\circ$ .





Obr. 3-9 Možnosti variability nastavenia trubkového adaptéru

Pri testoch bola zistená nedostačujúca tlmiača schopnosť predného tlmiaceho členu. Ten sa stláčal až na doraz už pri miernom zaťažení protézy (Obr. 3-9) čo spôsobovalo pacientovi nepríjemný pocit pri korčuľovaní. Tento nedostatok musel byť pred ďalším testom odstránený, buď výmenou materiálu tlmiaceho členu alebo konštrukčnou úpravou. Tvrdší tlmiaci člen z tvrdšieho materiálu nebol dostupný takže muselo byť prístupné ku konštrukčným úpravám.



Obr. 3-8 Stlačenie tlmiaceho členu na doraz pri testovaní s pacientom

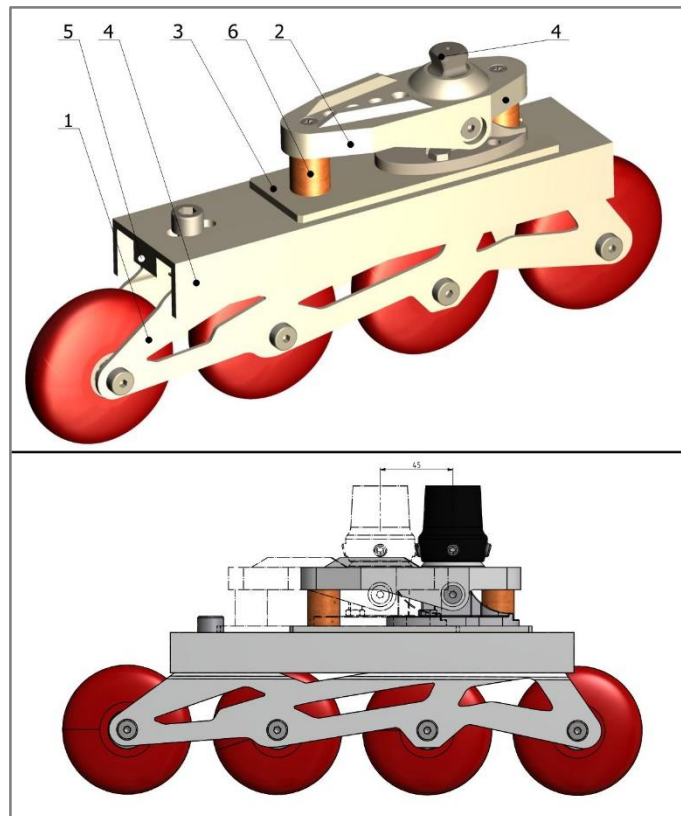
### 3.4 Varianta č. 4

Varianta č.4 (Obr. 3-10) bola navrhnutá až po zhotovení a otestovaní varianty č.3 s pacientom a konzultácií s odborníkmi z *ING Corporation*. Pri variante č.4 boli prevedené zásadné zmeny konštrukcie. Z predchádzajúcich testov a z konštrukčných dôvodov ako potreba umiestnenia trubkového adaptéru medzi lôžko nebolo podstatné a možné umiestňovať osu umelého kĺbu do výšky osi otáčania zdravého kĺbu. Naopak ako dôležitejšia sa javí väčšia možnosť nastavenia pred - zadného posuv kĺbu.

Vzhľadom k možnosti nastavovať sklon v pyramíde pripojovacieho adaptéru bol v tejto variante vynechaný vymedzovací člen a členkový kĺb bol priskrutkovaný na platformu. Toto riešenie znížilo hmotnosť protézy a zjednodušilo systém.

Členkový kĺb kvôli nedostačujúcim tlmiacim schopnostiam musel byť modifikovaný. Upravený členkový kĺb (poz.2) koncepčne vychádza z prototypu, ktorý bol použitý v predchádzajúcich variantách. Spodný diel zostal zachovaný a vrchný diel bol modifikovaný tak, aby bolo možné zväčšiť rameno, na ktorom pôsobí sila stláčajúca tlmiaci člen. Nový diel umožňuje umiestniť tlmiaci člen do piatich rôznych polôh.

Táto varianta umožňuje 4 pred-zadné polohy umiestnenia kĺbu na platforme. Pre každú polohu je v platforme vyvrtaná iná sada dier, do ktorý sa kĺb priskrutkuje. Každá poloha je posunutá o 15 mm od predchádzajúcej čím vzniká celkový posuv 45 mm.



Obr. 3-10 Varianta č.4

1 – lyža s kolieskami, 2 – umelý členkový kĺb, 3 – hliníková podložka, 4 – platforma, 5 – podložka, 6 – gumové tlmíče, 7 - pyramída

### 3.5 Zhodnotenie variant

Výhody	Nevýhody
Varianta č.1	
Jednoduchosť	Malý rozsah nastavení
Nízka váha	Nízka tuhosť platformy
Varianta č.2	
Nastavenie sklonu 0 a 6°	Nízka tuhosť platformy Nutná vysoká presnosť výroby
Varianta č.3	
Vysoký rozsah nastavení sklonu (0-8°)	Vyššia váha Zložitosť
Kontinuálne nastavenie sklonu	
Varianta č.4	
Jednoduchosť	Zložitejšie nastavenie predozadnej polohy
Nízka váha	
Variabilita nastavenia predozadnej polohy	Zložitejšia výroba
Odstránenie vymedzovacieho členu	
Rôzne polohy tlmiaceho členu	

Tab.3-1 Zhodnotenie výhod a nevýhod jednotlivých variant

### 3.6 Výber najvhodnejšej varianty

Na základne zhrnutia výhod, nevýhod a taktiež testovania variant (tab.3-1), bola ako najvhodnejšia zvolená varianta č.4. Varianta tiež kombinuje potrebnú variabilitu nastavení (predozadný posuv) a jednoduchosť, ktorá je pri testovaní protetických pomôcok dôležitá.

## 4 VÝSLEDNÉ KONŠTRUKČNÉ RIEŠENIE

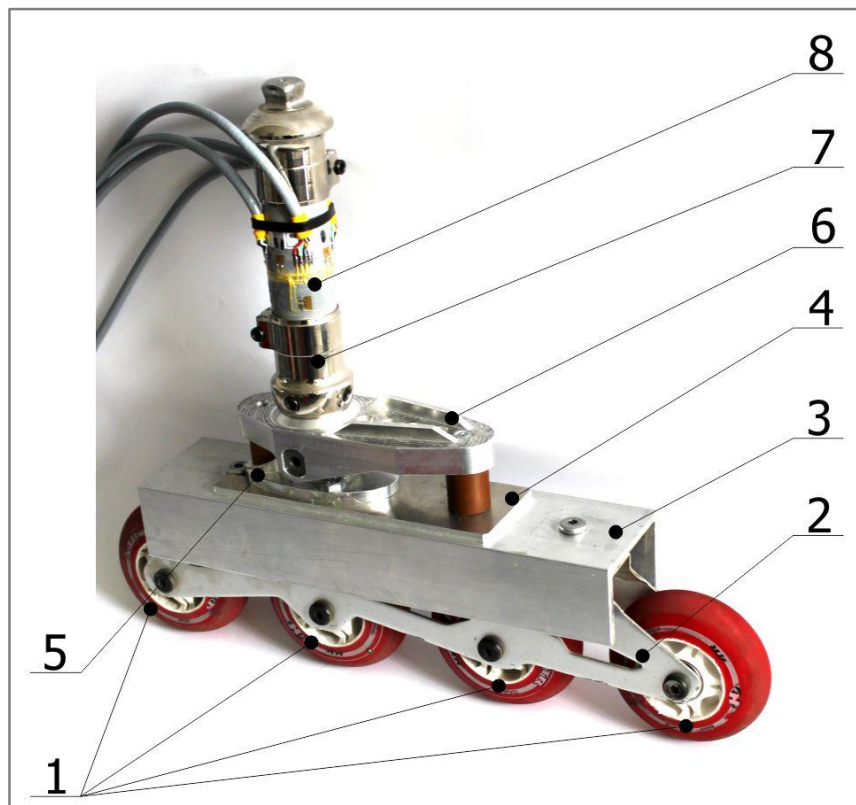
V tejto kapitole bude podrobne popísaná vybraná konštrukčná varianta s pevnosnými výpočtami navrhovaných dielov. Následne meracia sústava, ktorá bola použitá na meranie dĺžkových pretvorení na trubkovom adaptéri pri korčuľovaní. Potom opis testu s pacientom a vyhodnotenie nameraných dát. Z nameraných hodnôt a získaných poznatkov v oblasti protetiky a in-line korčuľovania bude navrhnuté výsledné konštrukčné riešenie, kde bude zohľadnená aj možnosť sériovej produkcie.

### 4.1 Popis konštrukcie testovacej protézy

Konštrukcia testovacej transtibiálnej protézy (ďalej už len protéza) pre rekreačné in-line korčuľovanie (Obr. 4-1) sa celkovo skladá z 7 hlavných komponentov. Protéza je navrhnutá tak, aby bolo možné nastavovať určité parametre ako sú:

- predozadná poloha umelého členkového kĺbu
- vymieňať tlmiace členy zhotovené z rôznych materiálov
- zmeniť polohu predného tlmiaceho členu voči ose otáčania kĺbu.

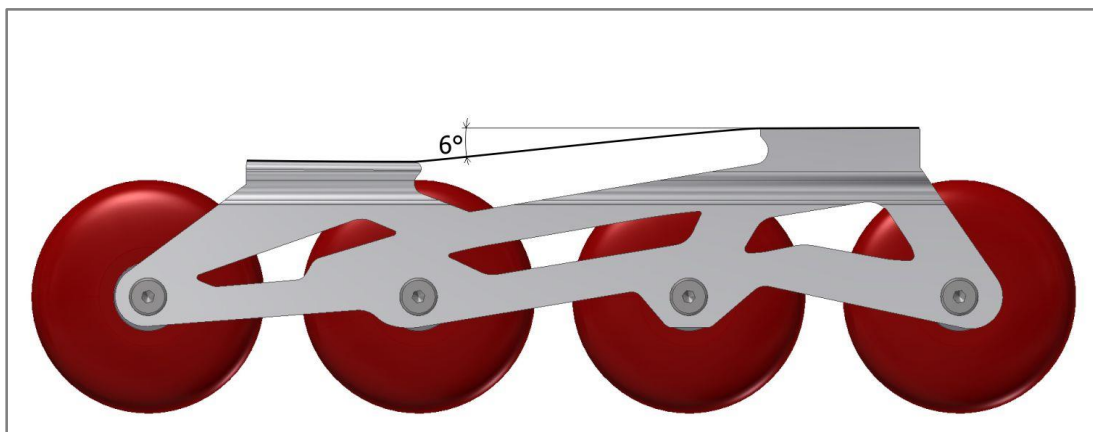
Súčasťou protézy bude trubkový adaptér s nalepenými tenzometrami, ktoré dovoľujú merať určité druhy napätia. Ten bude použitý pri testoch s pacientom, pre ktorého bol na mieru vyrobený.



Obr. 4-1 Výsledné konštrukčné riešenie protézy pre in-line korčuľovanie  
 1 – kolieska, 2 – lyža korčule, 3 – platforma, 4 – podložka pod kĺb, 5 – spodný diel členkového kĺbu, 6 – vrchný diel členkového kĺbu, 7 – protetický adaptér, 8 – trubkový adaptér

#### 4.1.1 Lyža korčule s kolieskami

Dôležitým prvkom konštrukcie protézy (Obr. 4-1) je lyža (poz.2). Tento komponent je použitý z bežne kupovanej in-line korčule. Lyža nesie štyri polyuretánové kolieska (poz.1) s priemerom 82 mm a šírkou 24 mm. V každom koliesku sú 2 valivé ložiská a pomocou špeciálnych skrutiek sú kolieska priskrutkované na lyžu. Lyža je vyrobená z hliníkovej zliatiny. Upevnenie ku plastovému skeletu korčule je pomocou 2 skrutiek M8 a špeciálnych matíc.



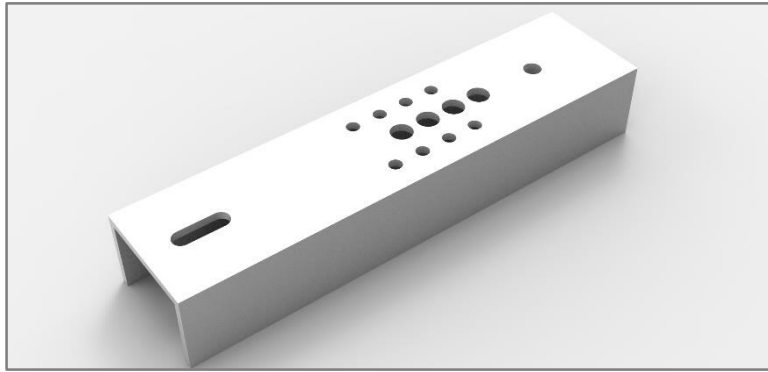
Obr. 4-2 Lyža korčule s kolieskami

Poloha chodidla v korčuli je v miernom sklone voči povrchu cesty, čo napomáha stabilite pri korčuľovaní. Sklon je konštrukčne vyriešený relatívnym poklesom pripojovacích plôch na lyži. Pokles je 11,5 mm čo na dĺžke približne 115 mm predstavuje sklon  $6^\circ$ .

#### 4.1.2 Platforma

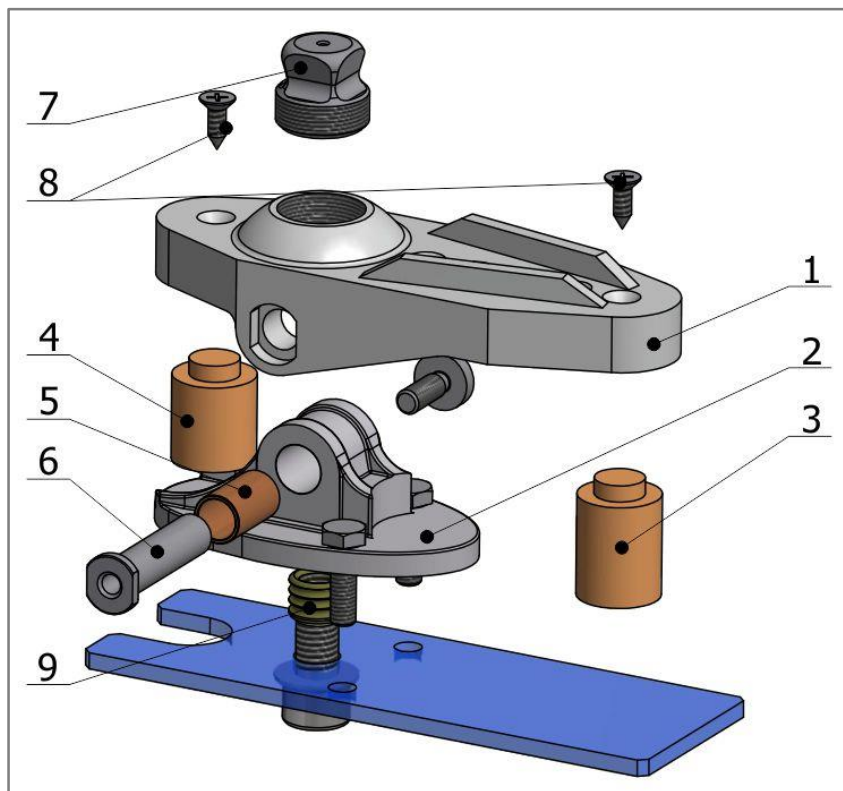
Platforma je spojovacím členom medzi lyžou korčule a umelým členkovým kĺbom a bola prevedená v dvoch variantách. Prvá bola jednoduchý hliníkový plech o hrúbke 5 mm vypaľovaný na laseri. Táto varianta sa pri prvých testoch ukázala ako pevnostne nedostačujúca a pri prvých testoch sa mierne zdeformovala. Preto bolo pristúpené k druhej variante a to platforma z hliníkového U – profilu (Obr. 4-4), ktorý má niekoľko násobne vyššiu tuhosť. Profil bol nakupovaný v *ALMS-Brno* [25] s rozmermi 60 mm x 40 mm x 4 mm a dĺžky 250 mm. Materiál profilu je z *AlMgSi0,5*.

Spojenie platformy s lyžou je pomocou 2 skrutiek M8 v prednej a zadnej časti platformy. Stredná sadá dier slúži k upevneniu členkového kĺbu. Na upevnenie slúžia vždy 3 diery, takže kĺb je možné naskrutkovať do štyroch predozadných polôh. Členkový kĺb je upevnený 2 skrutkami M6 (na bokoch) a jednou skrutkou M10 (v strede). V prednej časti medzi platformou a lyžou je vymedzovacia podložka z konštrukčnej ocele s hrúbkou 12 mm. Táto podložka vymedzuje rozdiel medzi poklesom pripojovaných plôch na lyži korčule.



Obr. 4-4 Platforma z hliníkového U-profilu

### 4.1.3 Členkový kĺb



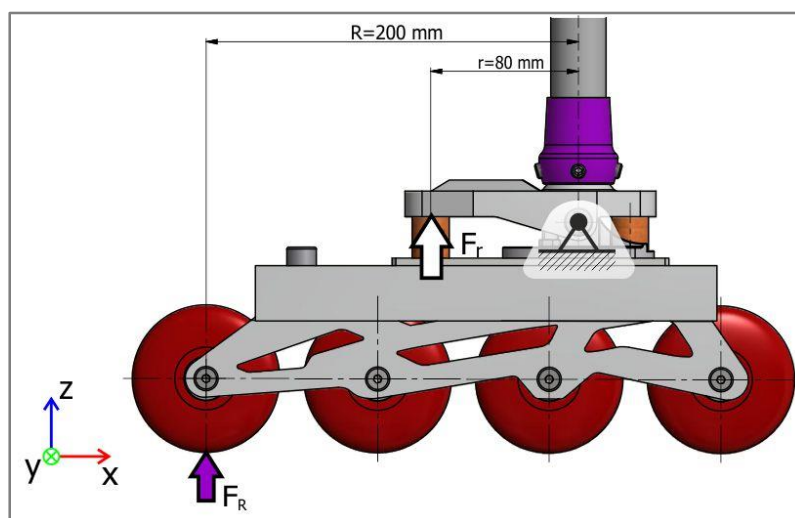
Obr. 4-3 Umelý členkový kĺb

1 – vrchný diel kĺbu, 2 – spodný diel kĺbu, 3 – predný tlmiaci člen, 4 – zadný tlmiaci člen, 5 – klzné ložisko, 6 – čap, 7 – pyramída, 8 – upevňovacie skrutky, 9 – závitová vložka M10x10

Umelý členkový kĺb (Obr. 4-3) je hlavnou časťou protézy (Obr. 4-1). Je to prvok, ktorý umožňuje plantárnu a dorzálnu flexiu (bez rotácie). Skladá sa z 8 častí. Kĺb sa priskrutkuje cez vymedzovaciu podložku k platforme.

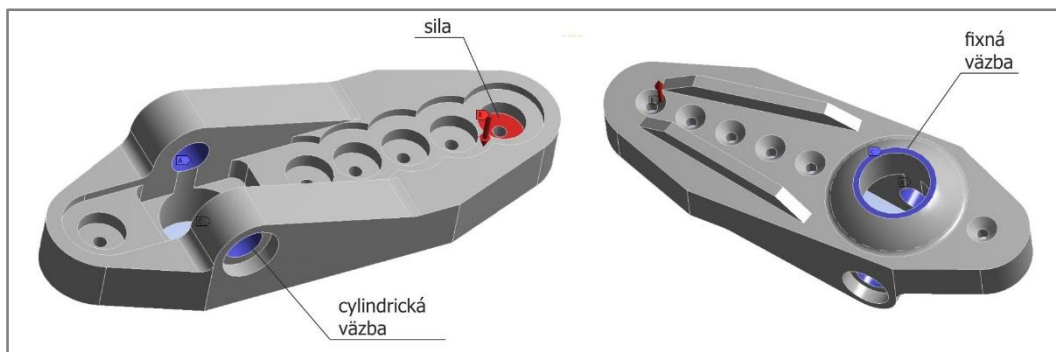
Vrchný diel kĺbu koncepčne vychádza z vrchného dielu experimentálneho prototypu kĺbu firmy *ING Corporation*, ktorý je podrobne opísaný v kapitole 1.2.3.3. Diel je navrhovaný na základe poznatkov z druhého merania s pacientom. Kedy sa zistili nedostatočné tlmiace vlastnosti predného tlmiaceho členu. Keďže bol použitý najtvrdší (tvrdosť podľa shoreho) materiál dostupný na trhu (určený pre osoby s váhou 80-100 kg [12]) bolo nutné predĺžiť tlmiaci člen a posunúť ho od osi otáčania a tým znížiť silu, ktorá tlmiaci člen stláča pri korčuľovaní. V diely je vytvorených 5 otvorov, do ktorých sa môže priskrutkovať tlmiaci člen pomocou samo rezných skrutiek 2,9 x 13 (poz.8). Piatimi polohami sa zvýši variabilita nastavenia. Z vrchnej strany dielu je závit o veľkosti M22x1, do ktorého sa priskrutkuje a prilepí pyramída (poz.7). Tá je bežné používaný protetický komponent, ktorý slúži na jednoduché spájanie s protetickou objímkou a trúbkou. Celkové rozmery komponenty sú 135 mm x 46 mm x 34 mm.

Pri návrhu bol vrchný diel podrobený napätovo-deformačnej analýze v programe *Ansys Workbench*. Vzhľadom k tomu že, v tejto diplomovej práci neboli analyzované veľkosti a smery reakčných síl od podložky pri in-line korčuľovaní, boli tieto hodnoty prevzaté z článku N. Petrone-ho, ktorý je opísaný v kapitole 1.4.1. V článku boli uverejnené sily pôsobiace na korčuľu a to vo vertikálnom smere sila  $F_{Rz} = 1610$  N a v laterálnom smere  $F_{Ry} = 243$  N.



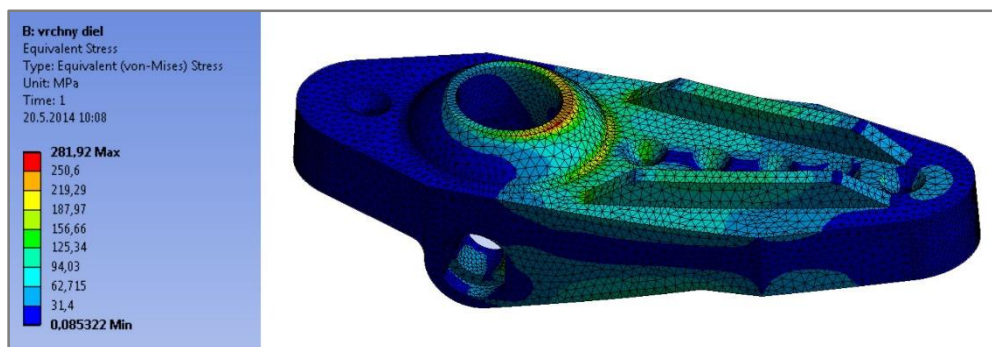
Obr. 4-5 Zjednodušené zobrazenie pôsobenia síl na korčuľu

Nakoľko z článku nie je známa pozícia korčule pri uvedených silách, bude uvažovaný ten najhorší možný prípad zaťažovania (Obr. 4-5). A to keď reakčná sila pôsobí v ose prvého kolieska. Statickou ekvivalenciou pomocou momentovej rovnováhy boli sily  $F_{Rz}$  a  $F_{Ry}$  prepočítané na  $F_{rz} = 4000$  N a  $F_{ry} = 600$  N. Táto sila bola použitá ako okrajová podmienka pri napätovo-deformačnej analýze (Obr. 4-7). Ďalšou okrajovou podmienkou bola cylindrická väzba, v ktorej bol odobratý axiálny a radiálny posuv, čiže bola vytvorená rotačná väzba. Na vrchnú plochu bola pridaná fixná väzba, ktorá simuluje pripojenie trúbkového adaptéru.



Obr. 4-7 Okrajové podmienky pre napäťovo-deformačnú analýzu

Z analýzy vyplýva, že najväčšie redukované napätie von-Mises je 281 MPa. Materiál komponentu je hliníková zliatina AlZn5,5MgCu s medzou klzu  $R_{p0,2} = 400$  MPa [26]. Bezpečnosť voči medznému stavu pružnosti je  $k = 1,42$ .



Obr. 4-6 Zobrazenie výsledkov napäťovo-deformačnej analýzy (redukované napätie von Mises)

Spodný diel kĺbu (Obr. 4-3, poz.2) pochádza z experimentálneho prototypu členkového kĺbu. Je vyrábaný frézovaním odliatku, ktorý dodala firma. Materiál dielu je hliníková zliatina AlCu4Ti s medzou klzu 220 MPa. Oproti pôvodne verzii bol diel upravený v prednej časti za účelom zväčšiť výšku predného tlmiaceho členu. V diely je zalisované bronzové klzné ložisko (poz.5) s označením *1020KU*. Zo spodnej strany je naskrutkovaná závitová vložka AMECOIL M10x10 [27] (Obr. 4-3, poz.9). Celkové rozmery dielu sú 82 mm x 46 mm x 30,5 mm.

Dôležitou súčasťou členkového kĺbu použitého v protéze je tlmiaci člen. Tento zabezpečuje pacientovi komfort pri jazde, tlmi nárazy a akumuluje kinetickú energiu podobne ako pružina. Tlmiaci člen je vyrobený z polyuretánového elastomeru POLYTAN [27], ktorý sa dodáva v rozličných tvrdostiach (tvrdosť podľa Shore A). Pri teste s prvým pacientom sa ukázalo, že najvhodnejší tlmiaci člen je ten s najvyššou tvrdosťou 95 Sh A. Použitý materiál má veľmi dobré pevnostné parametre a veľmi dobré tlmiace vlastnosti.



## 4.2 Popis testovania s pacientom

Čiastkovým cieľom práce je overenie funkčnosti protézy s pacientom. Toto overenie funkčnosti spočívalo v testovaní komfortu pri korčuľovaní, ktoré pacient pociťuje. Komfort bol posudzovaný samotným pacientom pri testoch.

Cieľom merania bolo kvantifikovať zaťaženie komponentov pri in-line korčuľovaní. Aby bolo možné posúdiť, či jednotlivé komponenty sú vhodne dimenzované pre dlhodobé používanie pri tomto type zaťažovania.

Pri testoch bolo zaznamenávané dĺžkové pretvorenie spôsobené mechanickým namáhaním trubkového adaptéru pri korčuľovaní. Meracia sústava použitá na získavanie týchto dát bude opísaná v nasledujúcej kapitole (4.3).

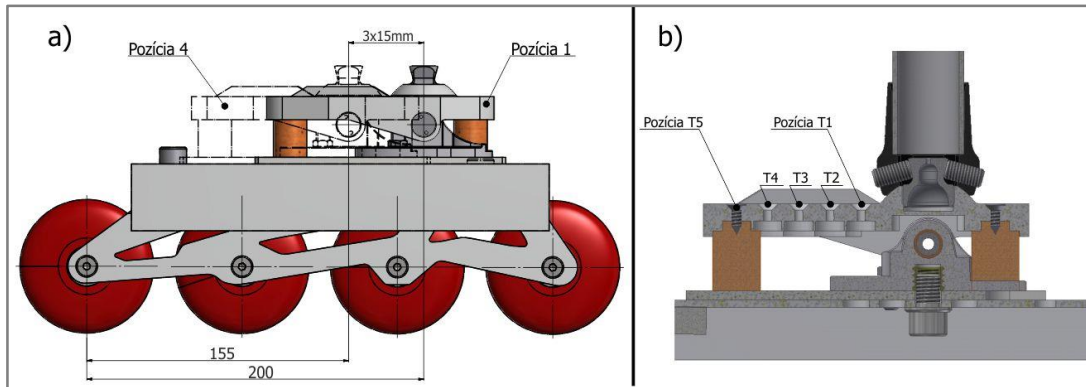
Pred samotným testom protézy musela byť demontovaná osobná protéza pacienta. Z jeho protézy bolo použité iba lôžko. K nemu sa pomocou protetického adaptéru a pyramídy primontoval trubkový adaptér, ktorý na druhom konci niesol protézu s kolieskami (Obr. 4-8).



Obr. 4-8 Protéza primontovaná k pacientovmu lôžku

Konštrukcia testovacej protézy je prispôbená pre rôzne konfigurácie nastavenia. Aby bolo možné určiť aký vplyv majú jednotlivé nastavenia jednak na komfort a jednak na mechanické zaťažovanie trubkového adaptéru. Počas testu boli tieto nastavenia vhodne volené podľa pacienta a protetického technika, ktorý dozeral na celkový priebeh merania. U protézy je možné meniť predozadnú polohu členkového kĺbu (Obr. 4-9), ktorá ako sa ukázalo v prípravnom meraní je dôležitým parametrom pri komforte jazdy. Ďalej je možné zmeniť polohu predného tlmiaceho člena, ktorý slúži na tlmenie rázov čím prispieva ku komfortu jazdy.

Pri prvotných testoch s variantou, ktorá umožňovala nastaviť presný sklon členkového kĺbu, bol zistený optimálny uhol sklonu. Tento sklon bol  $3^\circ$  do flexie kolena. Keďže pri výslednej variante bol člen nastavujúci uhol odstránený, musela byť flexia kolena pridaná v protetických adaptéroch. A to podľa pohodlia pacienta. Pri prvom teste bol sklon nastavený na  $1,5^\circ$  do flexie kolena a potom bola flexia zvýšená na  $4^\circ$ . Nastavený uhol bol meraný z fotografie. Meranie uhlu bolo vzťahnuté k zvislici, ktorá prechádzala bedrovým kĺbom. Aby bolo eliminované natočenie fotoaparátu bola z miesta, kde je bedrový kĺb spustená olovnica.



Obr. 4-9 Zobrazenie pomenovania pozícií  
 a) Predo-zadné pozície členkového kĺbu, b) pozície členkového kĺbu.

Vzhľadom k rozmanitosti pohybov pri korčuľovaní a snahe posúdiť aké je mechanické zaťaženie protézy pri in-line korčuľovaní, bolo meranie prevedené pri viacerých korčuľarských prvkoch. Tieto prvky boli volené vzhľadom na korčuľarske schopnosti pacienta a veľkosť plochy, na ktorej pacient korčuľoval:

- Štart s priamočiарou jazdou po rovine (cca 20m),
- dlhodobá jazda po ovále
  - protéza opisuje vnútorný oblúk pri zákrute,
  - protéza opisuje vonkajší oblúk pri zákrute,
- rýchly štart a brzdenie
  - pri brzdení protéza opisuje vnútorný oblúk,
  - pri brzdení protéza opisuje vonkajší oblúk.

Všetky merania boli prevedené s jedným pacientom, ktorý bol pri testoch veľmi pozitívne naladený, plný energie a ochotný spolupracovať. Vedel veľmi dobre korčuľovať a na protézu bol zvyknutý.

Testy boli realizované za pomoci odborníkov z firmy *ING Corporation*, na ihrisku vo Frýdku Místku v blízkosti firmy. Rozmery ihriska boli cca 25x15 m. Asfaltový povrch ihriska bol mierne popraskaný čo simulovalo bežné podmienky pri korčuľovaní.

#### 4.2.1 Priebeh testu

Komplexný test pozostával z vyššie uvedených korčuliarskych prvkov, pri ktorých boli menené nastavenia protézy:

- predozadná pozícia členkového kĺbu,
- pozíciu tlmiaceho členu.

Vzhľadom k pacientovej váhe (cca 100kg) nebol menený materiál tlmiaceho členu.

	Poloha členkového kĺbu	Poloha tlmiaceho členu	Sklon trubkového adaptéru	Pocit komfortu pacienta
Test č.1	2	T5	1,5°	2
Test č.2	2	T4	4,5°	2
Test č.3	1	T4	4,5°	3
Test č.4	1	T5	4,5°	3
Test č.5	3	T4	4,5°	1*
Test č.6	3	T3	4,5°	1
Test č.7	3	T4	4,5°	1*

Tab. 4-1 Zhrnutie nastavení protézy pri jednotlivých testoch a pocit komfortu pacienta

V tab.4-1 sú zhrnuté nastavenia protézy, ktoré boli pri testoch zvolené a hodnotenie komfortu nastavenia pacientom. Komfort pri korčuľovaní pacient hodnotil stupnicou 1 – 5, kde 1 znamenalo komfortné nastavenie a 5 znamenalo nekomfortné nastavenie.

**Test č.1** s daným nastavením protézy spočíval v jednoduchom rekreačnom priamočiariom korčuľovaní. Pacient odštartoval, previedol vždy 5 krokov, čo odpovedalo približne dráhe 20 m. Potom bolo meranie zastavené a pacient sa vrátil na začiatok dráhy. Tento proces bol zopakovaný 10-krát.

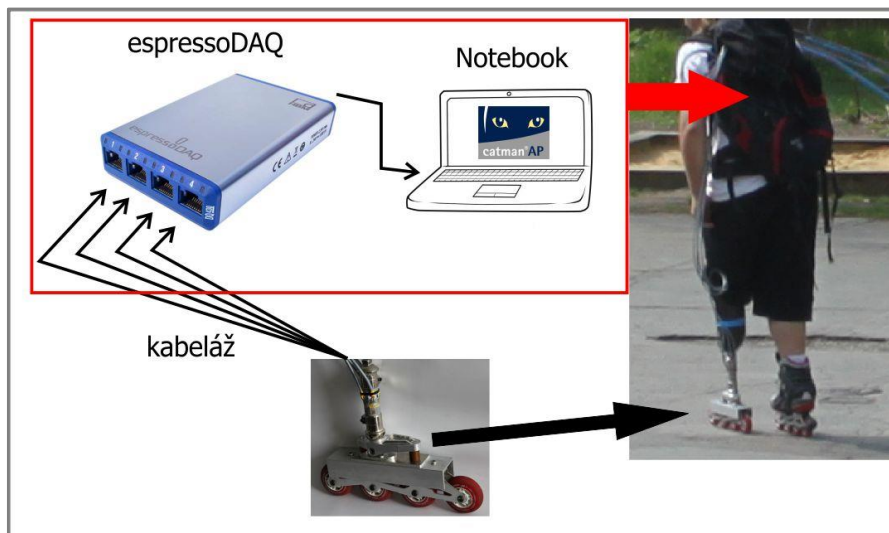
**Test č.2-6** spočívali v dlho dobejšom korčuľovaní po rovine. Pri každom testovaní pacient korčuľoval 5 okruhov po ihrisku čo odpovedalo asi dráhe 200 m. Keďže pacient musel korčuľovať do oblúkov, tak pri každom nastavení robil oblúky do pravej a ľavej strany. Aby protéza opisovala vonkajší a vnútorný oblúk.

**Test č.7** pozostával z rýchleho štartu a zastavenia. Zastavenie prebiehalo prudkým otočením. Opäť bolo toto brzdenie prevedené do oboch strán, aby protéza opisovala vonkajší a vnútorný oblúk.

### 4.3 Popis meracej sústavy

V tejto podkapitole bude opísaná meracia sústava (Obr. 4-10), ktorá bola používaná pre meranie dĺžkového pretvorenia od namáhania ohybu, krutu a tlaku pri korčuľovaní. Celá meracia sústava sa skladá z 3 častí. Hlavnou časťou je trubkový adaptér s tenzometrami, ktorý bol kabelážou spojený s meracou kartou *espressoDAQ*. Táto karta je pripojená s notebookom pomocou sériovej zbernice USB. Spojenie slúži pre napájanie celej sústavy a komunikáciu s notebookom. Ako ovládací software v notebooku bol použitý *catman Easy* od spoločnosti *HBM*. Meraciu kartu a notebook bude pacient počas testu niesť v ruksaku na chrbte. Notebook v ruksaku bude na diaľku cez súkromnú wi-fi sieť ovládaný druhým notebookom.

Karta *espressoDAQ* má štyri individuálne vstupy pre koncovky RJ45 a umožňuje zaznamenávať dáta s frekvenciou až 40 kHz. Vzorkovacia frekvencia pri teste bola nastavená na 200 Hz. Všetky merania boli realizované s rovnakou sústavou a jedným pacientom.



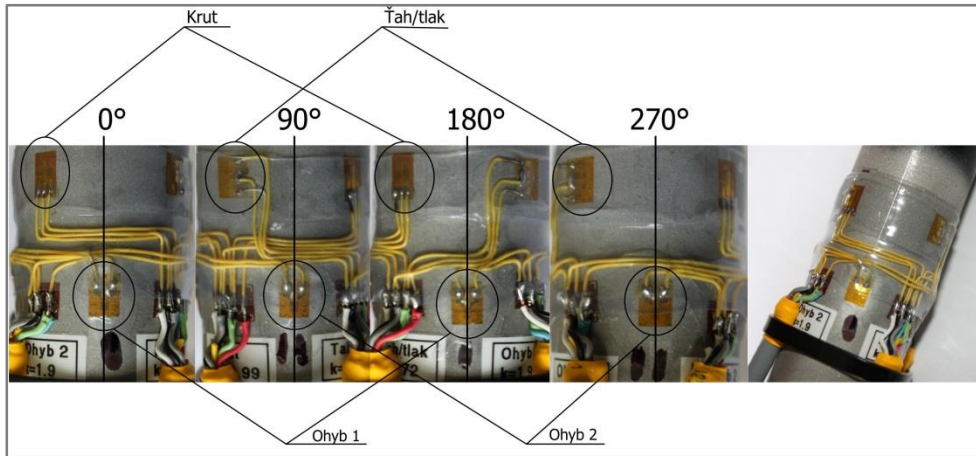
Obr. 4-10 Schéma meracej sústavy

#### 4.3.1 Trubkový adaptér s tenzometrami

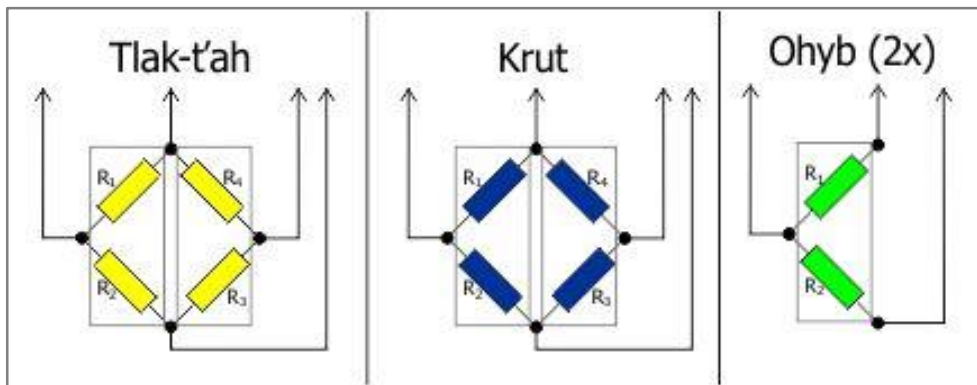
Trubkový adaptér s tenzometrami (Obr. 4-11) bol vytvorený na mieru pacientovi a bude pripojený na protézu opísanú v kapitole 4.1 pomocou pyramídy a adaptéru so štyrmi závrtnými skrutkami. Druhá strana trubky je upevnená k lôžku pacienta taktiež pomocou pyramídy a adaptéru.

Trubkový adaptér z materiálu AlCu4Mg, ktorý bol dĺžkovo prispôbený pacientovi nesie celkovo 12 tenzometrov. Pomocou týchto tenzometrov je merané dĺžkové pretvorenie od 4 druhov namáhania. Krut, tlak a ohyb v dvoch na seba kolmých smeroch. V sagitálnej (predo-zadnej) roviny a vo frontálnej roviny (Obr. 1-1). Na meranie pretvorenia od namáhania ohybom boli použité 4 tenzometre zapojené do dvoch pol mostov. Tenzometre boli nalepené po obvode trubky s rozstupom 90° pričom spojené do pol mostov boli vždy protíahlé (180°). Ohybové tenzometre boli nalepené na najvyššie možné miesto na trubke, aby bolo možné merať čo najväčšie zaťaženie spôsobené ohybom. Pretvorenie od namáhania krutom bolo merané dvomi

dvojitými tenzometrami zapojenými do plného mostu. Tenzometre boli nalepené na obvode trubky s rozstupom  $180^\circ$ . V prípade merania pretvorenia spôsobené ťahom alebo tlakom boli použité dva dvojité tenzometre nalepené s rozstupom  $180^\circ$ .



Obr. 4-11 Panoramatický pohľad na tenzometre nalepené na trubke (zložené zo štyroch fotografií)



Obr. 4-12 Schéma zapojenia tenzometrov do plného (tlak-ťah, krut) alebo polovičného mostu (ohyb v dvoch na seba kolmých rovinách)

## 4.4 Testovanie protézy s pacientom

### 4.4.1 Prepočet pretvorenia na napätie

Za predpokladu elastickej deformácie je možné hookovým zákonom prepočítať dĺžkové pretvorenia  $\varepsilon$  namerané tenzometrami na napätie. Pre normálové napätie  $\sigma$  platí

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (4)$$

kde  $E$  je Youngov modul pružnosti.

Hookov zákon pre výpočet šmykového napätia  $\tau$  je daný vzťahom

$$\tau = G \cdot \gamma \quad (5)$$

kde  $G$  je modul pružnosti v šmyku. Pre lineárny, izotropný, homogénny materiál platí vzťah

$$G = \frac{E}{2 \cdot (1 + \mu)} \quad (6)$$

kde  $\mu$  je poissonové číslo a pre uhlové pretvorenie  $\gamma$  platí

$$\gamma = 2 \cdot \varepsilon \quad (7)$$

z dosadenia rovníc (6) a (7) do rovnice (5) vyplýva [29]

$$\tau = \frac{\varepsilon \cdot E}{1 + \mu} \quad (8)$$

### Výpočet redukovaného napätia

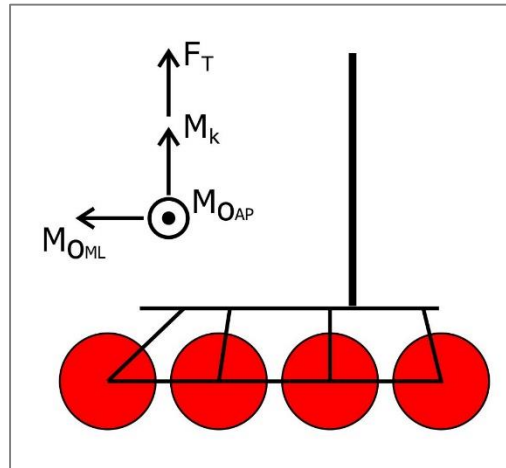
Aby bolo možné vyhodnotiť bezpečnosť voči medznému stavu pružnosti je potrebné z napätí vypočítať redukované napätie. Pre trojosovú napätosť v obecnom súradnicovom systéme je redukované napätie dané výrazom [29]

$$\sigma_{RED\ HMH} = \sqrt{\frac{[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6 \cdot (\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zy}^2)]}{2}} \quad (9)$$

Po dosadení nameraných napätí je vzorec v tvare

$$\sigma_{RED\ HMH} = \sqrt{\frac{[(\sigma_{AP} - \sigma_{ML})^2 + (\sigma_{ML} - \sigma_T)^2 + (\sigma_T - \sigma_{AP})^2 + 6 \cdot \tau_K^2]}{2}} \quad (10)$$

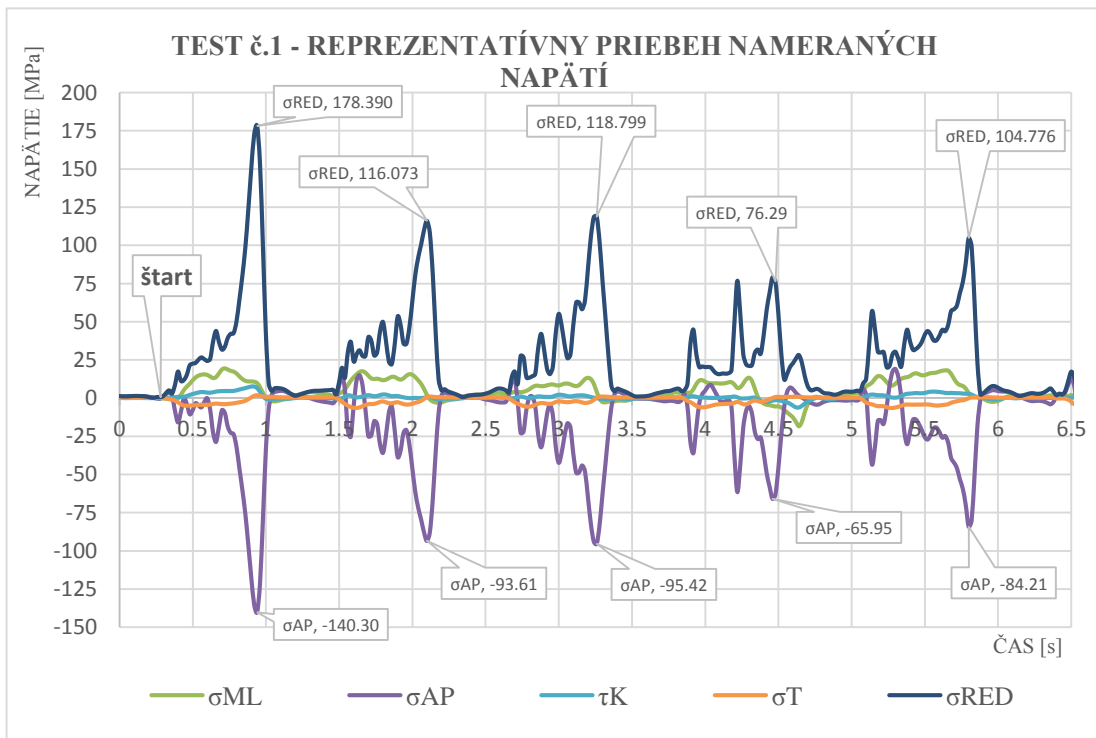
kde  $\sigma_{AP}$  je ohybové napätie vyvolané ohybovým momentom v predo-zadnej rovine (anterior-posterior),  $\sigma_{ML}$  je ohybové napätie vyvolané ohybovým momentom vo frontálnej rovine (medial-lateral),  $\sigma_T$  tlakové napätie vyvolané silou v ose trubkového adaptéru,  $\tau_K$  je šmykové napätie spôsobené krútiacim momentom v ose trubkového adaptéru.



Obr. 4-13 Zobrazenie súradnicového systému pôsobiacich momentov

#### 4.4.2 Test č.1 – priamočiara jazda

Ako prvé boli realizované rekreačné priamočiare jazdy po dráhe dlhej približne 20 m. Pomocou meracej sústavy boli merané dĺžkové pretvorenia  $\varepsilon$  na trubkovom adaptéri a následne pomocou vzorcov (4), (8) a (10) boli z týchto pretvorení vypočítané napätia.



Graf 4-1 Reprezentatívny priebeh napätí nameraných pri korčuľovaní

Dĺžkové pretvorenia namerané pri teste č.1 a prepočítané na napätia (Graf 4-1) poukazujú, že dominantné je namáhanie ohybom ( $\sigma_{ML}$  a  $\sigma_{AP}$ ). Ohyb v predo-zadnej rovine ( $\sigma_{AP}$ ) je niekoľkokrát väčší ako ohyb vo frontálnej rovine ( $\sigma_{ML}$ ). Menej významné až zanedbateľné sú napätia spôsobené krutom a tlakom (Tab. 4-2).

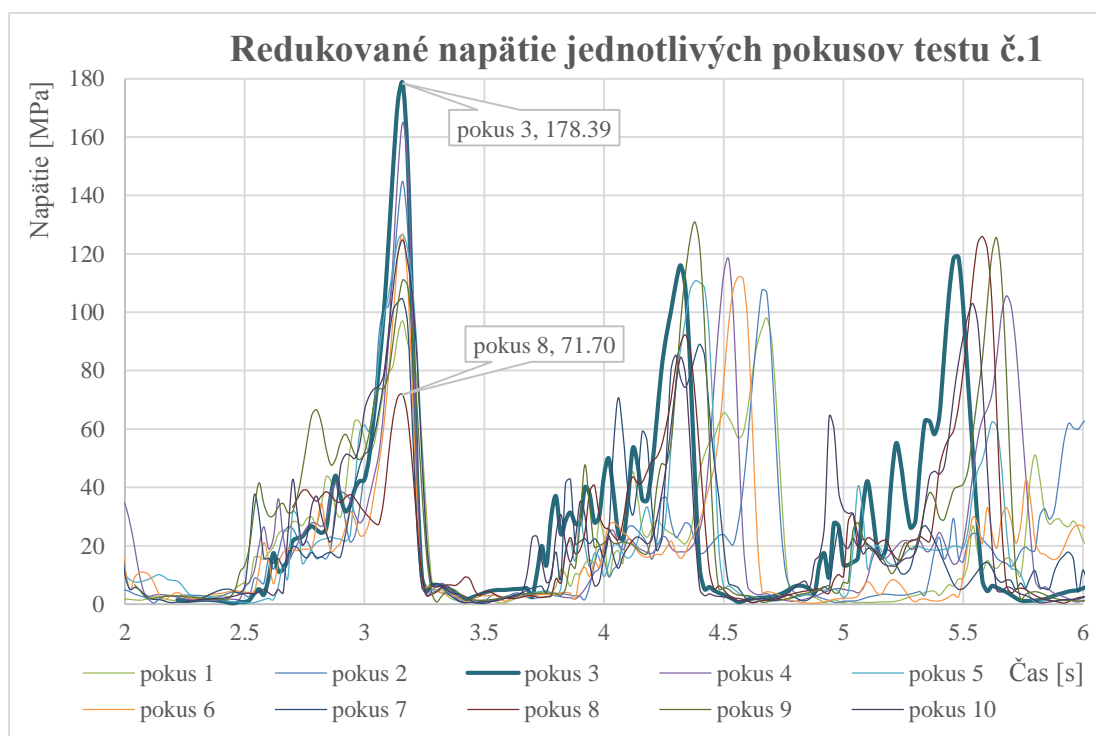
	$\sigma_{ML}$	$\sigma_{AP}$	$\tau_k$	$\sigma_T$	$\sigma_{RED}$
	[MPa]				
min	-18.4	-140.3	-6.1	-6.5	0.3
max	19.4	19.0	7.6	1.9	178.4

Tab. 4-2 Maximálne a minimálne hodnoty napätí

Pri teste č.1 bolo prevedených 10 pokus toho istého typu, kedy sa zaznamenávali dáta. Graf 4-1 je vybraný reprezentatívny priebeh napätí z testu č.1. Pri vybranom pokuse bolo dosiahnuté najväčšie redukované napätie zo všetkých desiatich opakovaní. Tabuľka maxím a miním pre jednotlivé testy sú v prílohe 5.

Po synchronizácii videa a nameraných dát bolo zistené, že maximum ohybového napätia nastáva vždy pri odraze z protézy. V tom momente je chodidlo (protéza) v takej polohe, že tiažová sila pôsobiaca z ťažiska korčuliara spôsobuje ohyb trubkového adaptéru v oboch meraných rovinách. K týmto ohybovým momentom takže prispieva sila svalov dolnej končatiny, ktoré sa podieľajú na pohone korčuliara.

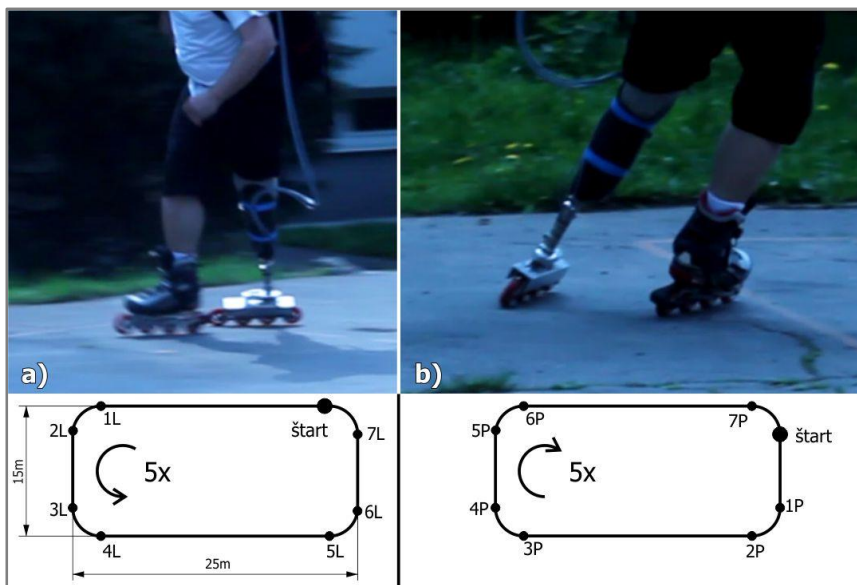
Preložením jednotlivých priebehov redukovaného napätia tak, aby prvé maximá boli v jednom časovom okamžiku (Graf 4-2) ukázalo, že namerané dáta majú veľký rozptyl. Toto je spôsobené hlavne ľudským faktorom, pretože človek iba s ťažkosťou zopakuje pohyb úplne rovnako.



Graf 4-2 Redukované napätie jednotlivých pokusov testu č.1

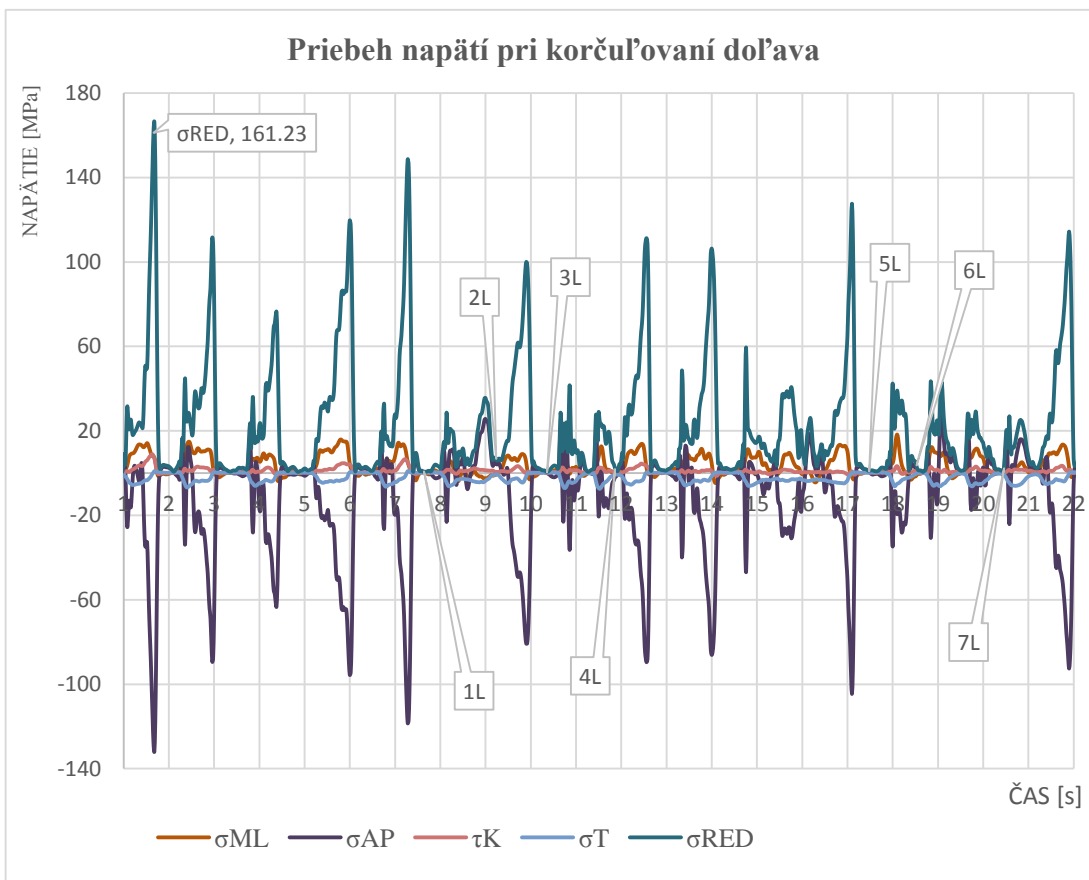


### 4.4.3 Test č.2-6 – jazda po ovále

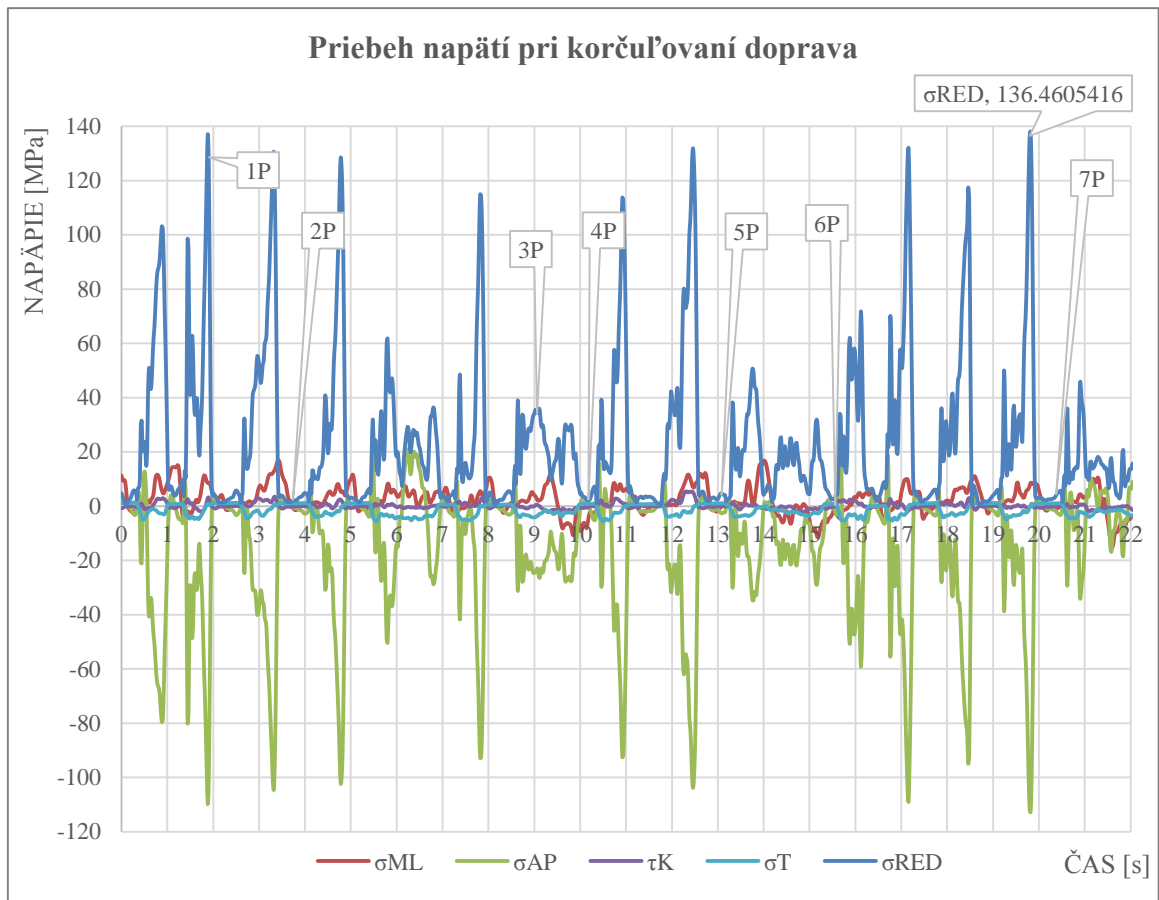


Obr. 4-14 Jazda do oblúku

a) smer korčuľovania doľava (protéza opisuje vnútorný oblúk), b) smer korčuľovania doprava (protéza opisuje vonkajší oblúk)



Graf 4-3 Reprezentatívny priebeh napätí pri korčuľovaní doľava po ovále (protéza opisuje vnútorný oblúk)



Graf 4-4 Reprezentatívny priebeh napätí pri korčuľovaní doprava po ovále (protéza opisuje vonkajší oblúk)

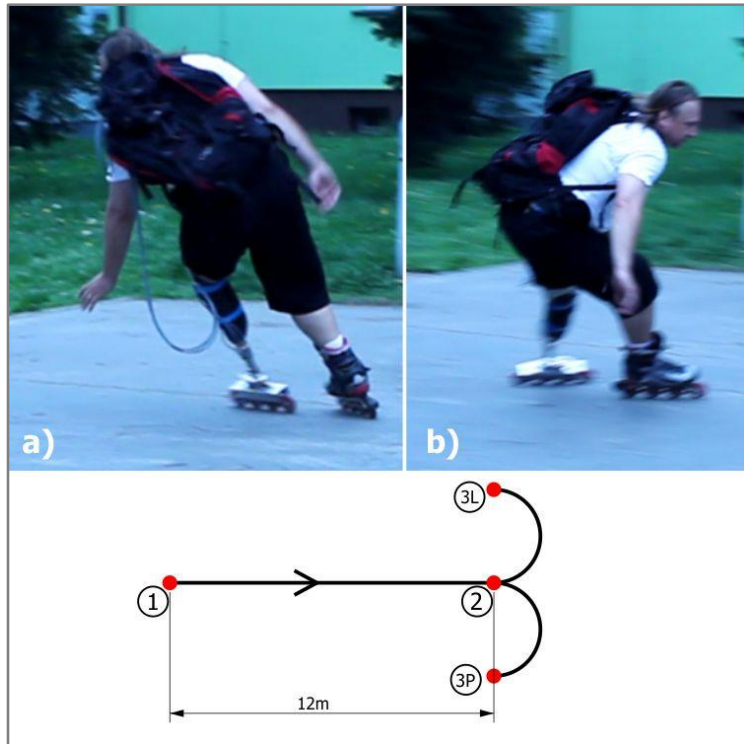
Pri týchto testoch bola protéza nastavená podľa tab.4-1 a pacient jazdil približne 200 m po ovále. Jazda pozostávala s priamočiarej jazdy a jazdy do oblúku vždy v dvoch smeroch – doľava a doprava (Obr. 4-14).

Grafy 4-3 a 4-4 sú reprezentatívne grafy testov č.2-6. Vzhľadom k dĺžke korčuľovania a prehľadnejšiemu zobrazeniu, každý graf zobrazuje iba jeden odjazdený okruh z piatich. Priemerný čas testov bol 80 s. V každom zobrazenom grafe sú orientačné body, ktoré zobrazujú približnú polohu korčuliara na okruhu podľa obr.4-14. Graf 4-3 zobrazuje priebeh napätí počas korčuľovania doľava, kedy protéza opisovala vnútorný oblúk. Graf 4-4 zobrazuje priebeh napätí počas korčuľovania doprava.

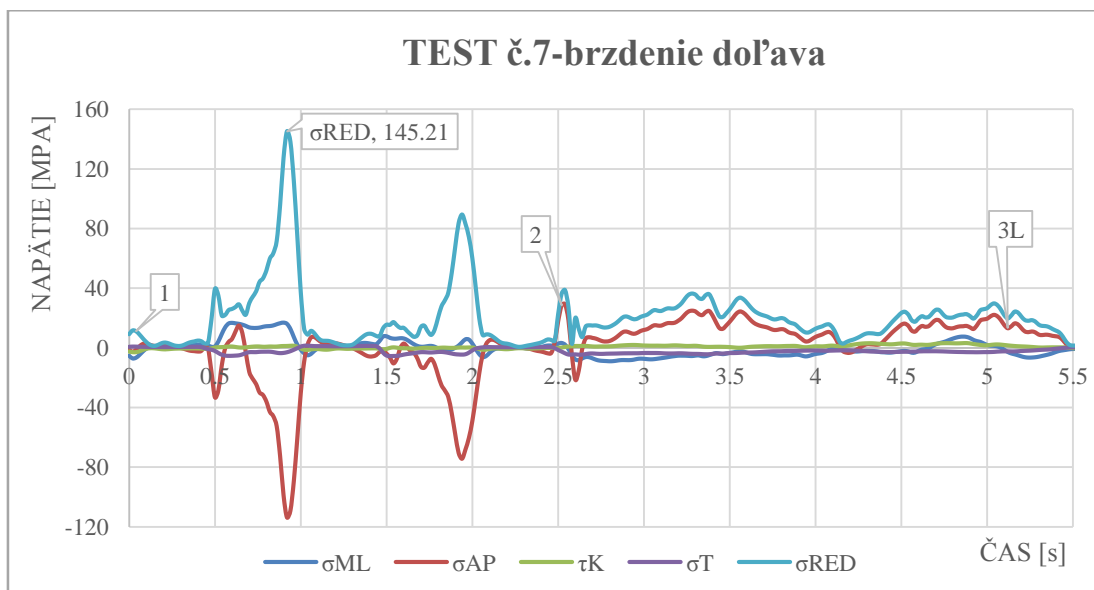
Dominantným napätím pri týchto testoch bol opäť ohybový moment v predozadnej rovine, ktorého maximálne hodnoty boli opäť pri odraze. Maximálna dosiahnutá hodnota z testov pri korčuľovaní doprava je  $\sigma_{AP} = -146$  MPa. Maximálna hodnota ohybového napätia z testov pri korčuľovaní doprava je  $\sigma_{AP} = -156$  MPa. Týchto maximálnych hodnôt ohybového napätia bolo dosiahnutých pri teste č.4, kedy bol kĺb v predozadnej pozícii 1. Redukované napätie nadobúdalo väčších hodnôt v približne rovnakých okamihoch ako ohybové napätie. Maximálne redukované napätie bolo  $\sigma_{RED} = 195$  MPa.

#### 4.4.4 Test č.7 – štart x stop

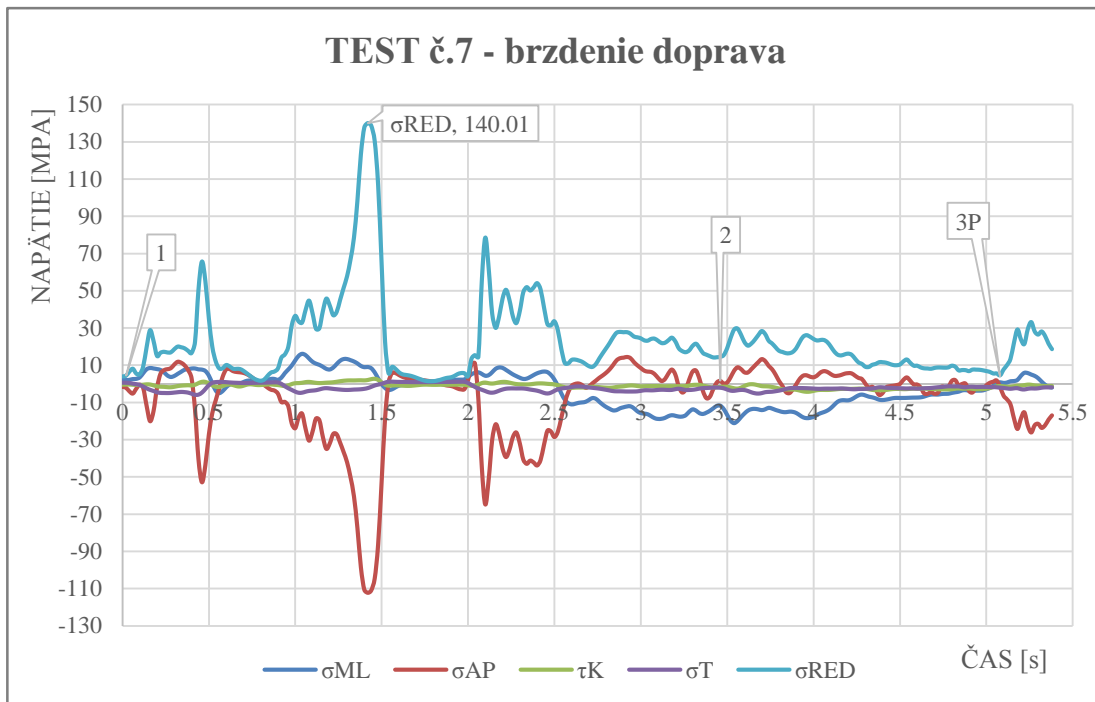
Pri tomto teste bolo prevedených celkovo 6 pokusov, kedy pacient vzhľadom k svojim schopnostiam prudko vyštartoval a prudko zabrzdil. Tri pokusy boli s brzdením doľava a ďalšie tri doprava (Obr. 4-15). Priamočiara jazda bola dlhá približne 12 m.



Obr. 4-15 Schéma testu č.7  
a) brzdenie doľava, b) brzdenie doprava



Graf 4-5 Reprezentatívny priebeh napätí testu č.7 – brzdenie doľava



Graf 4-6 Reprezentatívny priebeh napätí testu č.7 – brzdenie doprava

Najväčšie namerané napätie pri teste č.7 bolo spôsobené ohybovým momentom v predozadnej rovine ( $\sigma_{AP}$ ). Maximálne hodnoty ohybového napätia sú  $\sigma_{AP} = -112$  MPa pri brzdení smerom doprava a  $\sigma_{AP} = -113$  MPa pri brzdení smerom doľava. Týchto hodnôt bolo opäť dosiahnutých v okamihu odrazu korčule od povrchu. Napätia pri brzdení nenaberajú také vysokých hodnôt ako pri odraze. Rozdiely medzi brzdením do ľavej strany a do pravej strany nie sú značné. Súhrn maximálnych redukovaných napätí je v tab.4-3.

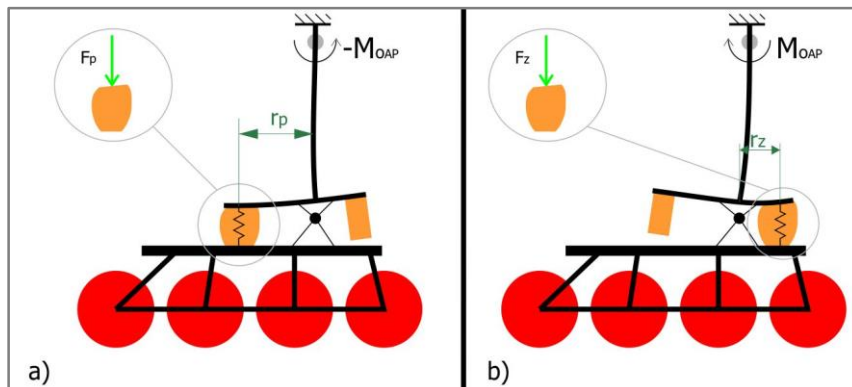
Ohybové napätie  $\sigma_{ML}$  vo frontálnej rovine je niekoľkokrát menšie ako ohybové napätie vo predozadnej rovine. Naberá hodnôt od -20 MPa až po 30 MPa. Napätie vyvolané namáhaním krutom nadobúda hodnôt  $\pm 5$  MPa a tlakové napätie sa pohybuje v rozmedzí -7 až 1 MPa.

	1	2	3	4	5	6
	max	max	max	max	max	max
$\sigma_{RED}$ [Mpa]	140.42	115.78	140.01	108.76	145.21	78.27

Tab. 4-3 Súhrn redukovaných napätí z testu č.7

Pred týmto meraním došlo k výmene zadného tlmiaceho člena za nový. Pôvodný tlmiaci člen sa plasticky zdeformoval natoľko, že pacient pociťoval prílišné stlačenie. Nový tlmiaci člen bol z rovnakého materiálu a rovnakých rozmerov.

#### 4.4.5 Výpočet sily v tlmiacom člene



Obr. 4-16 Schéma zobrazujúca sily pôsobiace na tlmiace členy

Z dôvodu výmeny tlmiaceho člena pri testovaní je nutné spočítať, aká veľká sila spôsobuje stlačenie člena, aby bolo možné identifikovať problém. Statickou ekvivalenciou pomocou momentovej rovnováhy bola z napätia  $\sigma_{AP}$  vypočítaná sila stláčajúca predný alebo zadný tlmiaci člen  $F_p$  a  $F_z$  (obr.4-16). Napätie  $\sigma_{AP}$  bolo namerané v záporných a kladných hodnotách. Kladné hodnoty napätia odpovedali stavu, kedy je stláčaný zadný tlmiaci člen a záporné hodnoty zase odpovedali stavu, kedy je stláčaný predný člen. Zo všeobecne známeho vzťahu na výpočet ohybového napätia je vyjadrený ohybový moment  $M_{oAP}$

$$M_{oAP} = \sigma_{AP} \cdot W_o \quad (11)$$

kde  $W_o$  je modul prierezu v ohybe a pre trubku je daný vzťahom

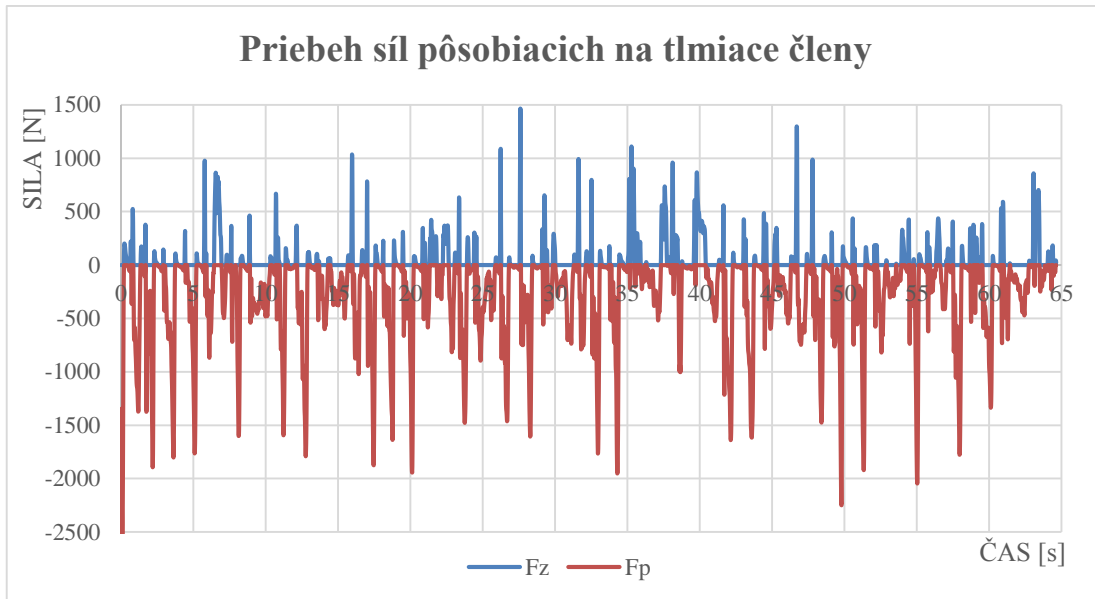
$$W_o = \frac{\pi \cdot (D^4 - d^4)}{32 \cdot D} = \frac{\pi \cdot (30^4 - 26^4)}{32 \cdot 30} = 1\,155,268 \text{ mm}^3 \quad (12)$$

$D$  je vonkajší priemer trubky v  $mm$  a  $d$  je vnútorný priemer trubky v  $mm$ . Následne sa z Ohybového momentu vypočíta sila

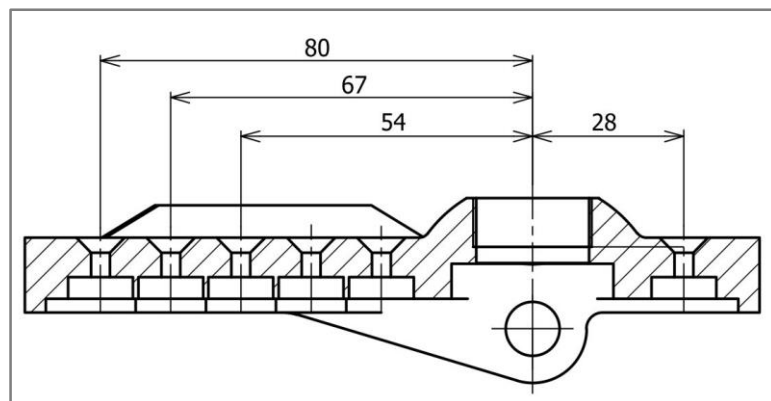
$$F = \frac{M_{oAP}}{r} \quad (13)$$

kde za  $r$  ( $r_p$  alebo  $r_z$ ) je rameno v  $mm$ , na ktorom pôsobí sila (Obr. 4-16).

Graf 4-7 zobrazuje priebeh síl, ktoré počas korčulovania pôsobia na tlmiace členy. Je zrejmé, že nikdy nie sú stláčané oba tlmiace členy naraz. Hodnoty sily v záporných hodnotách predstavujú silu, ktorá stláča predný člen a hodnoty sily v kladných hodnotách predstavujú silu pôsobiacu na zadný člen.

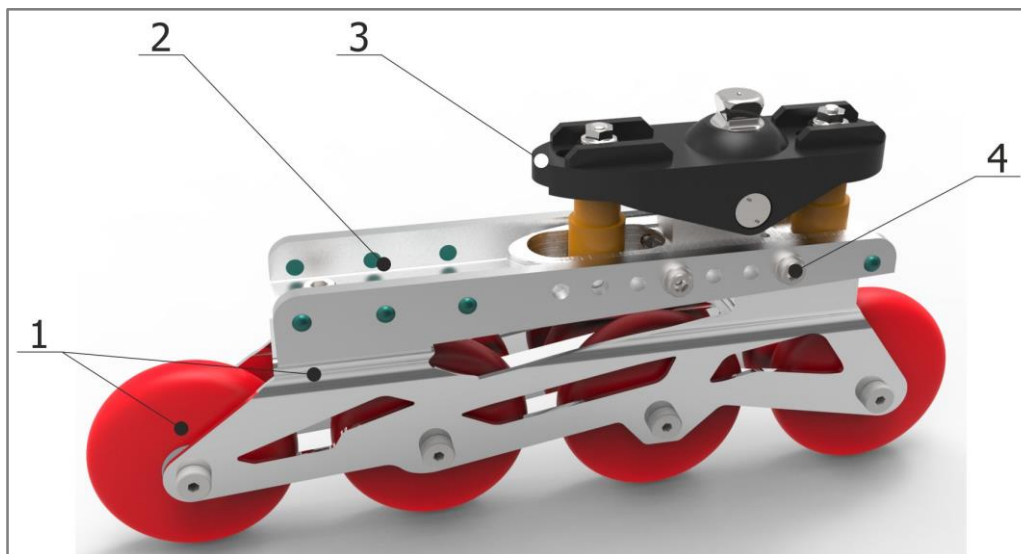


Graf 4-7 Reprezentatívny priebeh síl pôsobiacich na tlmiace členy  
 Pozícia T4 ( $r_p = 67$  mm),  $r_z = 28$  mm, predo-zadná pozícia 1



Obr. 4-17 Dĺžka ramien, na ktorý boli umiestňované tlmiace členy

#### 4.5 Návrh finálnej protézy

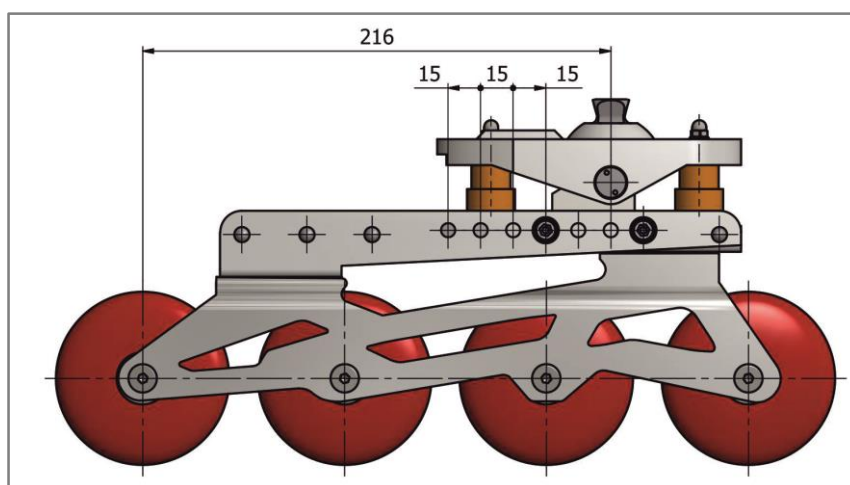


Obr. 4-18 Finálny návrh protézy pre in-line korčuľovanie

1 – lyža s kolieskami, 2 – platforma s kompenzačným plechom, 3 – umelý členkový kĺb, 4 – upevňovacie skrutky kĺbu

Vzhľadom k tomu, že o problematike protéz pre in-line korčuľovanie neboli dostupné žiadne informácie, boli najskôr vyhotovené testovacie prototypy. Tie boli určené iba na prvotné testovanie s pacientom a pri návrhu bol kladený dôraz na spoľahlivosť, nízku cenu a jednoduchú výrobu. Týmito meraniami boli získané cenné poznatky o protéze pre in-line korčuľovanie ako napr. nutnosť vzdialiť tlmiaci člen od osi otáčania kĺbu alebo umožniť predo-zadný posuv kĺbu.

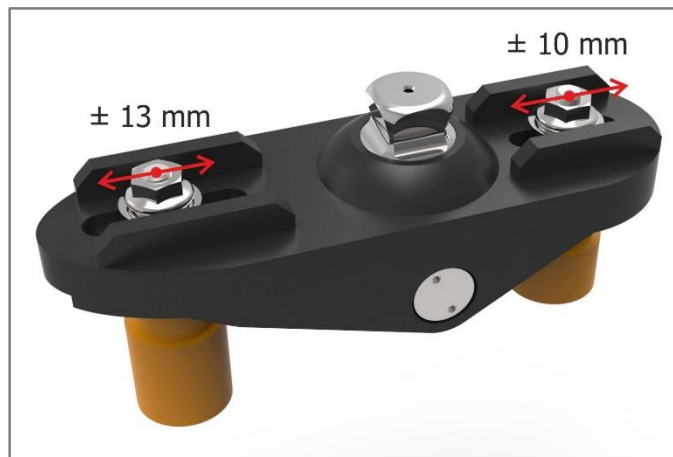
Z nameraných dát a taktiež z komfortu pociťovaného pacientom, ktoré boli opísané v predchádzajúcej kapitole bol vytvorený finálny návrh protézy. Pri tomto návrhu je kladený dôraz na bezpečnosť a čo možno najjednoduchšiu výrobu, pretože pri tomto návrhu je uvažovaná malosériová výroba.



Obr. 4-19 Zobrazenie vzdialeností jednotlivých pozícií finálneho návrhu

#### 4.5.1 Návrh tlmiacich členov

Zásadnou úpravou pri tomto návrhu je kontinuálne posúvanie zadného tlmiaceho členu ďalej od osi otáčania kĺbu. Pomocou tejto úpravy bude znížená sila, ktorá tlmiaci člen stláča, čo by malo zvýšiť jeho životnosť. Na základe modifikácie boli vyvinuté nové tlmiace členy. Zmenili sa ich priemery a celková dĺžka. Predný člen je dlhý 42 mm, a zadný 33 mm. V tlmiacich členoch je zaliata skrutka pre jednoduchšie pripevnenie do členkového kĺbu. Materiál *Polytan*, z ktorého sú navrhnuté tlmiace členy je možno trieskovo obrábať a spájať s kovmi (liatím na kovový diel) [27].

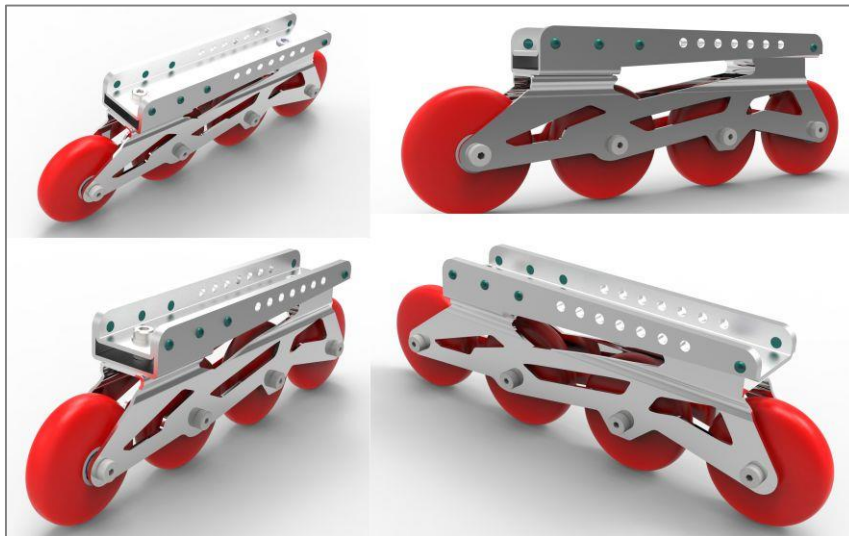


Obr. 4-20 Uloženie a posuv tlmiacich členov

#### 4.5.2 Platforma finálnej protézy

V predchádzajúcich variáciách protéz boli použité dva typy platformy. Prvá bola z hliníkového plechu a pri prvých testoch sa ukázalo, že je pevnostne nevyhovujúca. Druhá bola vyrobená z hliníkového U-profilu. Toto tvarovanie pevnostne vyhovelo a platforma bola použitá pri všetkých testoch s pacientom. Z hľadiska požiadavku na dizajn musel byť tvar platformy upravený. U finálneho návrhu bola platforma navrhnutá z ohýbaného plechu tvarovaného do U. Obruby sú smerované dovrchu, aby bolo možné k nim priskrutkovať členkový kĺb. Platforma je upevnená k lyži korčule dvomi skrutkami. Lyža korčule má upevňovacie plochy relatívne posunuté o 12 mm. Kvôli upevneniu platformy do rovnobežnej polohy s osami koliesok musel byť v prednej časti protézy medzi rám korčule a platformu vložený distančný plech.





Obr. 4-21 Ukážka platformy upevnenej na lyže korčule

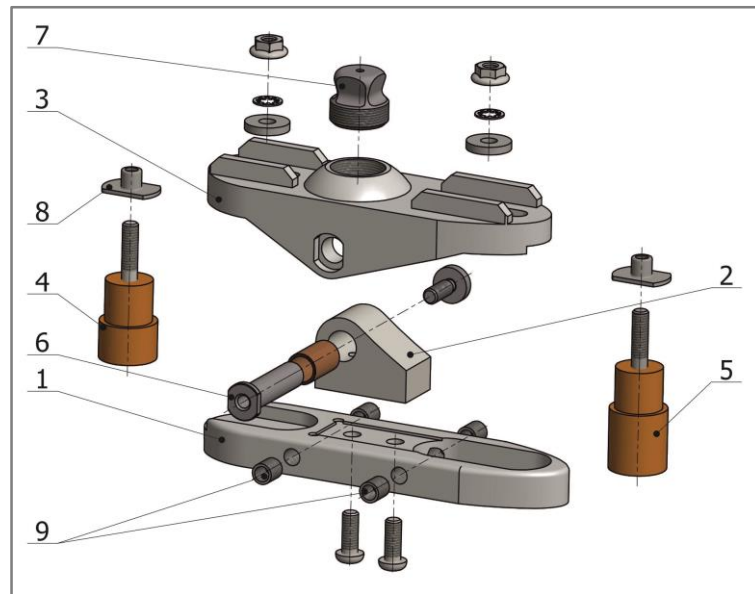
#### 4.5.3 Finálny návrh členkového kĺbu

Finálny návrh členkového kĺbu je podobnej koncepcie ako dva predchádzajúce kĺby, avšak s implementovanými poznatkami, ktoré boli získané z meraní s pacientom. Pri návrhu tohto členkového kĺbu bolo dbané na funkčnosť a jednoduchú výrobu konvenčnými výrobnými metódami.

Kĺb sa skladá z 8 hlavných častí (Obr. 4-22). Obsahuje 2 tlmiace členy (poz.4 a poz.5), ktorých vzdialenosť od osi otáčania kĺbu môže byť kontinuálne menená v rozmedzí 40 – 70 mm predný a 28 – 48 mm zadný tlmiaci člen (Obr. 4-20).

Spodný diel je kvôli jednoduchšej výrobe navrhnutý z 2 častí. Diely sú spojené dvomi skrutkami M6. V spodnej platni (poz.1) sú naskrutkované 4 závitové vložky M6 (poz.8), ktoré vytvárajú nosný závit pre upevnenie k bočným stenám platformy. Do spodného dielu 2 je nalisované bronzové puzdro, ktoré zabezpečuje klzné uloženie dvojdielného kaleného čapu (poz.6).

Vrchný diel kĺbu zaisťuje upevnenie tlmiacich členov v správne polohe voči osi otáčania kĺbu. Polohu tlmiaceho členu je možné kontinuálne meniť. Členy sú z vrchnej strany upevnené dvomi skrutkami, ktoré zabezpečujú tlmiace členy proti nežiaducemu posuvu. Do tohto dielu je priskrutkovaná a prilepená protetická pyramída, ktorá slúži na pripojenie trubkového adaptéru.



Obr. 4-22 Finálny návrh členkové kĺbu

1 – spodná platňa, 2 – spodný diel 2, 3 – vrchný diel, 4 – zadný tlmiaci člen, 5 – predný tlmiaci člen, 6 – čap, 7 – pyramída, 8 - oporná matica pre upevnenie tlmiacich členov, 9 – závitové vložky M6x9

## 5 DISKUSIA

V rámci diplomovej práce bola navrhnutá a vyrobená testovacia sada transtibiálnych protéz pre rekreačné in-line korčuľovanie. Následne bola táto sada otestovaná s dvomi pacientami, ktorí boli na rozličných korčuľarských úrovniach.

Pri návrhu protézy pre in-line korčuľovanie bolo zistené, že noha v in-line korčuli je mierne sklonená čo korčuľára núti vytvoriť flexiu v kolene. Tento fakt nepomáha rovnováhe a preto bol v prvotnej variante zavedený mechanizmus, ktorý zabezpečoval nastavenie sklonu členkového kĺbu. Testovanie s pacientom ukázalo, že sklon kĺbu je dôležitým faktorom pre lepšie udržanie rovnováhy. Zdravá noha v korčuli je sklonená približne o  $6^\circ$ , ale pacientovi vyhovoval sklon  $3^\circ$ . Toto mohlo byť spôsobené nízkou úrovňou korčuľarských schopností pacienta alebo absenciou niektorých svalov dolnej končatiny. Druhému pacientovi, s ktorým bola protéza testovaná vyhovoval sklon  $4 \div 4,5^\circ$ . Mechanizmus vytvárajúci sklon bol nakoniec z protézy odstránený kvôli konštrukčným úpravám. Ale sklon je možné nastaviť aj v protetických adaptéroch.

Pri prvotných testoch bolo zistený fakt, že pacient môže použiť na korčuľovanie svoju vlastnú protézu určenú na chôdzu. Tú si môže obuť do korčule a korčuľovanie je pre neho pohodlné a nepotrebuje ďalšie protézy, ktoré by si musel vymieňať a hlavne financovať. Pri použití vlastnej protézy nastáva problém z hľadiska životnosti a mechanickej bezpečnosti. Obyčajné transtibiálne protézy sú dimenzované výhradne na chôdzu a výrobcovia neodporúčajú používať tieto protézy na iné činnosti, pri ktorých by mohli byť protézy porušené čo by mohlo spôsobiť ujmu na zdravý pacienta. Kvôli tomuto faktoru bolo pristúpené k meraniu dĺžkového pretvorenia na trubkovom adaptéri, ktoré by odhalilo vhodnosť alebo nevhodnosť korčuľovania sa s bežnou protézou určenou na chodenie.

Záznam dát pri korčuľovaní prebiehal pri rôznych režimoch jazdy. Z nameraných dát bolo zrejmé, že pri všetkých typoch jazdy je najhorší záťažový stav pri odraze korčuľára z protézy. V tomto okamihu nastáva maximálne zaťaženie trubkového adaptéru ohybovým momentom v predozadnej rovine. Hodnoty napätia spôsobené týmto ohybovým momentom dosahujú až 156 MPa. Maximálne hodnoty ohybového napätia vo frontálnej rovine sú niekoľkonásobne nižšie. Namáhanie krutom a tlakom je nevýznamné. Vypočítané hodnoty redukovaného napätia dosahujú v bodoch odrazu až cca 195 MPa. Síce bezpečnosť voči medznému stavu pružnosti je  $k = 1,23$  (materiál AlCu4Mg –  $R_e = 240\text{MPa}$ ) nemôže byť trubka z tohto materiálu použitá na protézu pre in-line korčuľovanie. Vzhľadom k dlhodobému používaniu sú bežné protetické komponenty dimenzované na bezpečnosť voči MSP  $k \doteq 2,5 \div 3$  [30,31]. Vhodné by bolo použiť trubku z ocele alebo uhlíkových vlákien, ktorá má lepší pomer pevnosti a váhy.

Pri testoch s pacientom boli nastavované rôzne konfigurácie protézy a zisťované, či majú tieto zmeny vplyv na komfort jazdy a zaťaženie trubkového adaptéru. Medzi jednotlivými testami bola menená predozadná pozícia členkového kĺbu a pozícia tlmiaceho člena v členkovom kĺbe. Namerané dáta majú veľký rozptyl kvôli mnohým ovplyvňujúcim faktorom. Najovplyvňujúcejším faktorom je ľudský faktor. Pretože človek nie je schopný zopakovať pohyb 2x, prípadne prekorčuľovať určitú trasu

rovnako. Ďalšími faktormi ovplyvňujúcimi meranie môžu byť rýchlosť korčuľovania, fyzická zdatnosť pacienta a mnohé iné. Napriek tomu je zo zaznamenaných dát zrejmé, že pri nastavení členkového kĺbu do zadnej pozície narástlo napätie v ohybe. Pri tomto nastavení bolo namerané maximálne ohybové napätie 156 MPa. To je pravdepodobne zapríčinené veľkým ramenom medzi osou prvého kolieska a osou otáčania kĺbu. Pri tejto pozícii kĺbu sa pacientovi korčuľovalo dobre (hodnotenie 3) avšak za najkomfortnejšie nastavenie protézy označil nastavenie kĺbu na pozíciu 3, čo odpovedalo posuvu o 30 mm dopredu. Pri tomto nastavení sa namerané hodnoty oproti ostatným výrazne nelíšili.

Zmenu polohu tlmiaceho člena v členkovom kĺbe pacient výrazne nepociťoval. Toto nastavovanie je skôr potrebné pre životnosť jednotlivých dielov protézy. Pri úvodnom testovaní s druhým pacientom sa ukázalo, že predný tlmiaci člen je nedostatočný a stláča sa na doraz. Po určitej dobe sa tlmiaci člen plasticky zdeformoval natoľko, že musel byť vymenený. Následne bolo konštrukčnými úpravami kĺbu zväčšená vzdialenosť predného tlmiaceho člena od osi otáčania kĺbu a tým znížená sila na tlmiaci člen. Taktiež bola zväčšená dĺžka tlmiaceho člena. Pri finálnom testovaní nastal podobný problém, ale so zadným tlmiacim členom. Ten sa plasticky zdeformoval a musel byť vymenený. Prepočtom síl z ohybového napätia sa ukázalo, že aj keď predný člen bol cca 3x ďalej od osi otáčania kĺbu, pôsobí na neho niekoľkonásobne väčšia sila. Napriek nižším pôsobiacim silám sa plasticky deformoval zadný tlmiaci člen. Jediný rozdiel medzi tlmiacimi členmi bola ich dĺžka. Zadný člen bol o 5 mm kratší ako predný. Dĺžka tlmiaceho člena pravdepodobne zohráva zásadnú úlohu v životnosti.

Z celkového počtu troch testovaní s pacientom bol navrhnutá finálna koncepcia protézy pre rekreačné in-line korčuľovanie, ktorá z časových dôvodov nebola fyzicky realizovaná. U tohto návrhu boli implementované všetky poznatky nadobudnuté pri testoch. Finálny návrh kombinuje jednoduché nastavenie predno-zadnej pozície kĺbu, nastavenie polohy oboch tlmiacich členov.

## 5.1 Plán ďalších prác

Nadväzujúce práce v oblasti vývoja protézy pre in-line korčuľovanie je potrebné zamerať sa na analýzu kinematiky tohto pohybu a získanie reakčnej sily od podložky. Toto nie je možné zmerať na bežne používaných tenzometrických doskách. Rozumným riešením sa javí použitie špeciálnej lyže korčule s tenzometrami. Taktiež by bolo potrebné zapojiť do testovania a merania viac pacientov. Hlavne s rôznymi korčuliarskymi schopnosťami, aby bol získaný väčší prehľad o zaťažovaní protézy.

## ZÁVER

Cieľom diplomovej práce bol návrh a fyzická realizácia protézy pre rekreačné in-line korčuľovanie. Po zostavení bola táto protéza testovaná s pacientom a pri týchto testoch boli zaznamenávané rozličné údaje a dáta.

Na začiatku práce je zhrnutý súčasný stav poznania o transtibiálnych protézach či už na chôdzu alebo korčuľovanie. Taktiež zhrňuje poznatky o fázach korčuľovania s porovnaním na najbežnejšie rekreačné aktivity ako sú chôdza a beh. Ďalším bodom súčasného stavu sú spôsoby získavania záznamu kinematiky korčuľovania. Potom nasleduje kapitola, ktorá analyzuje získané poznatky a na ich základe sú vymedzené ciele práce. V kapitole je tiež prevedená analýza kinematiky na zdravých figurantoch pomocou dvoch kamier. Z video záznamu je pomocou jednoduchého softwaru analyzovaná kinematika členkového kĺbu pri in-line korčuľovaní.

Z niekoľkých navrhnutých variant boli realizované dve. Tie boli testované na dvoch pacientoch. Jeden z pacientov musel zo zdravotných dôvodov z ďalších testovaní odstúpiť. Testovanie bolo zamerané na posúdenie mechanického zaťaženia protézy pri in-line korčuľovaní. Pre tento účel bol vytvorený špeciálny trubkový adaptér s tenzometrami, ktorý bol umiestnený medzi protézu a lôžko pacienta.

Z nameraných dát vyplýva, že pri in-line korčuľovaní je protéza zaťažovaná hlavne ohybovým momentom v predozadnej rovine. Maximálne napätia nastávajú pri odraze korčule od podložky. Hodnoty napätí v týchto okamžikoch môžu narastať až k hodnotám blízkejšiemu medze klzu materiálu trubkového adaptéru. Z toho vyplýva nutnosť použiť iný materiál trubkového adaptéru. Na základe nameraných dát bol vytvorený finálny návrh transtibiálnej protézy pre rekreačné in-line korčuľovanie, ktorý umožňuje rôzne nastavenia členkového kĺbu.

Pre plné overenie protézy a získanie komplexnejších poznatkov o zaťažovaní by mali byť testy s protézou prevedené s viacerými pacientami, ktorý by boli rôznych korčuliarskych úrovní. Taktiež by bolo prospešné testovanie doplniť o záznam reakčnej sily od podložky a záznam kinematiky. Avšak z dôvodu časovej náročnosti sú takéto testy nad rámec tejto diplomovej práce. Napriek tomu bol preukázaný pokrok pri návrhu transtibiálnych protéz pre rekreačné in-line korčuľovanie.

**Zoznam Použitých Zdrojov**

- [1] WEBSTER, Joseph B., Charles E. LEVY, Phillip R. BRYANT a Paul E. PRUSAKOWSKI. Sports and recreation for persons with limb deficiency. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. roč. 82, 3B, 0s38-0s44. ISSN 1046199x. DOI: 10.1053/apmr.2001.22243. Dostupné z: <http://www.mosby.com/scripts/om.dll/serve?action=searchDB>
- [2] MAHAR, ANDREW T., TIMOTHY R. DERRICK, JOSEPH HAMILL a GRAHAM E. CALDWELL. Impact shock and attenuation during in-line skating. *Medicine*. 1997, roč. 29, č. 8, s. 1069-1075. ISSN 0195-9131. DOI: 10.1097/00005768-199708000-00013. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [3] BERNACIKOVÁ, M., M. KALICHOVÁ a L. BERÁNKOVÁ. *Základy sportovní kineziologie: Fakulta sportovních studií* [online]. 2010. vyd. 2010 [cit. 2014-01-03]. Dostupné z: [http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/orientace\\_na\\_tele.html](http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/orientace_na_tele.html)
- [4] CUMMINGS, B. a McG. HILL. Type of motion. *HUMAN ANATOMY & PHYSIOLOGY. Human Anatomy & Physiology* [online]. 5. vyd. San Francisco, 2001 [cit. 2014-01-04]. Dostupné z: <http://legacy.owensboro.kctcs.edu/gcaplan/anat/study%20guide/API%20Study%20Guide%20G%20Motion.htm>
- [5] LUSARDI, Michelle M a Caroline C NIELSEN. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. 2nd ed. St. Louis, Mo.: Saunders/Elsevier, c2007, xix, 904 p. ISBN 07-506-7479-2.
- [6] InMotion: Consumer Guide for Amputees A Guide to Lower Limb Prosthetics: Part I - Prosthetic Design: Basic Concepts. SCHUCH, M. AMPUTEE COALITION. *InMotion* [online]. 8. vyd. 1998, 18.09.2008 [cit. 2014-01-06]. Dostupné z: [http://www.amputee-coalition.org/inmotion/mar\\_apr\\_98/pros\\_primer/page1.html](http://www.amputee-coalition.org/inmotion/mar_apr_98/pros_primer/page1.html)
- [7] ÖSSUR. *Protetika* [online]. 2000 [cit. 2013-05-10]. Dostupné z: <http://www.ossur.cz/Protetika>
- [8] KOPECKÝ, M. *Konstrukce transtibiální protézy s využitím aditivní technologie výroby*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 103 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D..
- [9] Ottobock: Chodidla s jednoosým hlezenním kloubem 1H38 / 1H40. *Ottobock - Domů* [online]. 2014 [cit. 2014-04-16]. Dostupné z: [http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob\\_cz\\_cs/hs.xsl/1977.html](http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/1977.html)
- [10] Streifeneder ortho.production GmbH: Prosthetics. STREIFENEDER. *Streifeneder.de* [online]. Mníchov, 2013, 09-2013 [cit. 2014-04-16].

- Dostupné z: [http://www.gmbh.streifeneder.de/index.php?id=272&no\\_cache=1&L=2&tx\\_abdownloads\\_pi1\[action\]=getviewclickeddownload&tx\\_abdownloads\\_pi1\[uid\]=242&tx\\_abdownloads\\_pi1\[cid\]=325](http://www.gmbh.streifeneder.de/index.php?id=272&no_cache=1&L=2&tx_abdownloads_pi1[action]=getviewclickeddownload&tx_abdownloads_pi1[uid]=242&tx_abdownloads_pi1[cid]=325)
- [11] Single Axis Foot Adapter. *ST&G Website: Landing Page* [online]. 2012 [cit. 2014-04-16]. Dostupné z: [http://www.stngco.com/Pages/Adapters/Single\\_Axis\\_Foot\\_Adapter.html](http://www.stngco.com/Pages/Adapters/Single_Axis_Foot_Adapter.html)
- [12] Chodidla a tlumiče: ELATION. Úvodní strana [online]. 2012 [cit. 2014-04-16]. Dostupné z: [http://assets.ossur.com/library/7722/Elation\\_0141\\_IFU.pdf](http://assets.ossur.com/library/7722/Elation_0141_IFU.pdf)
- [13] VAUGHAN, Christopher. *BIOMECHANICS OF RUNNING GAIT*. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 1983, roč. 12, č. 1.
- [14] CAVANAGH, Peter R. *Biomechanics of distance running*. Champaign, IL: Human Kinetics Books, c1990, s. 362. ISBN 0873222687.
- [15] MAHAR, ANDREW T., TIMOTHY R. DERRICK, JOSEPH HAMILL a GRAHAM E. CALDWELL. Impact shock and attenuation during in-line skating. *Medicine*. 1997, roč. 29, č. 8, s. 1069-1075. ISSN 0195-9131. DOI: 10.1097/00005768-199708000-00013. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [16] UPJOHN, TEGAN, RENĀ TURCOTTE, DAVID J. PEARSALL a JONATHAN LOH. Three-dimensional kinematics of the lower limbs during forward ice hockey skating. *Sports Biomechanics*. 2008, roč. 7, č. 2, s. 206-221. ISSN 1476-3141. DOI: 10.1080/14763140701841621. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/14763140701841621>
- [17] GROSS, Melissa. MVS 330 Project Main Page. THE UNIVERSITY OF MICHIGAN. *Motion Analysis with Digital Video: Division of Kinesiology* [online]. Michigan: Revised, 1996 [cit. 2013-04-22]. Dostupné z: <http://www.umich.edu/~mvs330/f01/Skating/main.html>
- [18] HINRICHS, Jon N. EMG ACTIVITY OF ICE SKATING AND TREADMILL SKATING IN HOCKEY PLAYERS. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 1995, vol. 5, issue 4. DOI: 10.1097/00042752-199510000-00047.
- [19] PEARSALL, D., R. TURCOTTE<sup>1</sup>, R. LEFEBVRE a H. BATENI. *KINEMATICS OF THE FOOT AND ANKLE IN FORWARD ICE HOCKEY SKATING*. University of San Francisco: Biomechanics Symposia, 2001, č. 19. ISSN 1999-4168. Dostupné z: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/3780/3500>

- [20] LAFONTAINE, Dany a Mario LAMONTAGNE. 3-D Kinematics Using Moving Cameras: Part1: Development and Validation of the Mobile Data Acquisition System. *Journal of Applied Biomechanics: Academic Journal*. 2003, č. 19, s. 372-377.
- [21] PETRONE, N. ACQUISITION AND ANALYSIS OF GROUND REACTION FORCES AND FOOT ORIENTATION ON IN-LINE SKATES DURING TRACK SPEED SKATING. *Journal of Biomechanics*. 2007, vol. 40, S398-. DOI: 10.1016/S0021-9290(07)70393-7. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929007703937>
- [22] CASE REPORT FORUM--Observations of Ice-Skating Prostheses Developed for a 1-Year-Old Transtibial Amputee - Journal of Prosthetics and Orthotics, 1996 | American Academy of Orthotists & Prosthetists. *American Academy of Orthotists Prosthetists* [online]. 1996. vyd. [cit. 2013-03-18]. Dostupné z: [http://www.oandp.org/jpo/library/1996\\_01\\_021.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/1996_01_021.asp)
- [23] ISLE OF CUBA ROAD. *Multi-axial rotation system for artificial ankle: podnázov* [patent]. United State. A61F2/66, US5019109. Uděleno 28.5.1991. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=www.google.com/patents/US5019109.pdf>
- [24] FAUSTINI, Mario C., Richard H. CRAWFORD, Richard R. NEPTUNE, William E. ROGERS a Gordon BOSKER. Design and Analysis of Orthogonally Compliant Features for Local Contact Pressure Relief in Transtibial Prostheses. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2005, vol. 127, issue 6, s. 946-. DOI: 10.1115/1.2049331. Dostupné z: <http://Biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1414906>
- [25] ALMS s.r.o. - prodej hutního materiálu z neželezných kovů: Prodáváme neželezné kovy, měď, hliník, hutní materiál, bronz, mosaz [online]. Rebel Art - grafika, 2012 [cit. 2014-04-22]. Dostupné z: <http://www.alms-brno.cz/>
- [26] EN AW-AlZn5.5MgCu ENAW-7075 : alloy equivalent, mechanical properties [online]. 2011 [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: [http://www.steelnumber.com/en/steel\\_alloy\\_composition\\_eu.php?name\\_id=1195](http://www.steelnumber.com/en/steel_alloy_composition_eu.php?name_id=1195)
- [27] AMECOIL A2 VLOŽKA MM M10X10: Fabory online. *Spojovací materiál, šrouby a matice: Fabory online* [online]. 2009 [cit. 2014-04-28]. Dostupné z: <http://www.fabory.cz/cs/product/amecoil-a2-vlo%C5%BEka-mm-m10x10/71110100010.html>
- [28] Polyuretan – Polytan: VM Plast s.r.o. Rodej a opracování technických plastů: VM Plast s.r.o. [online]. 2012 [cit. 2014-05-15]. Dostupné z: <http://www.vmplast.cz/cz/Polytan/>



- [29] SHIGLEY, Joseph Edward, Charles R MISCHKE a Richard G BUDYNAS. Konstruování strojních součástí. 1. vyd. Brno: VUTIUM, 2010. ISBN 978-80-214-2629-0.
- [30] PALOUŠEK, D. *Analýza komplexní spolehlivosti transtibiální protézy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta Strojního inženýrství, 2008. 139s. Vedoucí práce doc. Ing. Pavel Mazal, CSc..
- [31] OMASTA, M. *Studium utváření elastohydrodynamických mazacích filmů u hypoidních převodů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 97 s. Vedoucí dizertační práce prof. Ing. Ivan Křupka, Ph.D.

## ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK, SYMBOLOV A VELIČÍN

TT		– transtibiálna
IK		– in-line korčuľovanie
ĽK		– ľadové korčuľovanie
D.A.S. – M.A.R.S.		– Dual-ankle spring multi-axial rotation system unit
$\vec{a}$		– vektor medzi špičkou nohy a členkovým kĺbom
$\vec{b}$		– vektor medzi členkovým kĺbom a kolenom
T1-5		– pozície tlmiacich členov v členkovom kĺbe
$\mu$		– poissonové číslo
$\alpha$	[°]	– uhol v členkovom kĺbe
$\sigma$	[MPa]	– normálové napätie
$E$	[MPa]	– Youngov modul pružnosti
$\varepsilon$	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	– dĺžkové pretorenie
$\tau$	[MPa]	– šmykové napätie
$G$	[MPa]	– modul pružnosti v šmyku
$\gamma$	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	– uhlové pretvorenie
$\sigma_{\text{RED HMH}}$	[MPa]	– redukované napätie podľa teórie HMH
$\sigma_x$	[MPa]	– napätie v osi x
$\sigma_y$	[MPa]	– napätie v osi y
$\sigma_z$	[MPa]	– napätie v osi z
$\sigma_{\text{ML}}$	[MPa]	– napätie v ohybe vyvolané ohyb. momentom vo frontálnej rovine
$\sigma_{\text{AP}}$	[MPa]	– napätie v ohybe vyvolané ohyb. momentom v predo-zadnej rovine
$\sigma_{\text{T}}$	[MPa]	– tlakové napätie
$\tau_{\text{K}}$	[MPa]	– Napätie vyvolané krútiacim momentom v ose trubky
$M_{\text{oAP}}$	[N·mm]	– ohybový moment v predo-zadnej rovine
$W_{\text{o}}$	[mm <sup>4</sup> ]	– modul prierezu v ohybe
$D$	[mm]	– vonkajší priemer trubky
$d$	[mm]	– vnútorný priemer trubky
$F_z$	[N]	– sila pôsobiaca na zadný tlmiaci člen
$F_p$	[N]	– sila pôsobiaca na predný tlmiaci člen
$r$	[mm]	–rameno sily

## ZOZNAM OBRÁZKOV A GRAFOV

### Zoznam obrázkov

Obr. 1-1 Anatomické roviny ľudského tela [3]	14
Obr. 1-2 Anatomické pohyby v členkovom kĺbe [4]	15
Obr. 1-3 Hlavné časti transtibiálne protézy [24]	17
Obr. 1-4 Ilustrácia funkcie pružných elementov na chodidle [8]	18
Obr. 1-5 Jednoosí členkový kĺb od firmy Streifeneder [10]	18
Obr. 1-6 Členkový kĺb ELATION™ od firmy Ossur [12]	19
Obr. 1-7 Prototyp členkového kĺbu od firmy ING Corporation	19
Obr. 1-8 Zobrazenie fáz [upravené z 13]	20
Obr. 1-9 Ukážkový časový priebeh akcelerácie na holennej kosti počas stojacej fáze behu a in-line korčuľovania [15]	21
Obr. 1-10 Fázy a uzly korčuliarskeho kroku [16]	22
Obr. 1-11 Porovnanie dĺžky a šírky kroku dvoch testovaných skupín [16].	23
Obr. 1-12 Uchytenie elektronického goniometru [19]	25
Obr. 1-13 Priemerná dorzná-a plantárna flexia členku počas korčuľovania [19]	25
Obr. 1-14 Hodnoty inverzie a everzie členku počas korčuliarskeho kroku [19]	26
Obr. 1-15 Korčuľa použitá pri meraní sily [21]	27
Obr. 1-16 Druhý pár protéz: D.A.S.-M.A.R.S. jednotka [23]	28
Obr. 2-1 Schéma uloženia kamier pri snímaní korčuliara	31
Obr. 2-2 Prostredie softwaru Kinovea so zaznamenanou dráhou jednotlivých značiek (červené čiary)	32
Obr. 2-3 Korčuliar s pasívnymi značkami	32
Obr. 2-4 Obálka priebehov flexie v členkovom kĺbe	34
Obr. 2-5 Reprezentatívny príklad nameraného priebehu flexie v členku	34
Obr. 3-1 Obálka priebehov flexie v členkovom kĺbe	35
Obr. 3-2 Varianta č.1	36
Obr. 3-3 Varianta č.2	37
Obr. 3-4 Varianta č.3	38
Obr. 3-5 Test varianty č.3 s pacientom	38
Obr. 3-6 Prídavný zaist'ovací klin s rozpernou skrutkou	39
Obr. 3-7 Spojenie protézy s lôžkom trubkovým adaptérom	40
Obr. 3-8 Stlačenie tlmiaceho členu na doraz pri testovaní s pacientom	41
Obr. 3-9 Možnosti variability nastavenia trubkového adaptéru	41
Obr. 3-10 Varianta č.4	42
Obr. 4-1 Výsledné konštrukčné riešenie protézy pre in-line korčuľovanie	44
Obr. 4-2 Lyža korčule s kolieskami	45
Obr. 4-3 Umelý členkový kĺb	46
Obr. 4-4 Platforma z hliníkového U-profilu	46
Obr. 4-5 Zjednodušené zobrazenie pôsobenia síl na korčuľu	47
Obr. 4-7 Zobrazenie výsledkov napät'ovo-deformačnej analýzy (redukované napätie von Mises)	48
Obr. 4-6 Okrajové podmienky pre napät'ovo-deformačnú analýzu	48
Obr. 4-8 Protéza primontovaná k pacientovmu lôžku	49
Obr. 4-9 Zobrazenie pomenovania pozícií	50
Obr. 4-10 Schéma meracej sústavy	52

Obr. 4-11 Panoramatický pohľad na tenzometre nalepené na trubke (zložené zo štyroch fotografií)	53
Obr. 4-12 Schéma zapojenia tenzometrov do plného (tlak-táh, krut) alebo polovičného mostu (ohyb v dvoch na seba kolmých rovinách)	53
Obr. 4-13 Zobrazenie súradnicového systému pôsobiacich momentov	55
Obr. 4-14 Jazda do oblúku	57
Obr. 4-15 Schéma testu č.7	59
Obr. 4-16 Schéma zobrazujúca sily pôsobiace na tlmiace členy	61
Obr. 4-17 Dĺžka ramien, na ktorý boli umiestňované tlmiace členy	62
Obr. 4-18 Finálny návrh protézy pre in-line korčuľovanie	63
Obr. 4-19 Zobrazenie vzdialeností jednotlivých pozícií finálneho návrhu	63
Obr. 4-20 Uloženie a posuv tlmiacich členov	64
Obr. 4-21 Ukážka platformy upevnenej na lyže korčule	65
Obr. 4-22 Finálny návrh členkové kĺbu	66

### **Zoznam grafov**

Graf 4-1 Reprezentatívny priebeh napätí nameraných pri korčuľovaní	55
Graf 4-2 Redukované napätie jednotlivých pokusov testu č.1	56
Graf 4-3 Reprezentatívny priebeh napätí pri korčuľovaní doľava po ovále (protéza opisuje vnútorný oblúk)	57
Graf 4-4 Reprezentatívny priebeh napätí pri korčuľovaní doprava po ovále (protéza opisuje vonkajší oblúk)	58
Graf 4-5 Reprezentatívny priebeh napätí testu č.7 – brzdenie doľava	59
Graf 4-6 Reprezentatívny priebeh napätí testu č.7 – brzdenie doprava	60
Graf 4-7 Reprezentatívny priebeh síl pôsobiacich na tlmiace členy	62

## ZOZNAM TABULIEK

Tab. 4-1 Zhrnutie nastavení protézy pri jednotlivých	51
Tab. 4-2 Maximálne a minimálne hodnoty napätí	56
Tab. 4-3 Súhrn redukovaných napätí z testu č.7	60

## **ZOZNAM PRÍLOH**

- Príloha 1: Informačný dotazník prvého pacienta
- Príloha 2: Informačný dotazník druhého pacienta
- Príloha 3: Technická dokumentácia
- Príloha 4: Fotografie protéz
- Príloha 5: Grafy a tabuľky nameraných dát

**Príloha 1:**  
**Informačný dotazník prvého pacienta**

<b>Meno</b>	Filip	<b>Vek</b>	24	<b>Hmotnosť</b>	90	kg
<b>Priezvisko</b>	Donee			<b>Výška</b>	185	mm
<b>Amputovaná noha:</b>	ľavá					
<b>Ste pravák alebo ľavák?</b>	pravák					
<b>Vaše najväčšie dosiahnuté vzdelanie?</b>	Maturita					
<b>Ako by ste hodnotili svoj stupeň fyzickej aktivity? (0-4)</b>						4
<b>Koľko ste mali rokov, keď vám bola amputovaná končatina?</b>						23
<b>Z akého dôvodu vám bola amputovaná končatina?</b>	Úraz					
<b>Venujete sa nejakému športu/športom? Ak ÁNO popíšte akému? Koľko hodín denne/týždenne?</b>						
Plávanie						
<b>Korčulovali ste pred amputáciou?</b>	ÁNO					
<b>Preferujete/preferovali ste ľadové korčuľovanie alebo in-line korčuľovanie?</b>						
Ľadové korčuľovanie						
<b>Koľko ste korčulovali pred amputáciou? Denne/týždenne?</b>						
3x ročne						
<b>Korčulovali ste po amputácii? Ak ÁNO popíšte kedy, s akou protézou a koľko hodín/dní/týždňov.</b>						
NIE						
<b>Aký používate typ uchytenia lôžka na pahýl?</b>	Podtlak					
<b>Z akého materiálu je Váš trubkový adaptér?</b>	Carbon					
<b>Aký je váš momentálny pocit? (Unavený, nahnevaný, ospalý apod.)?</b>						
Unavený						

## Príloha 2

### Informačný dotazník druhého pacienta

Meno		Vek	43	Hmotnosť	110.8	kg
Priezvisko	Bražina			Výška	176	mm
Amputovaná noha:	ľavá					
Ste pravák alebo ľavák?	pravák					
Vaše najväčšie dosiahnuté vzdelanie?	stredoškolské					
Ako by ste hodnotili svoj stupeň fyzickej aktivity? (0-4)						
3-4						
Koľko ste mali rokov, keď vám bola amputovaná končatina?	2003					
Z akého dôvodu vám bola amputovaná končatina?	úraz					
Venujete sa nejakému športu/športom? Ak ÁNO popíšte akému? Koľko hodín denne/týždenne?						
cyklistika, hokej						
Korčuľovali ste pred amputáciou?	áno ľadové korčuľovanie					
Preferujete/preferovali ste ľadové korčuľovanie alebo in-line korčuľovanie?						
ľadové						
Koľko ste korčuľovali pred amputáciou? Denne/týždenne?						
áno ale veľmi málo, tak 3x ročne						
Korčuľovali ste po amputácii? Ak ÁNO popíšte kedy, s akou protézou a koľko hodín/dní/týždňov.						
s univerzálnu protézou						
Aký používate typ uchytenia lôžka na pahýl?	podtlakové					
Z akého materiálu je Váš trubkový adaptér?	carbon					
Aký je váš momentálny pocit? (Unavený, nahnevaný, ospalý apod.)?						
svieži a plný energie						



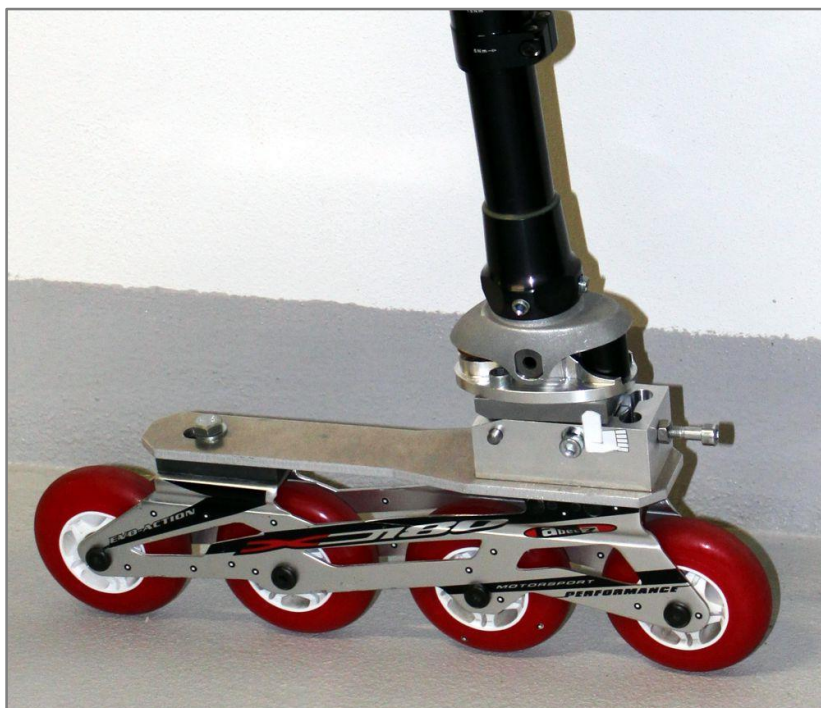
**Príloha 3:**  
**Technická dokumentácia**

Kompletná výrobná dokumentácia k zostavám

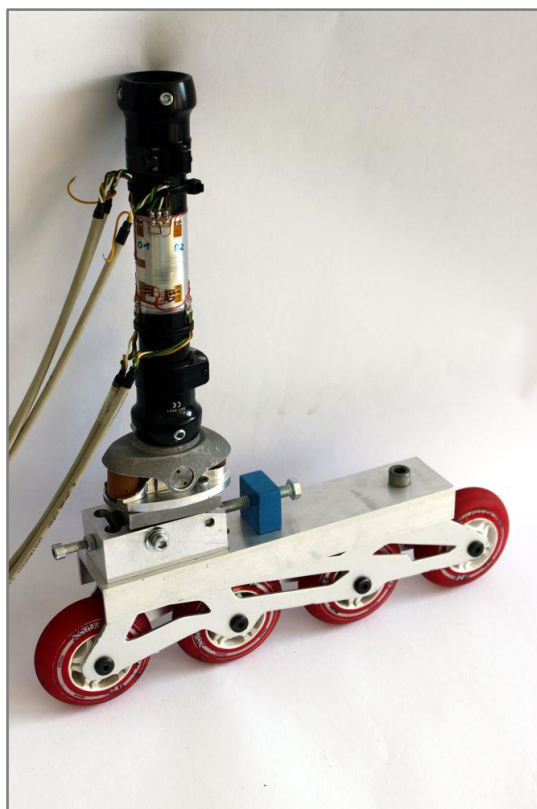
DP-03-00  
DP-03.1-00  
DP-04-00  
DP-05-00

VARIANTA č.3,  
VARIANTA č.3.1  
VARIANTA č.4  
FINÁLNY NÁVRH PROTÉZY

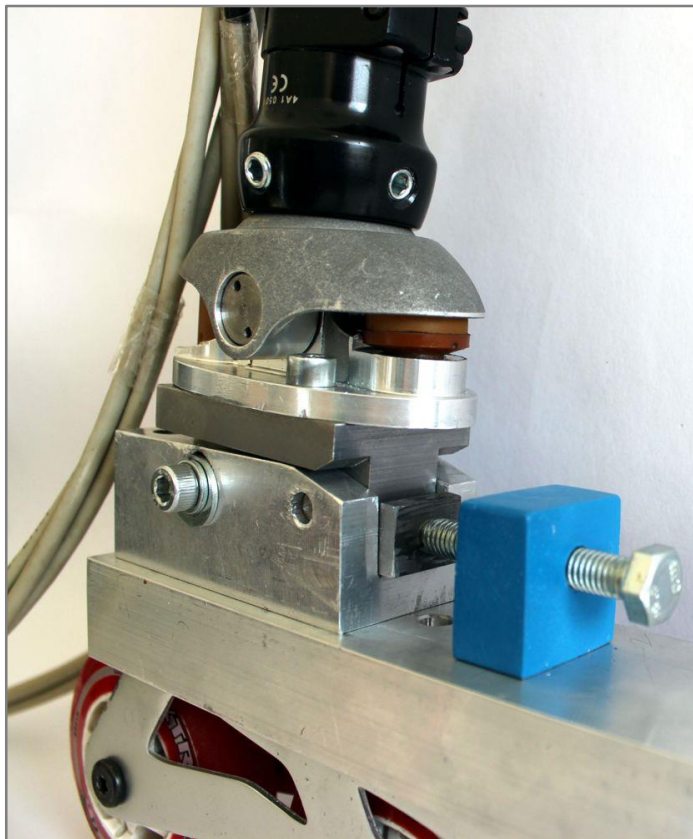
**Príloha 4:**  
**Fotografie protéz**



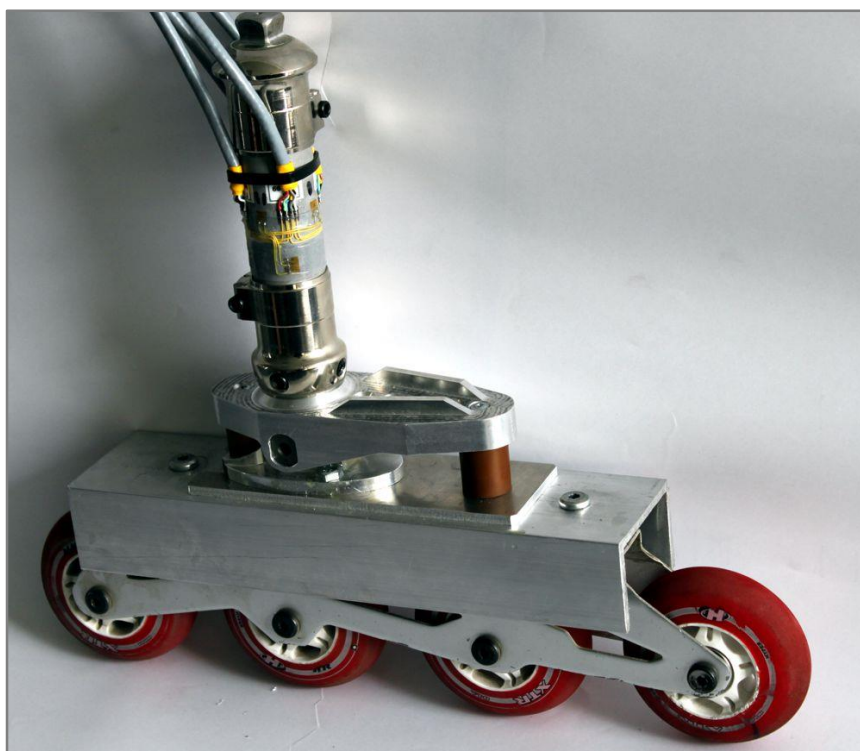
Obrázok 1 Varianta č.1



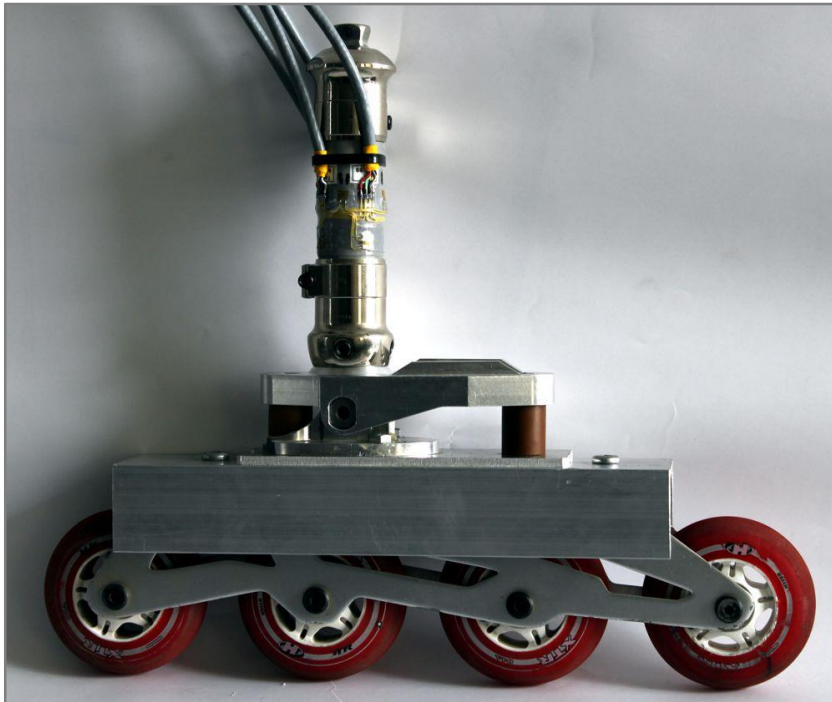
Obrázok 2 Varianta č.3.1



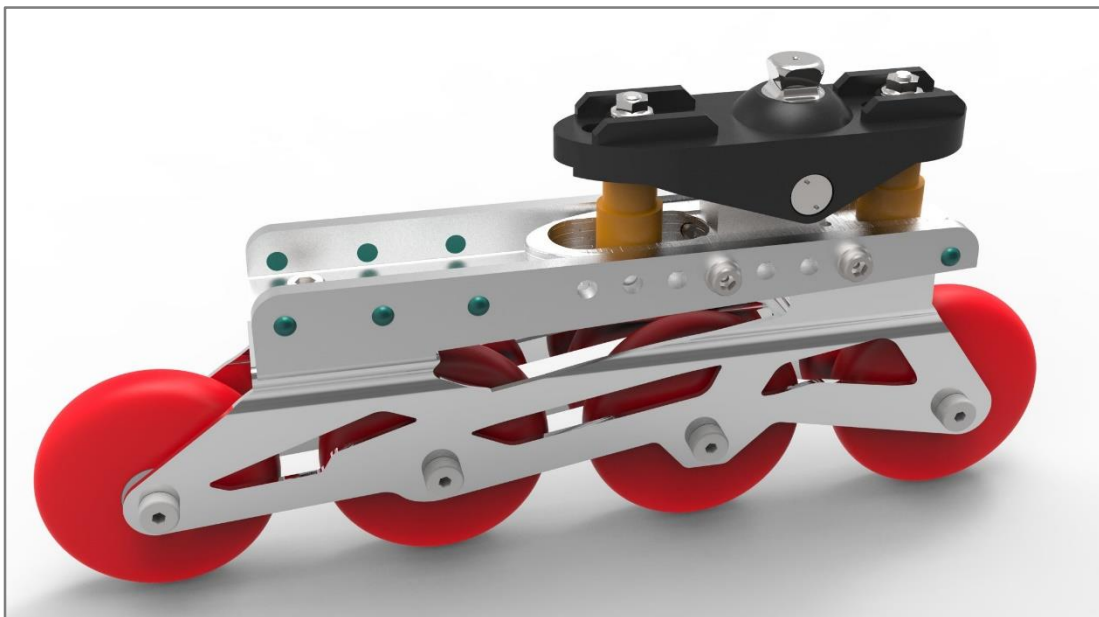
Obrázok 3 Varianta č.3.1



Obrázok 4 Varianta č.4



Obrázok 5 Varianta č.4



Obrázok 6 Render finálnej varianty

## Príloha 5

### Test č.1 – priamočiara jazda

		$\sigma_{ML}$	$\sigma_{AP}$	$\tau_K$	$\sigma_T$	$\sigma_{RED}$
		[MPa]				
Jazda 1	min	-10	-103	-1	-6	129
	max	21	21	4	1	
Jazda 2	min	-6	-117	-3	-6	145
	max	23	30	4	2	
Jazda 3	min	-6	-102	-5	-6	127
	max	23	36	6	1	
Jazda 4	min	-6	-132	-3	-6	165
	max	21	27	5	2	
Jazda 5	min	-9	-97	-3	-7	127
	max	18	35	7	1	
Jazda 6	min	-9	-102	-2	-7	127
	max	23	40	3	1	
Jazda 7	min	-9	-82	-2	-8	126
	max	18	20	4	1	
Jazda 8	min	-7	-100	-3	-6	131
	max	21	24	3	1	
Jazda 9	min	-3	-104	-2	-7	149
	max	19	23	5	1	
Jazda 10	min	-8	-117	-3	-7	178
	max	22	40	7	1	

Tabuľka 1 Maximálne a minimálne hodnoty nameraných napätí pri teste č.1

	Fz [N]	Fp [N]
jazda 1	73.57908	127.4393
jazda 2	222.6038	112.9543
jazda 3	165.3466	111.0306
jazda 4	80.78334	144.6183
jazda 5	178.6448	89.78599
jazda 6	189.9654	92.46598
jazda 7	60.25023	154.6048
jazda 8	249.574	103.4423
jazda 9	108.1288	164.6714
jazda 10	149.9361	132.5246

Tabuľka 2 Maximálne sily pôsobiace na tlmiace členy pri teste č.1

**Test č. 2 – 6 – jazda po ovále**

<b>Test č.2</b>						
		$\sigma_{ML}$	$\sigma_{AP}$	$\tau_K$	$\sigma_T$	$\sigma_{RED}$
		[MPa]				
doľava	max	29	39	14	1	166
	min	-8	-132	-2	-7	
doprava	max	22	54	5	1	174
	min	-16	-141	-5	-7	

Tabuľka 3 Maximálne a minimálne hodnoty napätí z testu č.2

<b>Test č.3</b>						
		$\sigma_{ML}$	$\sigma_{AP}$	$\tau_K$	$\sigma_T$	$\sigma_{RED}$
		[MPa]				
doľava	min	-10	-135	-8	-8	172
	max	26	42	13	1	
doprava	min	-13	-98	-4	-7	164
	max	19	40	5	1	

Tabuľka 4 Maximálne a minimálne hodnoty napätí z test č.3

<b>Test č.4</b>						
		$\sigma_{ML}$	$\sigma_{AP}$	$\tau_K$	$\sigma_T$	$\sigma_{RED}$
		[MPa]				
doľava	min	-16	-156	-4	-8	195
	max	26	39	15	2	
doprava	min	-22	-146	-5	-6	185
	max	17	36	8	1	

Tabuľka 5 Maximálne a minimálne hodnoty napätí z testu č.4

<b>Test č.5</b>						
		$\sigma_{ML}$	$\sigma_{AP}$	$\tau_K$	$\sigma_T$	$\sigma_{RED}$
		[MPa]				
doľava	min	-8	-141	-2	-7	178
	max	24	30	15	2	
doprava	min	-13	-104	-4	-6	125
	max	19	30	5	1	

Tabuľka 6 Maximálne a minimálne hodnoty napätí z testu č.5

Test č.6						
		$\sigma_{ML}$	$\sigma_{AP}$	$\tau_K$	$\sigma_T$	$\sigma_{RED}$
		[MPa]				
Doľava	min	-14	-131	-3	-7	165
	max	28	48	13	1	
Doprava	min	-16	-108	-4	-7	135
	max	21	56	4	1	

Tabuľka 7 Maximálne a minimálne hodnoty z testu č.6

	Test č.2		Test č.3		Test č.4	
	Fz [N]	Fp [N]	Fz [N]	Fp [N]	Fz [N]	Fp [N]
doľava	126.99	175.10	107.46	181.75	86.34	267.32
doprava	82.04	171.88	50.56	204.64	53.25	264.48
	Test č.5		Test č.6			
	Fz [N]	Fp [N]	Fz [N]	Fp [N]		
doľava	90.32	268.97	91.84	350.20		
doprava	82.62	243.84	55.23	323.72		

Tabuľka 8 Priemerné hodnoty síl pôsobiacich na tlmiace členy počas korčuľovania

**Test č.7 – štart-stop**

<b>Test č. 7</b>						
		$\sigma_{ML}$	$\sigma_{AP}$	$\tau_K$	$\sigma_T$	$\sigma_{RED}$
		[MPa]				
Jazda 1	min	-20	-112	-3	-7	140
	max	28	37	5	1	
Jazda 2	min	-22	-98	-5	-7	116
	max	24	26	6	1	
Jazda 3	min	-21	-112	-4	-6	140
	max	16	14	3	1	
Jazda 4	min	-12	-89	-3	-6	109
	max	27	28	4	1	
Jazda 5	min	-9	-114	-3	-5	145
	max	17	29	4	1	
Jazda 6	min	-12	-63	-2	-7	78
	max	17	37	3	1	

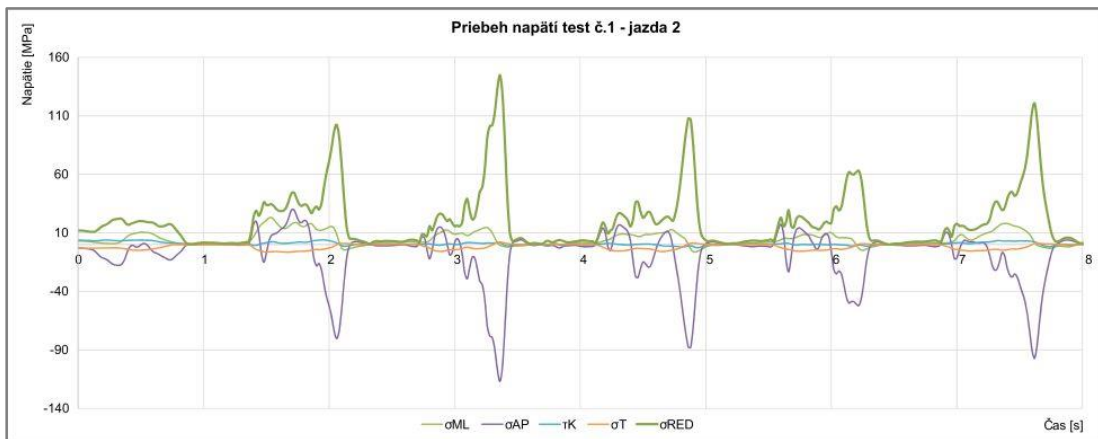
Tabuľka 9 Maximálne a minimálne hodnoty z testu č 7

<b>Test č.7</b>		
	Fz [N]	Fp [N]
Jazda 1	95.81	317.46
Jazda 2	128.67	148.69
Jazda 3	97.34	187.40
Jazda 4	132.60	207.08
Jazda 5	305.22	99.18
Jazda 6	222.83	87.82

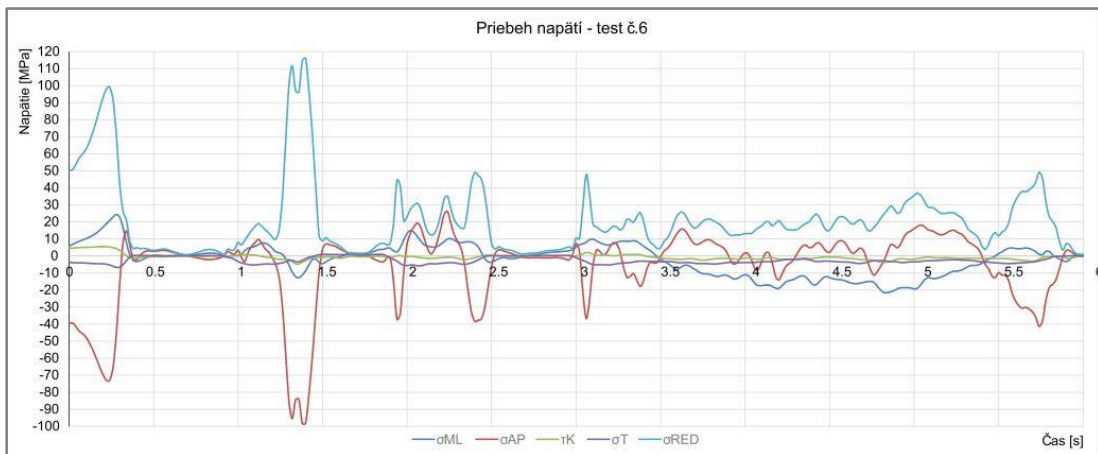
Tabuľka 10 Priemerné sily pôsobiace na tlmiace členy počas korčuľovania



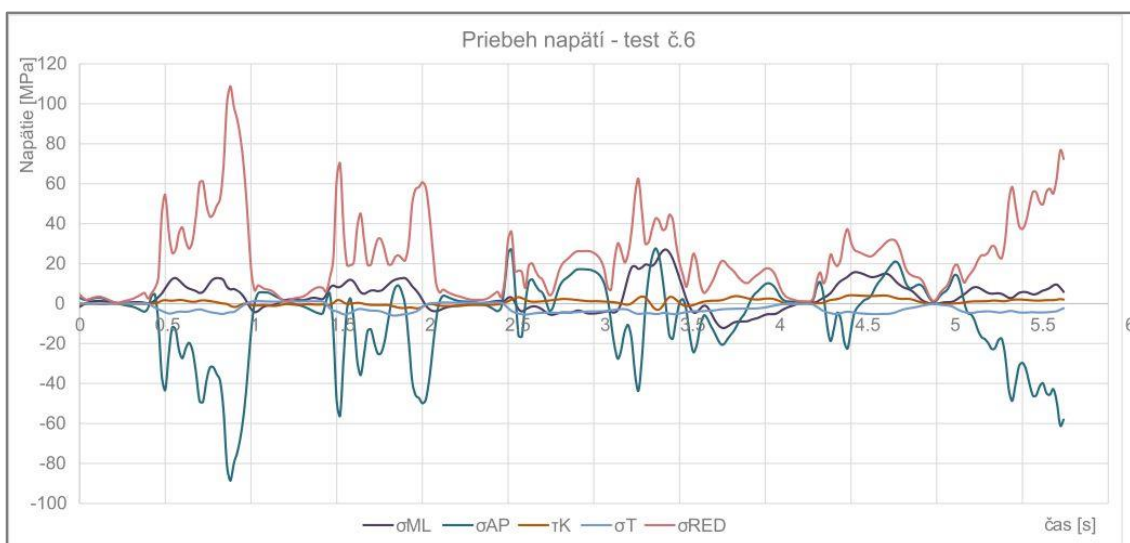
Ako príklady sú tu uvedené niektoré grafy z testov.



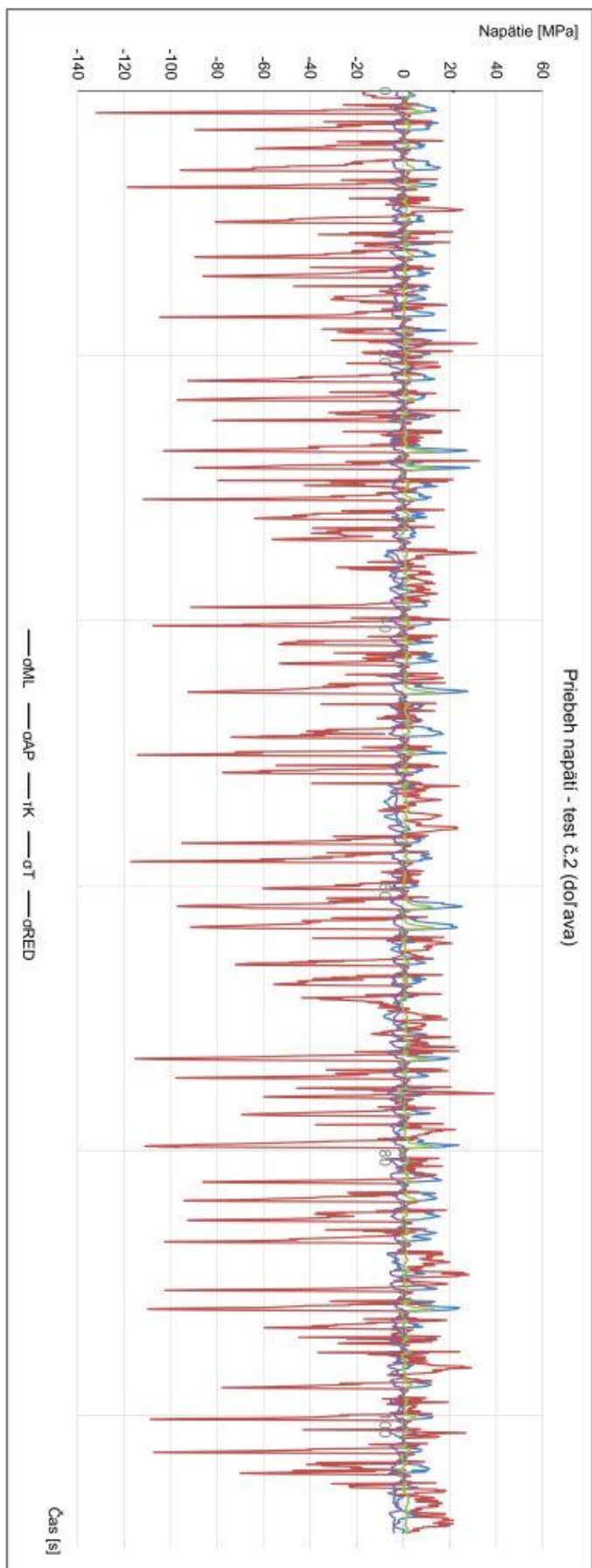
Obrázok 7 Priebeg napätí test č.1 - jazda 1



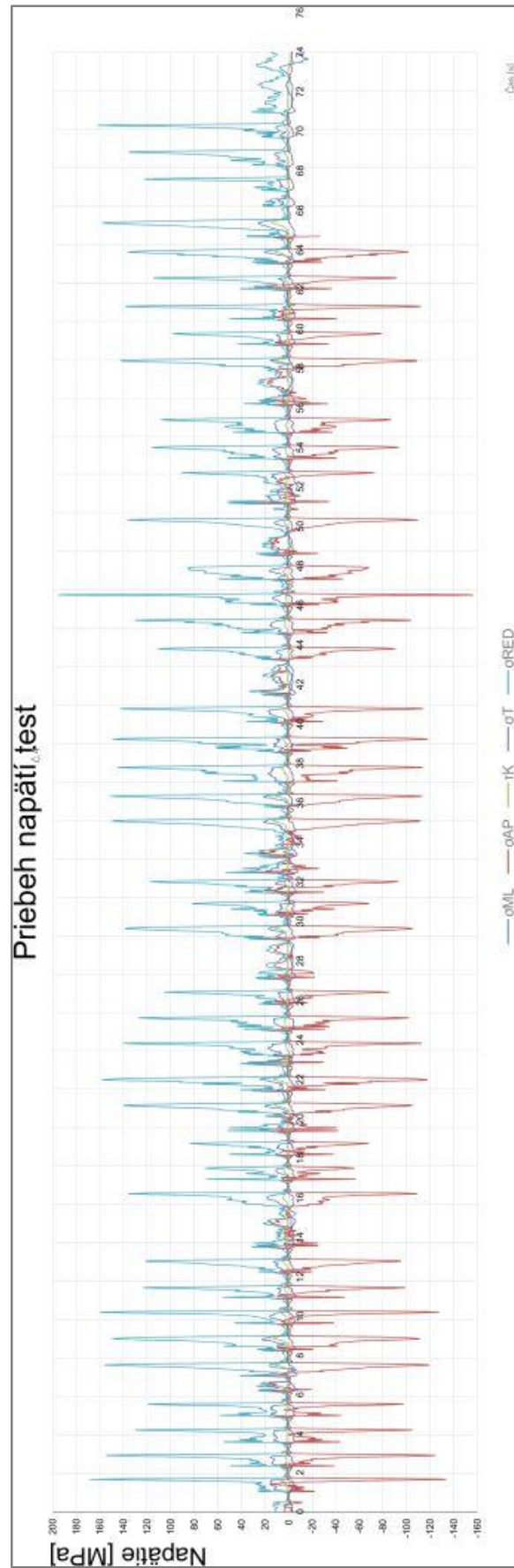
Obrázok 8 Priebeg napätí test č.6 - brzdenie doprava



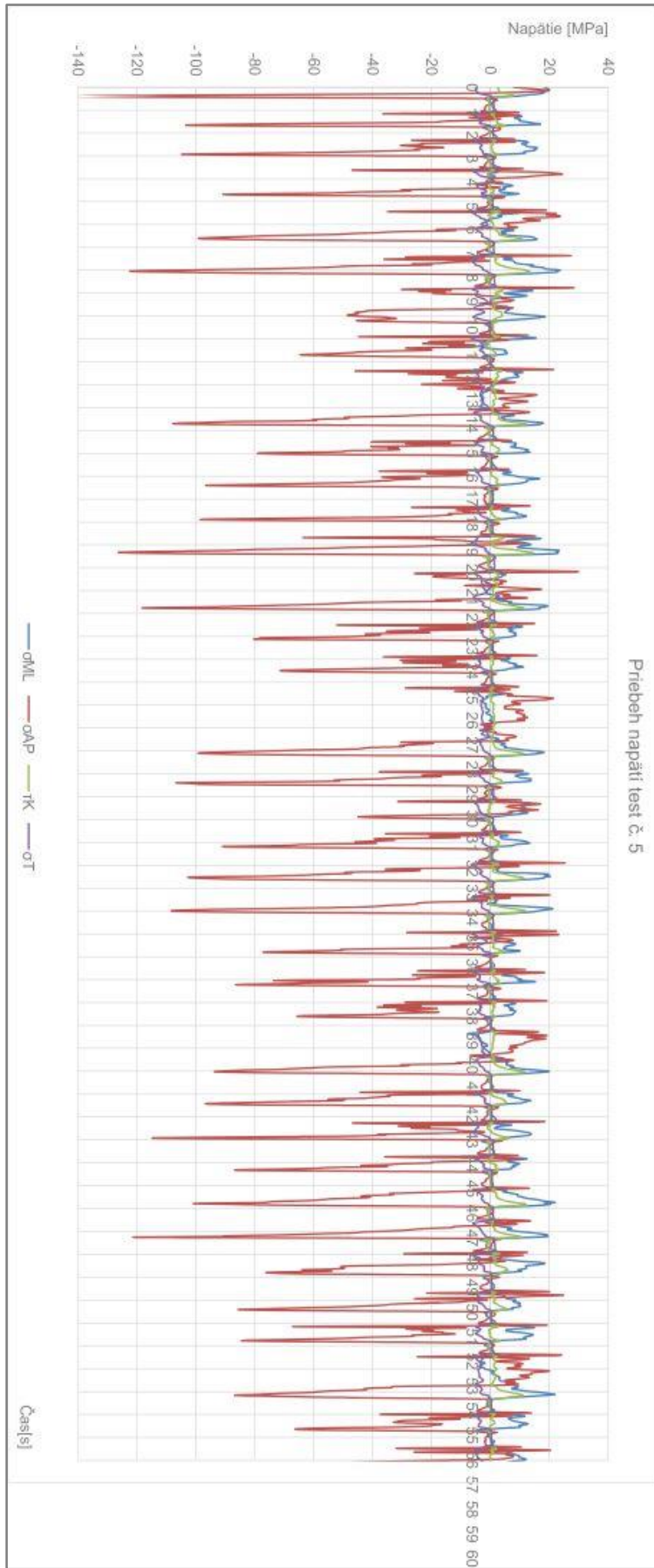
Obrázok 9 Priebeg napätí test č.6 - brzdenie doľava



Obrázok 10 Priebeh napätí pri teste Č.2 (doľava)



Obrázok 11 Priebeh napätí test č.4



Obrázok 12 Priebeh napätí test č.5