



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**Fakulta biomedicínského inženýrství  
Katedra biomedicínské techniky**

**Návrh systému pro měření ztuhlosti svalů**

**Design of the system for measuring muscle stiffness**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: doc. Ing. Patrik Kutílek, MSc., Ph.D.

**Barbora Adamová**

---

**Kladno, květen 2016**

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student: **Barbora Adamová**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Návrh systému pro měření ztuhlosti svalů**  
Téma anglicky: - Design of the system for measuring muscle stiffness

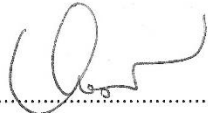
### Zásady pro vypracování:

Cílem práce je návrh technického řešení systému pro měření svalové ztuhlosti, tj. měření pasivního odporu svalů, primárně orientovaného na horní končetinu pacientů. Při návrhu vycházejte z požadavků Neurologické kliniky a Centra klinických neurověd 1. LF UK a VFN v Praze. Systém navrhnete s cílem měřit pasivní odpor horní končetiny pacientů s neurologickými poruchami, jako je např. Parkinsonova choroba apod. V rámci návrhu systému definujte konkrétní svalové skupiny, pro které bude systém určen. Návrh realizujte jako 3D model v prostředí CAD. Ověření funkce systému realizujte pomocí počítačových simulací.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Daniel M., Experimentální biomechanika, ed. skripta, ČVUT, 2008, ISBN 9788001039823
- [2] Tichý, M., Funkční diagnostika pohybového aparátu, ed. 1. vydání, Triton, 2001, ISBN 80-7254-022-X
- [3] Ivan Dylevský, Funkční anatomie, ed. 1, Grada Publishing a.s, 2009, 532 s., ISBN 9788024732404
- [4] Hlinecká, J., Kačírková, K., Šíbllová, H.,,, Vyšetřovací metody, ed. Učební text, SZŠ Příbram, 1994, ISBN no

zadání platné do: 30.09.2017  
Vedoucí: doc. Ing. Patrik Kutílek, MSc., Ph.D.  
Konzultant: prof. MUDr. Robert Jech, PhD. (1. LF UK)

  
vedoucí katedry / pracoviště

  
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem - Návrh systému pro měření ztuhlosti svalů vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne .....

.....

podpis

## **Poděkování**

Chtěla bych poděkovat svému vedoucímu doc. Ing. Patriku Kutílkovi, MSc., Ph.D. za odborné vedení, za pomoc a rady při zpracování této práce.

## **Abstrakt**

Práce se zabývá návrhem konstrukce systému pro měření ztuhlosti svalů u pacientů postižených svalovou spasticitou. Skládá se z teoretické a praktické části. Teoretická část je zaměřena na rešerši současných metod používaných k rehabilitaci nebo ke zhodnocení závažnosti onemocnění. Praktickou část tvoří výběr vhodných součástí systému a 3D realizace v prostředí SolidWorks.

Výstupem práce jsou tři navržené varianty systému pro měření ztuhlosti svalu, z nichž nejlevnější je varianta testovací, která využívá měření tenzometry. Dalšími variantami jsou systémy s manuálním a motorizovaným pohonem.

## **Klíčová slova**

*Spasticita, rehabilitace, sval, dynamometrie, škála, moment síly;*

---

## **Abstract**

This bachelor's thesis deals with a design of a system for measuring muscle stiffness of patients disabled by muscle spasm. It consists of theoretical and practical part. The theoretical part is focused on a review of current methods used to rehabilitate or to assess disease severity. The practical part includes selection of suitable system components and 3D realization in the SolidWorks environment.

Outcome of the thesis are three designed variants of the system for measuring the stiffness of the muscles, of which the cheapest variant is the test that uses tensiometer for measurement. Further variants are systems with manual and motorized drive.

## **Keywords**

*Spasticity, rehabilitation, muscle, dynamometry, scale, torque;*

# Obsah

Obsah .....	6
1. Úvod.....	9
Analytická část.....	10
2. Spasticita .....	11
2.1 Léčebné postupy .....	12
2.2 Rehabilitační léčba .....	12
2.3 Závěr podkapitoly .....	13
3. Metody hodnocení spasticity .....	14
3.1 Asworthova škála .....	14
3.2 Tardieuho škála .....	15
3.3 Dynamometrie.....	16
3.3.1 Izometrická dynamometrie .....	16
3.3.2 Izokinetická dynamometrie.....	16
3.3.3 Hand-held dynamometrie.....	17
3.4 Měřené svalové skupiny.....	18
3.4.1 Flexe/extenze lokte .....	19
3.4.2 Flexe/extenze zápěstí .....	20
3.4.3 Flexe/ extenze v koleni .....	21
3.4.4 Flexe/extenze v hlezenním kloubu.....	22
3.5 Fyziologické rozsahy pohybů flexe/extenze.....	22
3.6 Závěr podkapitoly .....	23
4. Systémy měření kinematických a dynamických veličin .....	24
4.1 Měření kinematických veličin rotačního pohybu.....	24
4.2 Měření dynamických veličin.....	25
4.3 Očekávané hodnoty dynamických veličin .....	25
4.3.1 Momenty sil v lokti .....	25

4.3.2	Momenty sil v zápěstí .....	26
4.3.3	Momenty sil v koleni .....	27
4.3.4	Momenty sil v kotníku .....	27
4.4	Závěr podkapitoly .....	28
Návrhová část	.....	29
5.	Volba pohonu systému.....	30
5.1	Návrh manuální části systému .....	31
5.1.1	Volba parametrů manuálního systému.....	31
5.2	Návrh motorizované části systému .....	32
5.2.1	Motor s převodovkou .....	32
5.3	Závěr podkapitoly .....	34
6.	Návrh pod systému měření rotačního pohybu .....	35
6.1	Inkrementální čidlo .....	35
6.2	Závěr podkapitoly .....	37
7.	Návrh pod systému měření momentu sil.....	38
7.1	Torzní měřič .....	38
7.2	Závěr podkapitoly .....	41
8.	Snímací a řídicí elektronika systému .....	42
9.	Konstrukce části uchycení segmentů .....	44
9.1	Posuvné uložení segmentů .....	44
9.2	Materiál konstrukce.....	45
9.3	Návrh modularity konstrukce části uchycení segmentů .....	47
9.3.1	Antropometrické údaje.....	47
9.4	Rozměry konstrukcí k uchycení segmentů .....	49
9.4.1	Konstrukce k uchycení předloktí .....	49
9.4.2	Konstrukce k uchycení ruky .....	50
9.4.3	Konstrukce k uchycení lýtky.....	50

9.4.4 Konstrukce k uchycení nohy.....	51
9.5 Závěr podkapitoly .....	52
10. Volba konstrukce uložení pohyblivé části systému .....	53
11. Hmotnost systému.....	54
12. Volba konstrukce určené k fixaci statických částí těla .....	55
13. Testování vybraných prvků systému.....	56
13.1 Testování kinematiky pohybu .....	56
13.2 Testování pevnosti konstrukce systému.....	57
13.3 Závěr podkapitoly .....	59
14. Výrobní náklady.....	60
14.1 Varianta s motorizovaným pohonem .....	60
14.2 Varianta s manuálním pohonem .....	61
14.3 Náklady na údržbu .....	62
14.4 Závěr podkapitoly .....	63
15. Diskuze.....	64
15.1 Naplnění cílů práce .....	65
15.2 Zhodnocení možnosti využití systému s motorickým pohonem v praxi ..	65
15.3 Zhodnocení možnosti využití systému s manuálním pohonem v praxi ..	66
16. Závěr práce a perspektivy dalšího řešení .....	67
Reference .....	69
Seznam obrázků .....	73
Seznam tabulek .....	75
Seznam příloh .....	76
Přílohová část.....	I



# 1. Úvod

Cílem práce je návrh technického řešení systému pro měření svalové ztuhlosti, tj. měření pasivního odporu svalů. Návrh je orientovaný na čtyři hlavní svalové skupiny, jak je popsáno v kapitole 3.4 Svalové skupiny měřené dynamometry.

Práce se skládá z rešeršní a návrhové části. V teoretické části se zabývám spasticitou a onemocněními s ní spojenými, hodnocením závažnosti, léčebnými postupy, současnými metodami kvantitativního hodnocení a měřeními. Největším nedostatkem v současnosti používaných metod je subjektivní posouzení závažnosti onemocnění vyšetřujícím lékařem nebo fyzioterapeutem. Hodnocení závažnosti se odvíjí od zkušeností vyšetřujícího. V klinické praxi se závažnost posuzuje hlavně na základě pasivního odporu, který postižená končetina klade proti pohybu, který provádí vyšetřující končetinou. Další hodnocení se odvíjí od pomocných bodových škál, které byly vytvořeny pro snazší posuzování závažnosti, přičemž jednotlivé body uděluje vyšetřující v různých kategoriích opět na základě svého subjektivního posudku.

Dále se zabývám rešerší v oblasti systémů měření kinematiky a dynamiky pohybu segmentů těla, které jsou potenciálně vhodné pro kvantitativní hodnocení spasticity. S uvedenou rešerší souvisí rozbor dynamických a kinematických veličin, které lze očekávat v jednotlivých kloubech a kterých se bude týkat návrh systému měření spasticity.

Praktická část se skládá z návrhu konstrukce systému měření spasticity v souladu s provedenou rešerší současného stavu systémů a metod a s doporučeními lékařů 1. LF UK. Návrh se zaměřil na statické součásti systému, tj. návrh konstrukce a vhodného materiálu podpěry měřené končetiny, atd. Návrh pohyblivých částí a motorizované části systému spočíval v nalezení vhodného torzního měřiče, motoru v kombinaci s převodovkou a inkrementálního čidla. Součástí práce je i 3D návrh zařízení v CAD systému SolidWorks, současně s vyhodnocením namáhání systému za předpokladu aplikace maximálních zatížení určených v rešeršní části a konzultací s lékaři.

## Analytická část

---

Tato část popisuje svalovou ztuhlost, neboli spasticitu z fyziologického hlediska, její příčiny a možnosti současné rehabilitační péče. Dále mapuje používané metody kvantitativního hodnocení, resp. hodnotící škály.

Obsahuje anatomickou část zabývající se podíly svalů na flexi a extenzi v daných částech těla a to z důvodu určení konstrukčních předpokladů navrhovaného systému. Důležitou částí pro úspěšné navržení systému je i nalezení očekávaných hodnot dynamických veličin, jako je např. síla měřeného svalu nebo moment síly v daném kloubu. S ohledem na vhodný návrh systému jsem zjišťovala, zda existují systémy pro měření spasticity, popřípadě jestli se jejich konstrukční části mohou stát základem námi navrhovaného systému.

## 2. Spasticita

Svalová ztuhlost neboli spasticita je charakterizována zvýšením tonického napínacího reflexu v závislosti na rychlosti pasivního protažení. Nefyziologické zpracování přenesené propioceptivní informace vedené nervovými vlákny do míchy má za následek zvýšený tonus svalu a také nesprávné uvolňování nebo naopak stahování svalu při daném pohybu. [1] [2]

Důsledkem svalové ztuhlosti a také viskoelastických změn ve svalu, šlachách a vazech, je omezení rozsahu pohybu. Zkrácenému svalu se přizpůsobuje i okolní tkáň a to vede k fixaci svalové kontraktury. Takto přeměněný sval klade odpor pasivní mobilizaci. Aby nevznikaly svalové kontraktury je nutné s končetinou správně cvičit a podstoupit další procedury v rámci rehabilitační léčby. [2]

Nejčastějšími příčinami jsou poškození míchy po úrazu, roztroušená skleróza, cévní mozková příhoda, poranění mozku a dětská mozková obrna. Pacient se spasticitou pociťuje při pasivním natahování svalu odpor, který narůstá se zvyšující se rychlostí protažení svalu. Tento odpor závisí nejen na rychlosti, ale i na délce protažení. U delšího svalu a při prudším protažení bude spastická odpověď výraznější. Extrémní spastická odpověď může pasivní pohyb končetinou prakticky zastavit. [1] [3]

Spasticita se dělí na dvě kategorie: cerebrální a spinální. Cerebrální spasticita bývá mírnější, vyznačuje se postižením zejména extenzorů dolních končetin. Spinální neboli míšní spasticita je závažnější a naopak od cerebrální spasticity postihuje spíše flexory. Typickým znakem spinální spasticity je flekční postavení horních končetin. [1]

## 2.1 Léčebné postupy

*„Mezi nejdůležitější léčebné postupy patří mimo jiné, často opomíjená prevence, pečlivá diagnostika a s tím související časné zaléčení stavů, které vedou nespecificky ke zvýšení spasticity.“ [1] [3]*

Současnou léčbu spasticity můžeme rozdělit do třech skupin:

- Rehabilitační
- Farmakologická
- Chirurgická

Nejideálnější je kombinace všech léčebných postupů, avšak pro účely bakalářské práce se zaměřím pouze na rehabilitační léčbu. [1] [3]

## 2.2 Rehabilitační léčba

Jak již bylo uvedeno v úvodní kapitole o spasticitě, rehabilitační léčba je velmi důležitá pro předcházení vzniku svalových kontraktur. Rehabilitační léčba spasticity spočívá zejména v pasivním protahování svalů, dále pak ve změnách poloh pacienta nebo elektrostimulaci. Lze také použít různé protetické pomůcky, aplikaci tepla nebo chladu a ultrazvuku. [1] [3]

Protahování svalů neboli strečink, vychází z přístupu profesionálních sportovců, kde je primárním cílem zlepšit pružné vlastnosti svalů kvůli snížení rizika svalových zranění. Tento přístup se dnes používá i při léčbě spasticity a patří do něj několik typů protahovacích procedur, které mohou být aplikovány skrze celý rozsah pohybů. A to manuálně nebo pomocí různých mechanických přístrojů. Využívá se k normalizaci svalového tonu, k udržení nebo zvýšení prodloužitelnosti měkkých tkání, ke snížení bolesti při kontrakci a ke zlepšení motorických funkcí. Strečink může být prováděn různými způsoby. [1] [4]

Tyto způsoby lze rozdělit na:

*Pasivní protahování* – je prováděno jinou osobou a pacient se protahování aktivně neúčastní;

*Aktivní protahování* – pacient iniciuje, popřípadě udržuje protahování;

*Protahovací polohování* – pacient se snaží vydržet ve cviku co nejdéle, aby dosáhl lepšího protažení svalu nebo svalové skupiny;

*Isotonický strečink* – končetinou se pomalu pohybuje do maximálního rozsahu a poté je držena v krajní pozici;

*Isokinetický strečink* – končetinou je pohybováno konstantní rychlostí v rozmezí daného úhlu. Protahovaná pozice není udržována [1] [4].

Lékaři 1. LF UK požadují měření pasivního isokinetického strečinku.

Jak je uvedeno ve studii [4], pozitivní účinky na spastické svaly má i ultrazvuková terapie: „*Ultrazvuková terapie má na tkáň jak mechanické tak tepelné účinky, které zvyšují metabolismus, krevní oběh a pružnost vazů a šlach, což má za následek snížení bolesti v místě působení a zvětšení rozsahu pohybu*“.

Terapie teplem zase snižuje svalový tonus a zvyšuje prahový podnět pro citění bolesti, což je způsobeno snížením aktivity nervových zakončení zodpovědných za bolest. [4]

## **2.3 Závěr podkapitoly**

V této části práce jsem se zabývala rešerší v oblasti příčin a důsledků spasticity a současných rehabilitačních postupů používaných v klinické praxi. Nejčastěji se využívá pasivního protahování svalů, dále aplikace tepla, popřípadě ultrazvuku. Účelem těchto rehabilitačních metod je uvolnění svalového tonu a úleva od bolesti. V rámci rešerše a konzultací s lékaři 1. LF UK jsme zjistili, že pro kvantitativní hodnocení spasticity bude vhodné navrhnout systém umožňující měřit kinematické a dynamické veličiny během pasivního protahování svalů. Předpokladem bude, že končetinou bude pohybováno konstantní rychlostí v rozmezí daného úhlu, jak je dnes využíváno během rehabilitací.

### 3. Metody hodnocení spasticity

Pro vyhodnocení závažnosti onemocnění, byly sestaveny hodnotící bodové škály, které kvantifikují pasivní odpor svalu. Nevýhoda těchto škál je však opět jejich subjektivita. Vyšetřující přiděluje body na základě svého posudku a svých zkušeností. Není tedy zajištěno, že dvě stejně závažná onemocnění resp. odlišní vyšetřující budou mít stejné bodové ohodnocení míry onemocnění. Zaměřila jsem se na dvě hlavní škály: Ashworthovu a Tardieuho, které jsou nejhojněji využívány jak v klinické praxi, tak pro výzkumné účely.

#### 3.1 Ashworthova škála

Ashworth sestavil 5 bodovou škálu (0 – 4 b.) hodnotící pasivní odpor svalu, kde 0 b. odpovídá svalovému tonu zdravého člověka a 4 b. naopak znamenají končetinu ustrnutou ve flexi nebo extenzi, viz Tabulka 1. Až na bod 4 probíhá vyšetření při pasivním pohybu končetiny do maximálního rozsahu. [5]

Tato škála byla původně sestavena k hodnocení účinnosti podávaného léku u pacientů s roztroušenou sklerózou.

Tabulka 1: Ashworthova škála [5]

Bodové hodnocení	Slovní hodnocení
0	Normální tonus
1	Slabě zvýšený tonus
2	Zvýšený tonus
3	Silně zvýšený tonus
4	Ustrnutí končetiny

Další modifikace Ashworthovy škály obsahují například stupeň +1, pro menší odstup mezi 1 a 2, čímž se zvětší citlivost hodnocení. [5] [6]

## 3.2 Tardieuho škála

Na rozdíl od Ashworthovy škály, Tardieuho škála porovnává spastickou odpověď ve vztahu k rychlosti pohybu, kterým je test prováděn. Tardieu stanovil tři testovací rychlosti. Podle toho, která zafunguje jako spouštěč spastické odpovědi, se následně přiděluje stupeň závažnosti.

Tabulka 2: Definice rychlosti protažení [5]

Rychlost protažení (V)	Slovní hodnocení
1	Co nejpomalejší
2	Rychlost padající končetiny vlivem volného pádu
3	Co nejrychlejší

Rychlost V1 je používána k vyšetření pasivního rozsahu pohybu. Pouze V2 a V3 jsou používány k hodnocení spasticity:

Tabulka 3: Slovní ekvivalent k danému stupni škály [5]

Stupeň (X)	Slovní hodnocení
0	Žádný odpor
1	Slabý odpor
2	Záškeb v určitém úhlu pohybu následovaný relaxací
3	Klonus <sup>1</sup> trvající do 10 s při zachování protažení
4	Klonus trvající nad 10 s při zachování protažení

Úhel svalové reakce (Y):

Úhel, ve kterém sval zareaguje, se měří ve vztahu k minimálnímu protažení – klidová anatomická pozice (odpovídá 0°). [2] [7]

<sup>1</sup> Klonus – rytmické střídání stahu a uvolnění svalu vznikající při jeho natažení  
<http://lekarske.slovniky.cz/pojem/klonus>

### 3.3 Dynamometrie

Metoda využívaná k měření svalové síly, kterou testovaný segment působí na určité těleso po určitou dobu, se nazývá dynamometrie. Existuje řada systémů a metod měření svalové síly, já jsem se rozhodla dynamometrii rozdělit podle způsobu svalové kontrakce. Mezi základní druhy patří izometrická, izokinetická a hand-held dynamometrie. [1] [8]

#### 3.3.1 Izometrická dynamometrie

Izometrická dynamometrie souvisí s měřením izometrické kontrakce, což je svalová činnost, při které se nevykonává pohyb a vzdálenost úponů svalu se nemění. Jinými slovy, při této činnosti se nemění délka svalu, ale mění se napětí. V praxi se používají jednoduché odporové nebo piezoelektrické tenzometry. Ty mohou být v přenosných kompaktních přístrojích, nebo zabudované jako součást speciálního měřicího křesla resp. systému. Tenzometry graficky zaznamenávají sílu skupiny svalů např. na displeji dynamometru, které tedy slouží k objektivizaci síly svalových skupin. K izometrickému měření se nejčastěji používají dynamometry fixované pomocí rámu nebo dalších stabilizujících struktur. [1] [8] [9]

#### 3.3.2 Izokinetická dynamometrie

Izokinetická dynamometrie umožňuje testování izokinetické kontrakce, ovládní a zajištění konstantní rychlosti bez ohledu na napětí v kontrahovaných svalech. Izokinetické dynamometry (obrázek 1) jsou přístroje schopné měřit maximální moment síly a úhel, ve kterém byl daný moment naměřen, vytrvalost, výkon, atd., a jsou schopné vytvořit křivku silových změn v čase a všechny tyto hodnoty zapisovat do počítače. [10]

Izokinetická kontrakce spočívá v udržování konstantní rychlosti při pohybu končetinou v daném kloubu. Rychlost pohybu je udržována speciálním dynamometrem. Odpor tohoto dynamometru odpovídá svalovým silám, které byly vynaloženy pro daný rozsah pohybu. Na rozdíl od izometrické kontrakce, tato metoda umožňuje měření svalových sil v podmínkách pohybujících se segmentů. Měření je však ovlivněno gravitační silou, proto je potřeba provést korekce naměřených hodnot. [10]





Obrázek 1: Biodex Systém 3 Pro [11]

### 3.3.3 Hand-held dynamometrie

Tento druh dynamometrie funguje na principu obyčejného siloměru, jde o zařízení, které lékař nebo jiná vyšetřující osoba drží v ruce (odtud hand-held) nebo si jí na ruku nasadí a tlačí proti končetině vyšetřovaného pacienta. Tato metoda se používá k měření síly malých svalů nebo malých svalových skupin. Na rozdíl od manuálního vyšetření však tato metoda kvantifikuje svalovou odpověď, [1] [12].

Např. Bohannon ve svém výzkumu použil hand-held dynamometrii k měření maximální síly svalu. Použil dynamometr s maximální možnou naměřenou hodnotou 650 N a s přesností měření 0,1 N. K měření maximální síly svalu bylo zapotřebí vyvinout největší možnou izometrickou kontrakci. Výsledky viz kapitola 4.3 Očekávané hodnoty dynamických veličin, [13].

Zásadní roli ve výběru mezi izokinetickým a hand-held dynamometrem hraje pořizovací cena. Zatímco izokinetický dynamometr stojí přibližně USD \$ 40 000 (Biodex Systém 3 Pro - viz obrázek 1), hand-held dynamometr lze pořídit kolem USD \$1 000 (Microfet 2 MMT – obrázek 2). [14] [15]



Obrázek 2: Příklad použití hand-held dynamometru [15]

### 3.4 Měřené svalové skupiny

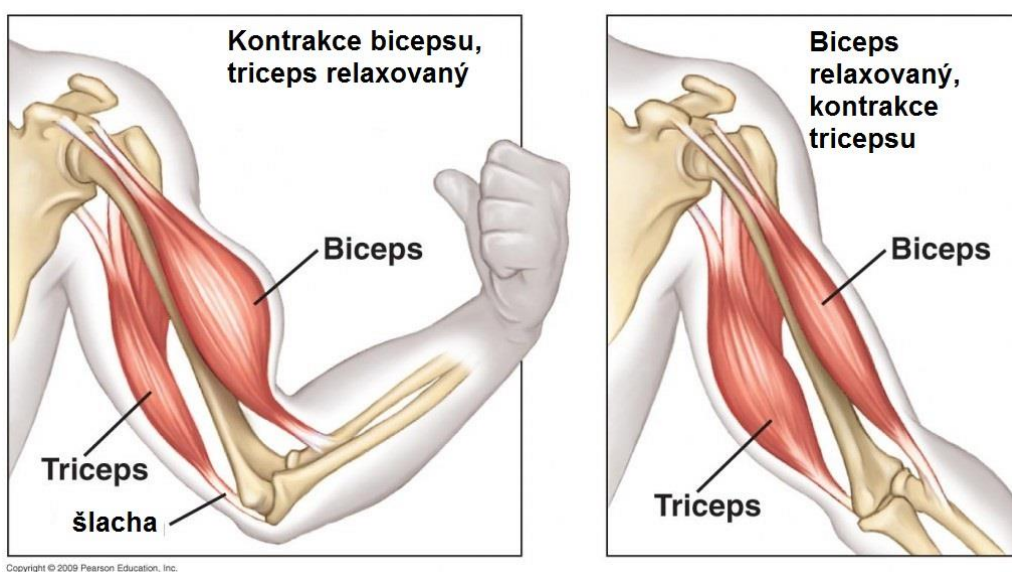
Popsané systémy pro měření svalové ztuhlosti jsou orientovány na měření sil/momentů sil v lokti, zápěstí, koleni a v hlezenním kloubu. V následující kapitole se budu zabývat podílem jednotlivých svalů na flexi/extenzi v daném kloubu.

Hodnoty podílů jednotlivých svalů na daném pohybu byly experimentálně naměřeny, [16]. Jednotlivé číselné údaje proporcionálně odpovídají amplitudě z jehlové EMG, kterou byl kontrolován stah jednotlivých povrchových svalových skupin při daném pohybu. Pro lepší představivost podílu jednotlivých svalů na flexi/extenzi v daném kloubu jsou hodnoty uvedeny v procentech. [16]

### 3.4.1 Flexe/extenze lokte

Svaly horní končetiny mohou v lokti konat 4 pohyby – flexi, extenzi, pronaci, supinaci. Pro naše účely se omezíme na svaly konající flexi a extenzi.

Celková síla svalů konajících flexi je 126,4 N. Největší podíl na tomto pohybu nesou dva pažní svaly: m. biceps brachii (37,2 %) a m. brachialis (29,5 %) a jeden sval předloketní: m. brachioradialis (14,7 %). Pomocnými svaly jsou m. pronator teres (9,3 %) a m. extensor carpi radialis longus (9,3 %). [16]



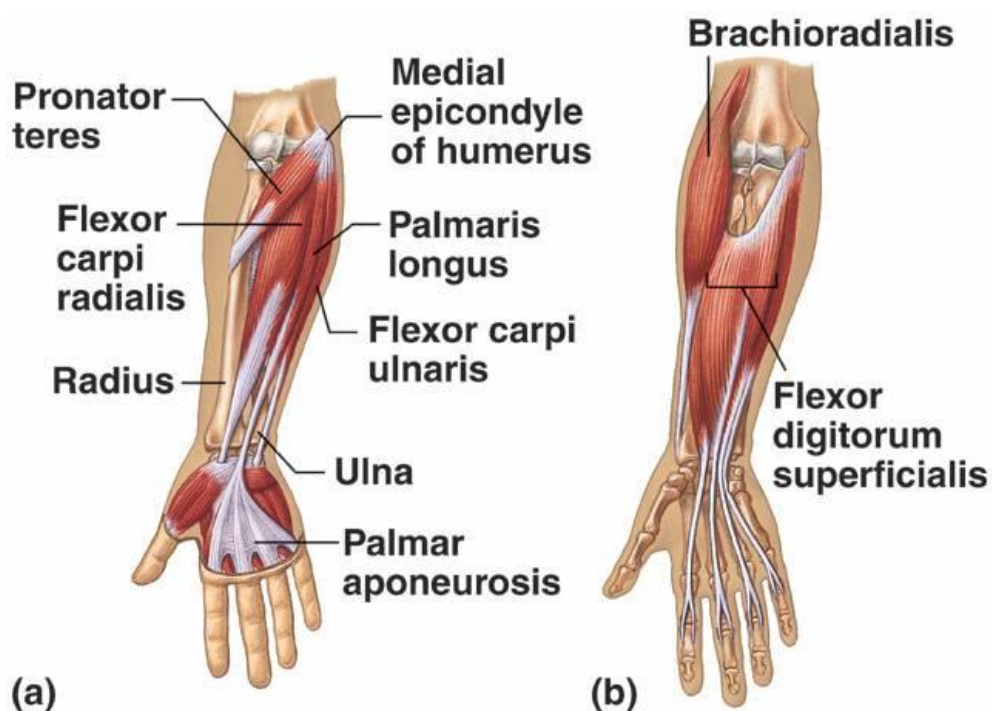
Obrázek 3: Antagonistická činnost bicepsu a tricepsu (upraveno) [17]

Natažení horní končetiny v lokti zabezpečují pouze 2 svaly, které celkem vyvinou sílu 67,6 N: m. triceps brachii (88,4 %), jehož největší účinnost se uvádí při 20 - 30° flexi a pomocný m. anconeus (11,6 %).

Celkově silově převažují flexory. Tato převaha se projevuje při patologické inaktivitě flektorovaným postavením předloktí a tudíž jejich tendencí ke zkrácení. [16]

### 3.4.2 Flexe/extenze zápěstí

Největší podíl při flexi ruky (83,3 N) zastupují m. flexor digitorum superficialis (53,0 %) a m. flexor carpi ulnaris (23,5 %). Pomocnými svaly při tomto pohybu jsou m. flexor pollicis longus (14,1 %) a m. flexor carpi radialis (9,4 %). [16]



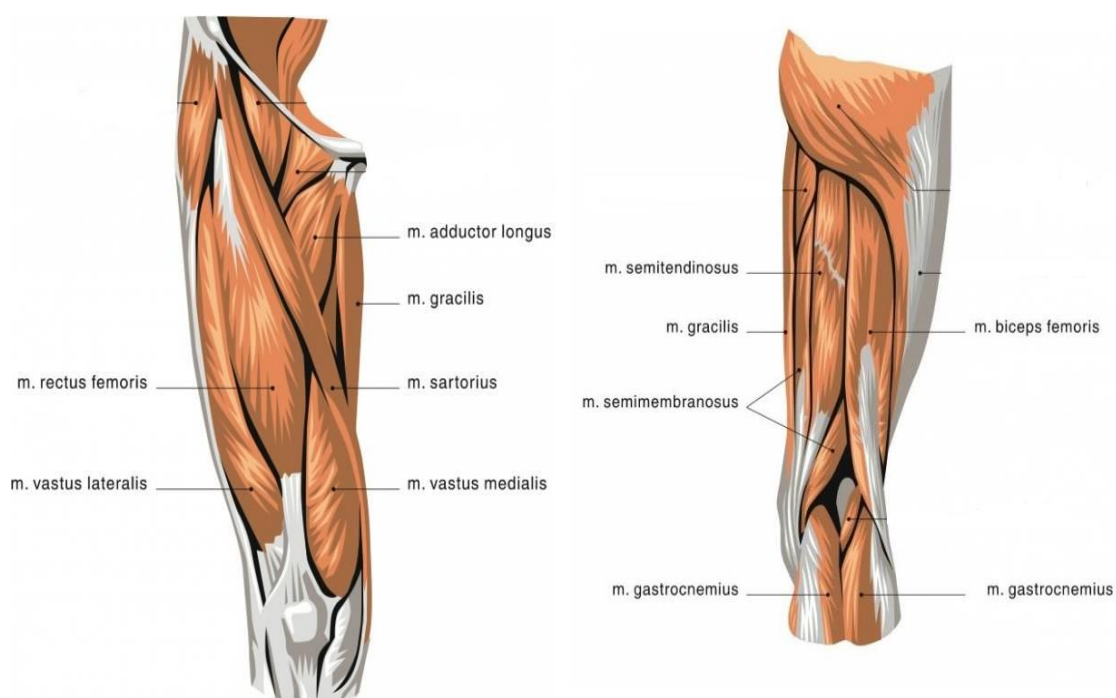
Obrázek 4: Svaly předloktí [18]

Jako v případě loketního kloubu, síla extenzorů ruky (44,1 N) je nižší než síla flexorů. Extenzi zajišťují m. extensor digitorum communis (40,5 %), m. extensor carpi radialis longus (26,2 %) et brevis (21,4 %) a m. extensor indicis (11,9 %). [16]

### 3.4.3 Flexe/ extenze v koleni

Ohnutí bérce se účastní s největším podílem m. semimembranosus (36,8 %), m. semitendinosus (28,9 %) a m. biceps femoris (22,5 %). Nižší podíl na tomto pohybu mají m. gracilis (6,8 %) a m. sartorius (5,0 %). Celková síla od flexorů je 447,9 N.

Na rozdíl od flexe, extenze je prováděna jedním hlavním svalem, a to: m. quadriceps femoris (1 391,6 N). Tento mohutný sval zajišťuje navíc vykročení a působí proti hmotnosti celého těla. Na rozdíl od horní končetiny, zde převažuje celková síla extenzoru. [16]

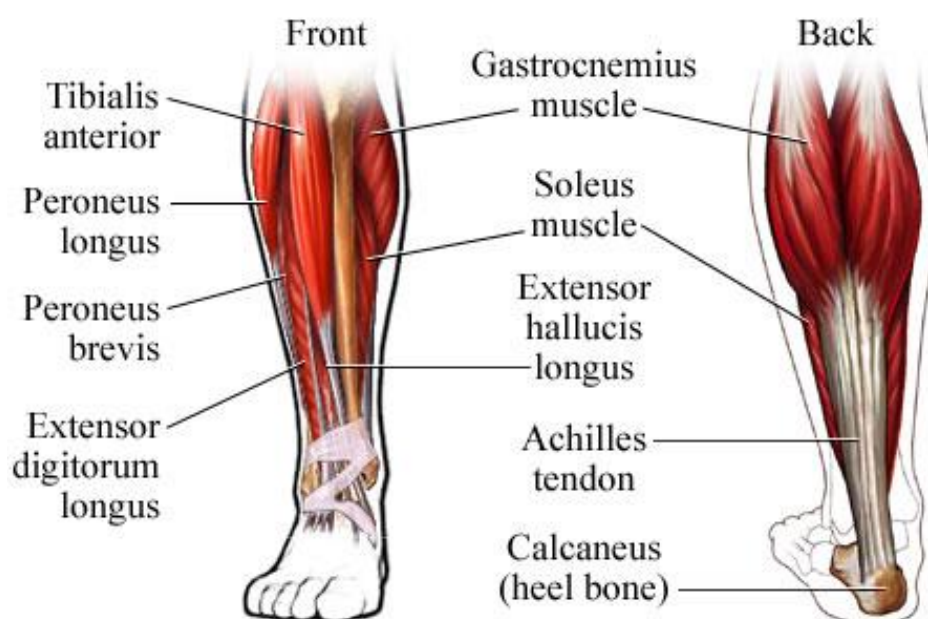


Obrázek 5: Přední a zadní skupina stehenních svalů [19]

### 3.4.4 Flexe/extenze v hlezenním kloubu

Ohnutí nohy v hlezenním kloubu neboli plantární flexi provádí m. gastrocnemius (50,8 %), m. soleus (41,8 %), m. flexor hallucis longus (5,1 %) a další pomocné svaly, jejichž podíl na celkové síle nepřesahuje 2,3 %. Celková síla flexorů je 173,5 N.

Extenzi nebo také dorzální flexi provádí m. tibialis anterior (65,8 %), m. extensor digitorum longus (21 %) a m. peroneus tertius (13,2 %). Uvedená procenta představují podíly z celkové síly extenzorů 37,2 N. [16]



Obrázek 6: Přední a zadní strana bérce [20]

### **3.5 Fyziologické rozsahy pohybů flexe/extenze**

Pohyb v daném kloubu je z fyziologického hlediska omezen stavbou kostí stýkajících se v daném kloubu (tj. například výrůstky), kloubním pouzdem a tvarem styčných ploch kostí. V následující tabulce jsou uvedeny fyziologické rozsahy pohybů, které budou měřeny systémem navrženým v této bakalářské práci.

Tabulka 4: Fyziologické rozsahy pohybů v kloubu [16]

Pohyb v daném kloubu	Fyziologický rozsah [°]
flexe v lokti	125 - 145
extenze v lokti	125 - 145
flexe v zápěstí	80 - 90
extenze v zápěstí	70
flexe v koleni	130 - 160
extenze v koleni	130 - 160
flexe v hlezenním k.	30 - 50
extenze v hlezenním k.	20 - 30

Extenze v lokti má stejný rozsah pohybu jako flexe v lokti, stejně jako je tomu u kolenního kloubu. To je dáno tím, že extenze představuje v obou případech ustavení končetiny z flexe do základního anatomického postoje, jinými slovy, bez flexe nelze extenzi provést. Největší rozsah pohybů, stejně jako největší síly, byly zjištěny v kolenním kloubu. [16]

### 3.6 Závěr podkapitoly

Hodnotící stupnice byly zavedeny za účelem kvantifikace závažnosti onemocnění, avšak tyto metody hodnocení nejsou objektivní. Přiřazování jednotlivých bodů podle předepsaných tabulek závisí na subjektivním posouzení vyšetřujícím a také na jeho zkušenostech. Nicméně, metodika měření bude moci být využita pro návrh navrženého systému a jeho použití.

Dále byly zmapovány hodnoty podílů svalů horní a dolní končetiny na flexi nebo extenzi v daném kloubu. Podíly na celkové síle pohybu jsou vyjádřeny v procentech. Uvedené podíly budou důležité v případě použití našeho systému a určení spasticity konkrétních svalů.

Důležitou součástí této kapitoly bylo vyhledání fyziologických rozsahů pohybů v daném kloubu. Tyto hodnoty jsou důležité z důvodu nastavení elektroniky systému tak, aby při měření nedošlo k luxaci kloubu, což hrozí zejména v případě motorizovaného pohonu.

## 4. Systémy měření kinematických a dynamických veličin

Existuje několik metod pro měření kinematických a dynamických veličin. Kinematické veličiny se měří různě složitými systémy, mezi jednodušší patří gyroskop, mezi složitější patří kamerové MoCap (Motion Capture – zachycení pohybu) systémy, v současnosti velmi hojně využívány nejen v biomechanice.

Dynamické veličiny lze měřit např. dynamometry, speciálními torzními měřiči nebo je lze vypočítat pomocí metod inverzní dynamiky. V případě konstrukce systému pro měření ztuhlosti svalů nás bude zajímat záznam úhlové rychlosti a moment síly během vykonávaného pohybu konkrétního segmentu těla.

### 4.1 Měření kinematických veličin rotačního pohybu

V případě přímočarého pohybu hovoříme například o okamžitém polohovém vektoru, rychlosti, popř. zrychlení jako o kinematických veličinách. Jedná-li se však o rotační pohyb, zajímáme se o úhlovou rychlost a úhlové zrychlení.

Nejjednodušším zařízením pro měření úhlové rychlosti je gyroskop. Současně s gyroskopem se využívá k měření polohy subjektu i akcelerometr, který nám dává informace o zrychlení daného segmentu soustavy. Gyro-akcelerometrický systém umožňuje měřit kinematické veličiny jak rotačního tak translačního pohybu. Výhodou systému založeného na gyro-akcelerometrech je jeho jednoduchá instalace, možnost měření i mimo laboratoř, atd.

Dalším systémem používaným nejen v medicínské praxi, ale také ve filmovém průmyslu, je kamerový MoCap systém – 3D kamerový systém zaznamenávající polohu segmentu v čase. Starší systémy potřebovaly ke své funkci markery připojené na danou část těla nebo vhodný anatomický bod. Existují však také systémy, které se bez markerů obejdou, jejich přesnost je však nízká. Získané informace o poloze se dále zpracovávají v počítači a určují se jak translační, tak rotační kinematické veličiny pohybu.

Pokud nás budou zajímat pouze rotační veličiny a je možné systém měření resp. segment fixovat, je možné použít také elektronické goniometry v podobě např. inkrementálního enkoderu. V systému pro měření pasivního odporu svalů je tedy také možné využít pro měření rotačního pohybu inkrementální enkoder. [21] [22] [23]



## 4.2 Měření dynamických veličin

V rámci inverzní dynamiky, kdy je znám pohyb systému a vyšetřuje se silové působení na systém, se používá pro měření výše popsaný gyroskop, akcelerometr, nebo jiný typ MoCap systému, [24]. Problémem je, že jsou silové/momentové účinky určovány nepřímo, a tudíž může vznikat vysoká chyba výpočtu. Vhodnější je tedy využít metod přímého měření silových/momentových účinků.

Předpokladem je, že v případě měření spasticity se bude muset měřit velikost odporu v rámci flexe/extenze, tj. bude měřen moment síly v konkrétním kloubním spojení. Torzní moment segmentu těla lze zjistit i ze známého silového působení a ramene síly, např. pomocí dynamometru zjistíme sílu, kterou konají svaly při flexi v lokti. Z antropometrických tabulek (nebo přímým měřením) zjistíme délku předloktí a ruky, což představuje ve výpočtu rameno síly a ze vztahu získáme torzní moment, který konají svaly způsobující flexi v lokti. [13]

Pro měření momentů sil bude použit torzní snímač momentu síly, který nám přímo poskytuje informaci o momentu síly, přičemž nepotřebuje znát velikost ramene síly, jako je tomu u obyčejného siloměru. Nicméně tyto snímače jsou finančně nákladnější. V navrhovaném systému pro měření ztuhlosti svalů, bude tedy k měření momentu síly použit torzní měřič.

## 4.3 Očekávané hodnoty dynamických veličin

Znalosti o velikostech momentů sil v kloubech končetin jsou z konstrukčního hlediska velice důležité. Právě z očekávaných hodnot momentů síly vychází návrh vhodného zařízení, protože charakteristiky motoru, měřícího podsystemu atp. musí zvládnout překonat sílu ve spastické končetině a musí být schopny s ní pohybovat konstantní rychlostí, jak bylo zmíněno v kapitole 2. [1]

### 4.3.1 Momenty sil v lokti

U zdravého člověka je průměrný moment v lokti při flexi a rychlosti  $60^\circ/s$   $73,34 \pm 16,39 \text{ N} \cdot \text{m}$ . Při extenzi jsou hodnoty nepatrně vyšší a to  $77,04 \pm 17,78 \text{ N} \cdot \text{m}$ . Při vyšších rychlostech ( $90^\circ/s$ ) jsou průměrné hodnoty momentů nižší a to konkrétně  $69,07 \pm 15,88 \text{ N} \cdot \text{m}$  při flexi a  $70,35 \pm 16,42 \text{ N} \cdot \text{m}$  při extenzi. [1]  
[24]

Pokud vezmeme maximální moment, tedy při extenzi v 60°/s, a anatomickou délku předloktí i s prsty (počítáme natažené prsty), můžeme vypočítat sílu ze vztahu:

$$F = \frac{M + SD}{r},$$

kde  $F$  je maximální síla od svalů, které vykonávají extenzi lokte,  $M$  je moment síly,  $SD$  je směrodatná odchylka a  $r$  je délka předloktí a ruky z antropometrických tabulek (viz tabulka 3).

Dosažením získáme výslednou sílu:

$$F = \frac{77,04 + 17,78}{0,32 + 0,206} = \frac{94,82}{0,526} = 180,27 \text{ N}$$

Bohannon [13] naměřil pomocí hand-held dynamometrie flexi a extenzi v lokti 202,7 N. Ze vztahu můžeme vyjádřit moment síly:

$$M = F \cdot r = 202,7 \cdot 0,526 = 106,62 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Ve spastické končetině je moment menší než v končetině zdravé, a to o desítky N · m. Proto lze pro návrh konkrétního typu torzního měřiče uvažovat hodnoty zdravého člověka. [1] [25]

#### 4.3.2 Momenty sil v zápěstí

Maximální isometrické a pasivní momenty v zápěstí byly měřeny v rozsahu plné flexe až extenze na deseti dospělých mužích. Testování probíhalo pro všechny subjekty za stejných podmínek. Vsedě, rameno v 90° abdukci a loket v 90° flexi. Nejvyšší momenty při flexi dosahovaly hodnot v rozmezí od 5,2 až 18,7 N · m. Při extenzi se momenty pohybovaly mezi 3,4 až 9,4 N · m. Nejvyšší moment v zápěstí byl při flexi ve 40°. Při extenzi byly momenty relativně konstantní mezi 40° a 70°. [26]

$$F = \frac{18,7}{0,26} = 71,9 \text{ N}$$

Bohannon [13] ve své studii uvádí hodnotu síly pro svaly dominantní ruky v extenzi 122,3 N. Dle vztahu získáme moment:

$$M = 122,3 \cdot 0,26 = 31,79 \text{ N} \cdot \text{m}$$

### 4.3.3 Momenty sil v koleni

Průměrné hodnoty momentů u sportovců (veslaři) v koleni dosahují při flexi  $161 \pm 21 \text{ N} \cdot \text{m}$ , při extenzi dokonce  $318 \pm 35 \text{ N} \cdot \text{m}$ . A to při rychlosti 1,04 rad/s ( $60^\circ/\text{s}$ ). Při vyšších (4,19 rad/s;  $240^\circ/\text{s}$ ) průměrné hodnoty momentů klesají a to při flexi i extenzi. [1] [27]

Z maximálního momentu lze vypočítat sílu ze stejného vztahu jako v případě lokte. Anatomická délka části nohy od kolene na zem činí 48,1 cm.

$$F = \frac{318 + 35}{0,481} = \frac{353}{0,481} = 733,89 \text{ N}$$

Ve studii [13] byla naměřena hodnota flexe dominantní nohy 412,8 N.

$$M = 281,6 \cdot 0,293 = 82,5 \text{ N} \cdot \text{m}$$

### 4.3.4 Momenty sil v kotníku

Hodnoty ve studii byly naměřeny 3D senzorem pro měření momentu síly, popř. síly od skupiny svalů provádějící daný pohyb. Největší naměřený moment naměřený při plantární flexi v kotníku byl  $159,8 \pm 44,2 \text{ N} \cdot \text{m}$ . [28]

Výzkum [13] realizovaný pomocí hand-held dynamometrie zjistil sílu svalů při dorsiflexi v kotníku dominantní nohy 281,6 N. Ze vztahu pak můžeme vyjádřit moment síly odpovídající této síle:

$$M = 281,6 \cdot 0,293 = 82,5 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Pro účely konstrukce zařízení, které by mělo vyhovovat, co nejširší populaci budeme uvažovat větší hodnotu momentu, tudíž  $159,8 \pm 44,2 \text{ N} \cdot \text{m}$ .

## 4.4 Závěr podkapitoly

V této části práce jsem se zabývala řešením v oblasti systémů pro měření kinematických a dynamických veličin pohybu. Došla jsem k závěru, že nejvhodnějším systémem pro měření sil u spastických svalů bude torzní měřič momentu sil a pro měření pohybu využiji inkrementální snímač úhlové rychlosti.

Dále jsem zjišťovala, jaké můžeme očekávat momenty síly, popřípadě síly od svalových skupin při vykonávání flexe nebo extenze ve vyšetřovaném kloubu. Pro nalezení vhodného torzního měřiče musíme brát v úvahu největší naměřený moment síly, a to v koleni  $\rightarrow 318 \pm 35 \text{ N} \cdot \text{m}$ , tj.  $353 \text{ N} \cdot \text{m}$ .

# Návrhová část

---

Tato část je zaměřená na samotný návrh konstrukce systému pro měření ztuhlosti svalů a otestování konstrukčních prvků modelu. Návrh systému se v souladu s provedenou rešerší a doporučeními lékařů 1. LF UK skládá se ze čtyř hlavních částí: návrhu manuální části systému, tj. návrhu pákového systému pro manuální pohon, návrhu motorizované součásti systému – výběrem motoru s převodovkou a jeho zakomponování do částí konstrukce navržené pro manuální pohon. Třetí část se zabývá výběrem podsystemu pro měření rotačního pohybu segmentů a jeho charakteristik, tj. torzního měřiče a inkrementálního čidla. Poslední část návrhu se věnuje rozboru použitého materiálu, specifikací rozměrů jednotlivých součástí a rozpočtu výrobních nákladů.

## 5. Volba pohonu systému

Největším úskalím pro lékaře je při vyšetřování spastické končetiny překonat pasivní odpor spastického svalu. Systém pro měření ztuhlosti svalu bude tedy navržen s dvojitým řešením tohoto problému, a to s manuálním a motorizovaným pohonem. Volba těchto dvou alternativ je dána požadavky na cenu, přičemž varianta s motorizovaným je cenově významně nákladnější.

Navržený manuální pohon spočívá v řešení pohonu jednoduchou pákou, kde na konci ramene bude působit síla lékař, popř. jiný vyšetřující a spastický sval se tak bude natahovat větší silou, než je schopen vyšetřující vykonat bez páky. Síla působící pasivní napínání svalu bude tím větší, čím bude rameno páky delší. Toto řešení bude mít výhodu hlavně v ceně. Dalším důvodem použití páky je, že pokud chceme zaznamenat moment síly, je nutné využít torzního snímače, který je předřazen páce a měří moment síly přenášený z páky na segmenty těla.

Druhé, již motorizované řešení, vyžaduje 3 - fázový asynchronní motor s momentem síly  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$  a s rychlostí otáčení  $15 \text{ ot/min}$ . Požadovaná úhlová rychlost  $90^\circ/\text{s}$ , což odpovídá  $15 \text{ ot/min}$ , je pro daný typ motoru nízká, proto je zapotřebí výstup motoru upravit převodovkou. Zde bude hrát zásadní roli cena, viz tabulka 5.



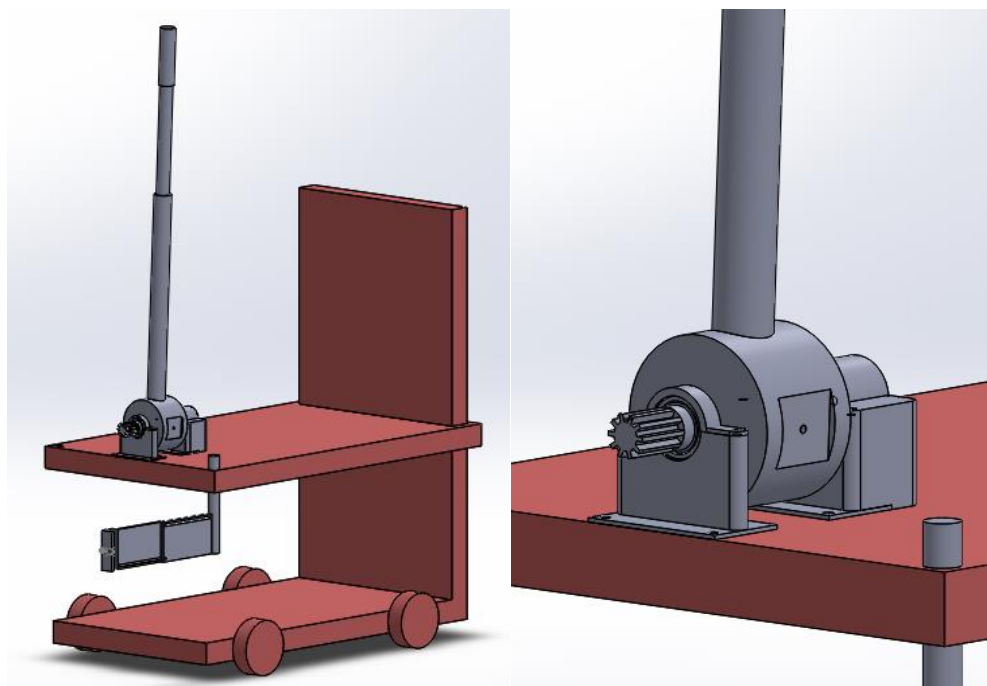
Obrázek 7: Třífázový asynchronní motor Raveo [29]

## 5.1 Návrh manuální části systému

Do manuální části systému zahrnujeme vše, co není poháněno elektronikou, a umožní měřit torzní moment během pohybu (flexe/extenze). V případě manuálně poháněného systému se jedná o pákový systém nahrazující motor s převodovkou, jehož moment síly působící na sval se bude odvíjet od síly vyvinuté vyšetřujícím a také délkou páky.

### 5.1.1 Volba parametrů manuálního systému

Stejně jako u systému poháněného motorem i systém poháněný manuálně bude muset vytvořit moment síly působící na končetinu okolo  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$ . Předběžným experimentálním měřením bylo zjištěno, že síla, kterou dokáže vyvinout netréovaná žena, se pohybuje okolo  $100 \text{ N}$ , což představuje značný problém při dimenzování rozměru páky, aby bylo dosaženo očekávaných hodnot momentu síly. Manuální pohon, bude muset vyvinout stejný moment, jako systém poháněný motorem. Největší moment byl zjištěn u m. quadriceps, a to přibližně  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$  u trénovaného jedince. Odhadovaná síla netréovaného vyšetřujícího, která bude působit na konci páky je  $100 \text{ N}$ . Je potřeba počítat s co nejmenší silou působící na páku, aby systém mohla používat co nejširší skupina vyšetřujících.



Obrázek 8: 3D návrh pákového pohonu uloženého na vozíku a v detailu

Při síle 100 N na začátku páky a momentu síly 400 N · m působící proti svalu, vychází délka páky 4 m, čímž by se stal systém nepraktický. Navíc je uvedený rozměr konstrukčně neřešitelný.

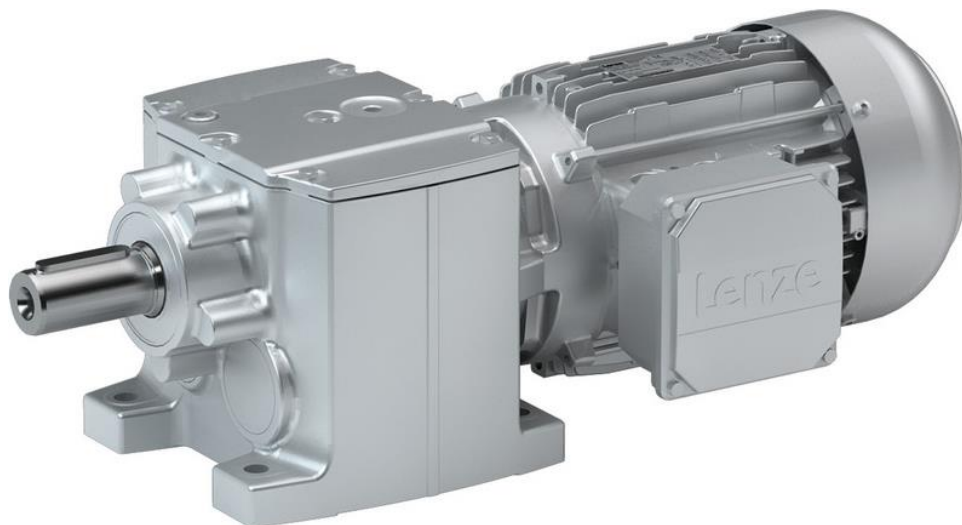
Řešením bude tedy zkrácení páky na 1 m, přičemž provedení bude teleskopické, s minimální délkou 0,5 m. Toto zkrácení však omezí používání fyzicky slabšími vyšetřujícími. Nedostatek umožní odstranit dražší, ale praktičtější motorizovaný systém, který umožní měřit větší spastické svaly (např. m. quadriceps).

## 5.2 Návrh motorizované části systému

Motorizované řešení vyžaduje motor s převodovkou. Zde bude hrát zásadní roli cena. Výhoda motorizovaného systému bude u vyšetřujících, kteří se zkrácenou 1 m dlouhou pákou nevyvinou na systém dostatečně velkou sílu, která je zapotřebí hlavně u větších svalových skupin. Tyto nedostatky odstraní nahrazení pákového mechanismu právě motorem s převodovkou.

### 5.2.1 Motor s převodovkou

Základním požadavkem na motorizovaný pohon je motor s převodovkou s momentem síly požadovaných 400 N · m a s rychlostí 15 ot/min. Na základě parametrů stanovených v předchozích částech práce jsme provedli průzkum trhu a oslovili několik výrobců a prodejců. Dostali jsme nabídky od třech firem. Od každé firmy přišla specifikace na motor i převodovku, viz tabulka 5.



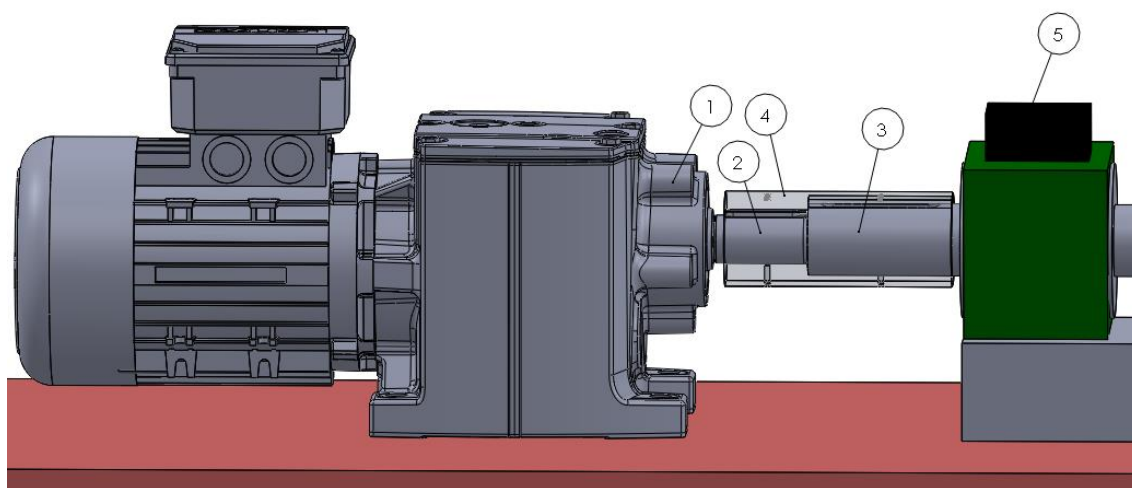
Obrázek 9: Motor s převodovkou od firmy Lenze [30]



Tabulka 5: Přehled nabídek vhodných elektromotorů

Výrobce	Typ motoru/ převodovky	Rychlost [ot/min]	$M_{výst}$ [N · m]	Výkon [kw]	Účinnost převodovky	Třída účinnosti motoru <sup>2</sup>	Cena [Kč]
Lenze	MXXMAXX080-32	15,8	432	0,75		IE3	8 893,-
	Helical				95%		
Matis	Delphi	15,0	476	1,10		IE3	16 933,-
	šneková přev.				-		
Raveo	SAE3-90S-4	14,0	480	1,10		IE3	15 674,-
	šneková přev.				59-70%		
	SAE3-80M2-4	17,0	400	0,75		IE3	17 242,-
	kuželočelní přev.				94%		

ČÁST	POPIS
1	motor s převodovkou Lenze
2	hřídel motoru
3	hřídel torzního měřiče
4	spojka
5	torzní měřič Burster 8661



Obrázek 10: Detail uložení motoru a torzního měřiče

<sup>2</sup> Třída účinnosti motoru IE3 je nejvyšší, garantuje pro výkony 1,1kw minimálně 84% účinnost a pro 0,75kw 82%

### 5.3 Závěr podkapitoly

V kapitole byly navrženy dvě výrobní varianty systému dány finančními možnostmi partnera a omezeními levnější varianty. Co se týče volby pohonu, jsou na výběr dvě možnosti. Motorizovaný pohon má výhodu při měření větších i menších svalových skupin a umožňuje oproti manuální variantě měřit také velmi velké torzní momenty, které z konstrukčních důvodů nemohou být měřeny variantou levnější.

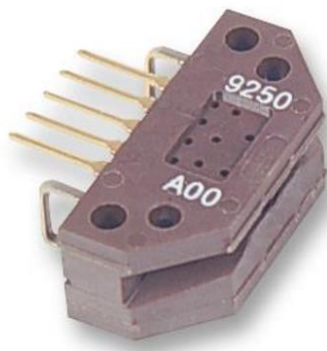
Byl vybrán motor s převodovkou od firmy Lenze (obrázek 9 a 10). Účinnost převodovky je u tohoto typu největší a zabezpečující požadované úhlové rychlosti 15,8 ot/min, avšak hlavním kritériem výběru byla nejnižší cena, která je 8 893,-.

V případě manuálního pohonu musela být délka páky z praktického hlediska snížena na maximální délku 1 m. Výhoda manuálního pohonu je nižší cena, ovšem nevýhodou je omezené použití, které závisí na síle vyšetřujícího, tj. torzního momentu, kterým může být flexe/extenze prováděna.

Omezení rozsahu pohybu v obou případech bude zajištěno koncovými dorazy, které budou aplikovány při samotné konstrukci. V případě manuálního systému je předpokladem, že nedojde k luxaci kloubu, odborný dohled vyšetřujícího. V případě motorového systému se tomuto riziku zamezí správným nastavením elektroniky DKE a bezpečnostními koncovými dorazy.

## 6. Návrh podsystemu měření rotačního pohybu

K určení úhlové rychlosti otáčení systému použijeme inkrementální čidlo, jak bylo zmíněno v závěru kapitoly 4. Vybrané čidlo se skládá ze senzoru a kolečka enkoderu.



Obrázek 11: Inkrementální senzor [31]

### 6.1 Inkrementální čidlo

Inkrementální čidlo neboli inkrementální encoder poskytuje informaci o překonané vzdálenosti nebo pozici vzhledem k předem určenému referenčnímu bodu. Snímače enkoderu rozpoznají za každou otáčku přesně definovaný počet světelných impulsů (dáno počtem otvorů v kolečku). [32]

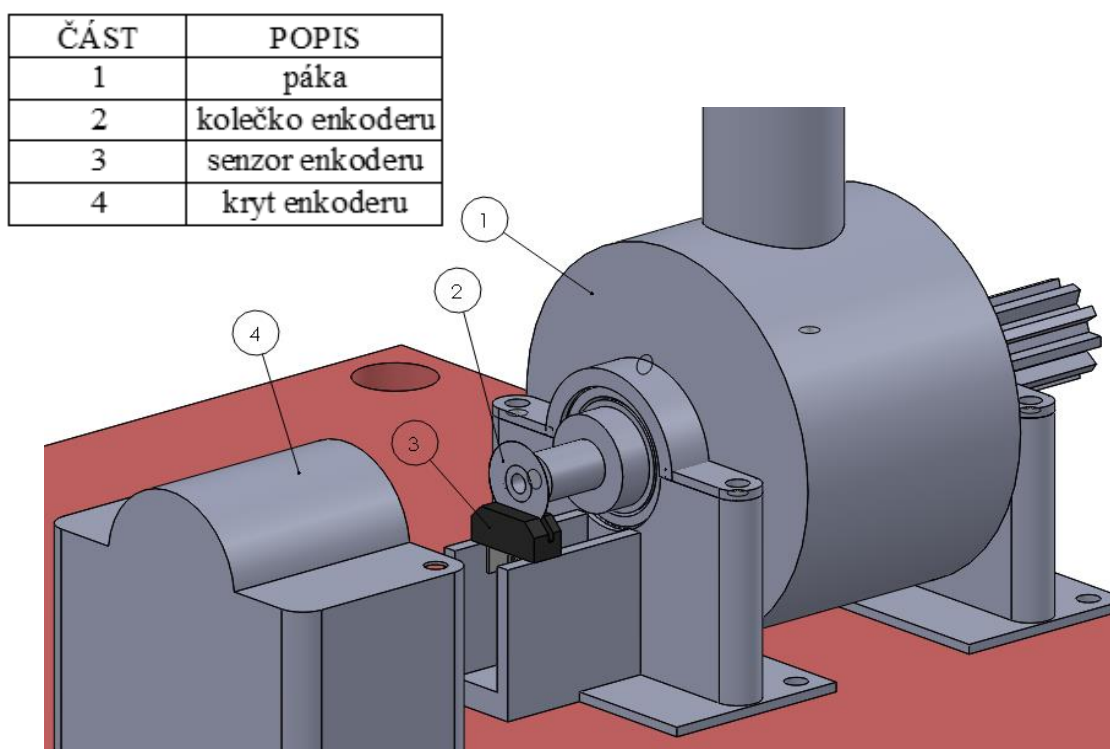


Obrázek 12: Kolečko inkrementálního čidla typu HEDS-5140#A13 zvoleného pro variantu s manuálním pohonem [33]

Při výběru čidla je nutné zohlednit problém jeho upevnění a umístění v rámci navržené konstrukce systému. Provedenou analýzou trhu v oblasti inkrementálních čidel bylo zjištěno, že nabízená kolečka enkoderu mají příliš malý otvor pro nasazení na hřídel (6 - 8 mm v průměru). Hřídel námi navrženého systému má v průměru 30 mm. Zakončení této hřídele tedy musí být upraveno a citlivé čidlo konstrukčně zakrytováno (obrázek 13, část č. 4).

Bylo vybráno inkrementální čidlo firmy Broadcom Limited. Skládá se ze dvou částí – senzoru (obrázek 13 část č. 3) a kolečka enkoderu (obrázek 13, část č. 2), které bude použito v manuálně poháněném systému. Průměr otvoru vybraného kolečka je 8 mm.

V případě motorizované varianty se nabízí konstrukčně výhodnější použití torzního měřiče Burster 8661 s vestavěným inkrementálním čidlem, jehož nevýhodou je vyšší cena, ale odpadá tím řešení problému návrhu konstrukčních úprav.



Obrázek 13: Detail zakomponovaného enkoderu do systému s pákovým pohonem

## 6.2 Závěr podkapitoly

Při výběru inkrementálního čidla jsme opět vycházeli z analýzy trhu. Systém s motorizovaným pohonem je navržen s torzním měřičem Burster 8661, který obsahuje zabudované inkrementální čidlo. Toto řešení se jeví konstrukčně jednodušší, ale je cenově nákladnější.

Systém s manuálním pohonem využívá k měření úhlové rychlosti samostatný inkrementální enkoder firmy Broadcom Limited, který se skládá z kolečka enkoderu typu HEDS-5140#A13 s otvorem o průměru 8 mm a senzoru typu HEDS-9000#T00. Tyto prvky budou konstrukčně zakrytovány a uchyceny na hřídeli pákové části.

V případě systému pro měření úhlové rychlosti pohybu – inkrementálního čidla – je cena velmi přijatelná, je ale třeba provést na pákovém mechanismu manuálního systému konstrukční úpravy, jako například zakrytování čidla a úpravy zakončení hřídele. Tyto úpravy však nejsou nijak náročné.

## 7. Návrh pod systému měření momentu sil

K měření momentů v daném kloubu využijeme, v souladu s řešením torzní měřič, který bude nejlépe odpovídat konstrukčním požadavkům. Je potřeba využít torzní měřič, který bude schopen změřit moment jak v kloubech horní končetiny, tak i v kloubech dolní končetiny, například v koleni, kde je moment největší. Musí mít tedy rozsahy použití dostatečně velké pro maximální tj. očekávané momenty síly.

### 7.1 Torzní měřič

Jak již bylo uvedeno výše, navržený systém bude měřit moment síly v jednotlivých kloubech. Abychom systém nepoddimenzovali, musíme uvažovat největší zjištěný moment a pro ten navrhnout vhodný torzní měřič. Budeme-li brát moment síly v koleni  $318 \pm 35 \text{ N} \cdot \text{m}$ , k této hodnotě přidáme ještě 10 %, abychom měli jistotu, že máme dostatečně kapacitní měřidlo. Výsledný moment vychází tedy  $388,1 \text{ N} \cdot \text{m}$ , což je vhodné pro poptávání nabídek zaokrouhlit na  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$ . Mezi další požadavky na torzní měřič patří přesnost měření  $0,1 \text{ N} \cdot \text{m}$ . Aby mohl být měřič zakomponován do systému, je potřeba na hřídeli systému drážka na pero.



Obrázek 14: Torzní měřiče Burster 8645 a 8661 se zabudovaným enkodérem [34][35]

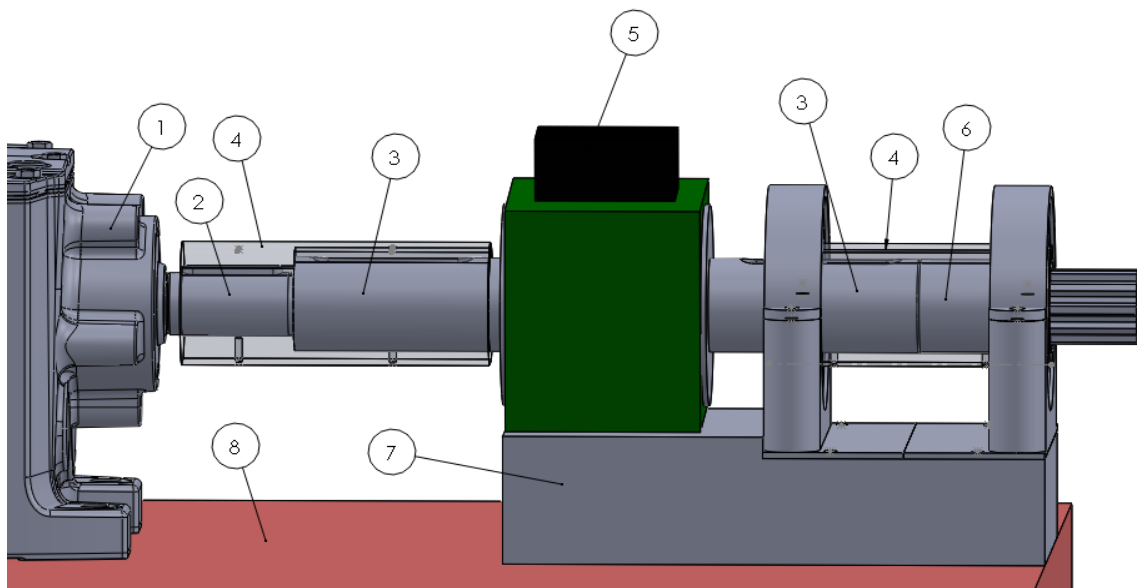
V rámci výběru vhodného měřiče byla provedena analýza trhu. Vhodné měřiče jsou uvedeny v tabulce 6, kde jsou vypsány nabídky torzních měřičů vybraných výrobců. S ohledem na cenu byly vybrány dva torzní měřiče, u kterých jsme museli slevit z nároku na přesnost, která u námi požadovaného torzního momentu vynesla cenové nabídky prodejců nad předpokládané finanční možnosti na výrobu našeho systému. Vybrané torzní měřiče jsou od firmy Burster. Dodejme, že typ 8661 obsahuje navíc i inkrementální čidlo pro měření rychlosti otáčení (černá část torzního měřiče na obrázku 15), proto vyhovuje použití ve variantě s motorizovaným pohonem, jak bylo vysvětleno v kapitole 6.1 Inkrementální čidlo.

Tabulka 6: Přehled nabídek torzních měřičů

Typ (firma)	$M_{max}$ [N · m]	Přesnost [N · m]	Průměr [mm]	Výška [mm]	Cena bez DPH
Omega 160 (ATI)	400	5	156,0	55,9	185 000,00 Kč
TS11 (Interface)	500	0,5	100,0	80,0	92 000,00 Kč
TB2 (HBM)	500	0,15	120,0	60,0	117 600,00 Kč
m serie (GTM)	500	0,25	73,0	82,0	63 180,00 Kč
8661 (Burster)	500	10	107,0	95,0	93 000,00 Kč
8645 (Burster)	500	10	60,0	87,0	31 910,00 Kč

Na obrázku 15 jsou popsány jednotlivé komponenty spojující motor s torzním měřičem, spojky (část 4) jsou zobrazeny průhledně pro lepší představu napojení jednotlivých hřídelí.

ČÁST	POPIS
1	motor Lenze
2	hřídel motoru
3	hřídel torzního měřiče
4	spojka
5	torzní měřič Burster 8661
6	hřídel pro uchycení segmentu
7	podstavec
8	hydraulický vozík



Obrázek 15: Detail spojení hřídelí motoru, torzního měřiče a konstrukce k uchycení částí pro uložení končetiny

Levnější varianta systému s manuálním pohonem spočívá ve využití tenzometrické ústředny eDAQ lite Somat HBM, přičemž snímací tenzometry budou měřit deformace hřídele od krutu. Hřídel bude přenášet moment kroucení vznikající mezi pákou a pohyblivým uložením měřeného segmentu. Cena tenzometrů je přibližně 2000 Kč. Důvodem tohoto řešení je velmi vysoká cena torzních měřičů, proto proběhne testování měřící aparatury pomocí tenzometrické ústředny, dříve než se zakoupí dražší systémy pro měření deformací.

Uložení tenzometrů bude na hřídeli mezi uložením pákového systému a ložiskem uložení hřídele spojující páku s pohyblivým uložením měřené končetiny.



## 7.2 Závěr podkapitoly

System pro měření ztuhlosti svalů je navržen tak, aby měřil moment síly spastické končetiny a úhlové pohyby. V rámci této kapitoly byly vybrány dva typy torzních měřičů od firmy Burster. První typ (8645) je levnější, vhodný pro cenově méně nákladnou verzi systému s manuálním pohonem. Typ 8661 obsahuje zabudované inkrementální čidlo, proto je jeho cena vyšší, ale je vhodnější pro dražší motorizovanou verzi pohonu. Celkově byla cena nabízených torzních měřičů nad očekávání vysoká.

Torzní měřiče byly vybrány podle maximálního torzního momentu, který byl zjištěn v kolenu, a sice  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$ , avšak většina nabízených měřičů má měřicí rozsah až  $500 \text{ N} \cdot \text{m}$ . Kvůli vysokým cenám nabízených torzních měřičů jsme museli slevit z nároku na přesnost. Udávaná kombinovaná přesnost obou typů torzních měřičů firmy Burster je 2% celkového rozsahu, tedy  $10 \text{ N} \cdot \text{m}$ .

Další alternativou je použití tenzometrů 3/120XY21 a tenzometrické ústředny eDAQ lite Somat firmy HBM, pomocí kterého proběhne testování systému z důvodu nízké pořizovací ceny.

## 8. Snímací a řídicí elektronika systému

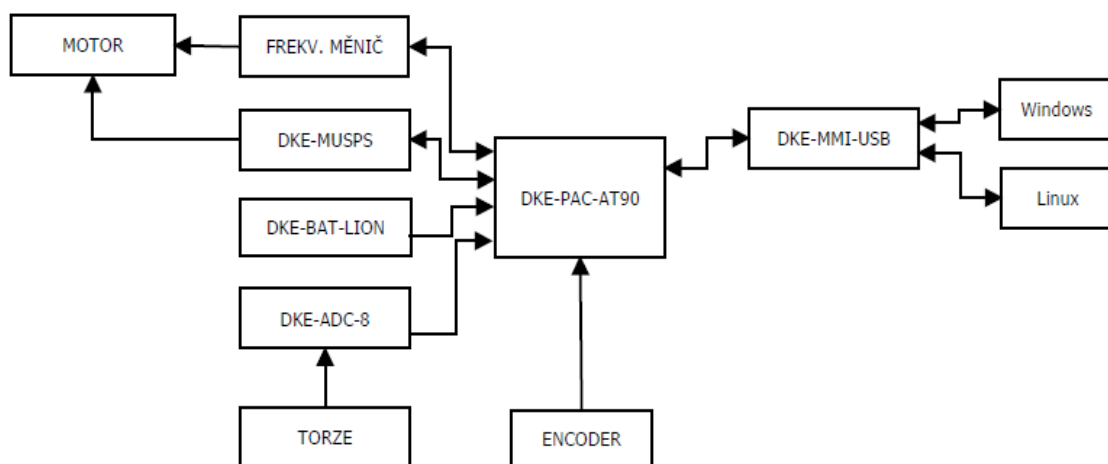
Ačkoliv bude jádro systému tvořit mechanická konstrukce a stavba systému bude nejprve předpokládat realizaci mechanických částí systému s manuálním pohonem, provedla jsem i předběžný návrh elektroniky především pro systém s motorizovaným pohonem.

Vývojový set (Development Kit) s označením Evolution (DKE) představuje modulární, hybridní systém komponent, který je možné zakoupit jako sadu modulů bez softwarové podpory, kterou je však možné dokoupit v podobě přístupového klíče k úložišti s aktuálními optimalizovanými kódy.

Programovatelný automatizační ovladač neboli PAC (Programmable Automation Controller) firmy Atmel je průmyslový počítač používaný pro automatizaci procesů v reálném čase. Tyto ovladače zpracovávají program cyklicky. Jejich vstupy budou napojeny na výstupy mechanických částí, tj. motor a převodovkou, torzní měřič a inkrementální enkoder. Analogové signály z těchto součástí budou digitalizovány a přenášeny do počítače, kde půjde pohodlně sledovat výstupy těchto zařízení, jako moment síly a úhlovou rychlost. Důležitou funkcí je také kontrola nepřerušovaného chodu motoru.

DKE se skládá z několika modulů (obrázek 16), z řídicí jednotky DKE-PAC-AT90, která bude zajišťovat komunikaci s počítačem, sběr a předzpracování dat z měřicích senzorů, a kontrolu měřicího procesu. Analogové hodnoty napětí ze senzorů musí být upraveny DKE-ADC-8 modulem na digitální diskrétní hodnoty. Pro správné nastavení měřicího rozsahu poskytuje modul DKE-ADC-8 referenční zdroje. DKE-PAC-AT90 komunikuje s PC pomocí DKE-MMI-USB modulu. DKE-BAT-LION modul poskytuje stabilní nepřerušovaný zdroj napájení pro měřicí a řídicí elektroniku. Veškerá modulární elektronika je instalována na hliníkové desce DKE-BASE-AL, která poskytuje přehlednost pro servisní zásahy, zajišťuje bezpečné stabilní umístění komponent a jejich elektrickou ochranu.

Modul DKE-MUSPS je zapotřebí jen pro variantu s motorizovaným pohonem a umožňuje bezpečný nepřerušovaný chod motoru a chod motoru na baterie. Jeho levnější alternativou je běžná UPS k PC.



Obrázek 16: Schéma uspořádání systému DKE

Tabulka 7: Přehled modulů a jejich orientační pořizovací cena

Modul	Orientační cena [Kč]
DKE-PAC-AT90	600,-
DKE-ADC-8	1 000,-
DKE-MMI-USB	500,-
DKE-BAT-LION	500,-
DKE-BASE-AL	400,-
DKE-MUSPS	8 520,-
služba "PAC na klíč"	5 000,-
<hr/>	
Cena celkem pro variantu s motorem	16 520,-
Cena celkem pro variantu s pákou	8 000,-

V tabulce 7 je uvedena služba "PAC na klíč", kdy je v PAC nahrán příslušný a optimalizovaný firmware dle požadavků zákazníka a dále je zajištěna asistence při tvorbě počítačového softwaru nebo jeho celý návrh. Uvedená cena varianty "PAC na klíč" je jako u všech modulů pouze orientační, cena služby "PAC na klíč" je blíže odhadnutelná až dle požadavků na software.

## 9. Konstrukce části uchycení segmentů

Při pohybu končetinou pomocí systému je potřeba vynaložit velkou sílu, která „přemůže“ pasivní odpor postiženého svalu. Proto je potřeba končetinu uchytit do systému tak, aby měla pevnou oporu a abychom minimalizovali případné riziko vzniku otlačenin. Současně je nutné při návrhu uvážit, že jedna část kinematické dvojice bude upevněna fixně a druhá část bude uchycena pohyblivě.

### 9.1 Posuvné uložení segmentů

Posuvné uložení bude realizováno hliníkovým U-profilem uloženým do lineárního vedení. K uchycení hliníkových komerčně vyráběných U-profilů pohyblivé části uchycení segmentu bude sloužit konstrukce soustavy komerčně vyráběných lineárních vedení, které umožní posuv ve vertikálním i horizontálním směru. Dále pak zajistí možnost variability, co se týče směru pohybu, jinými slovy, pohyblivá část uložení segmentu půjde otočit tak, aby podpora končetiny byla vždy proti směru pohybu. Zamezení nechtěnému pohybu při měření bude zabezpečeno aretačními šrouby, kterými půjde nastavit poloha systému tak, aby daný kloub, resp. anatomický bod otáčení kloubního spojení, odpovídal bodu otáčení systému (tj. systému uložení segmentů).

Vybrané komerční lineární vedení HIWIN se skládá z kolejničky, která se dodává v libovolné délce a na šířku jsou na výběr rozměry 15, 20, 23 a 28 mm. Pro naše účely použijeme kolejničku o šířce 20 mm a celkové použité délce 2 480 mm. Tyto rozměry jsou zvoleny na základě předběžných výpočtů.



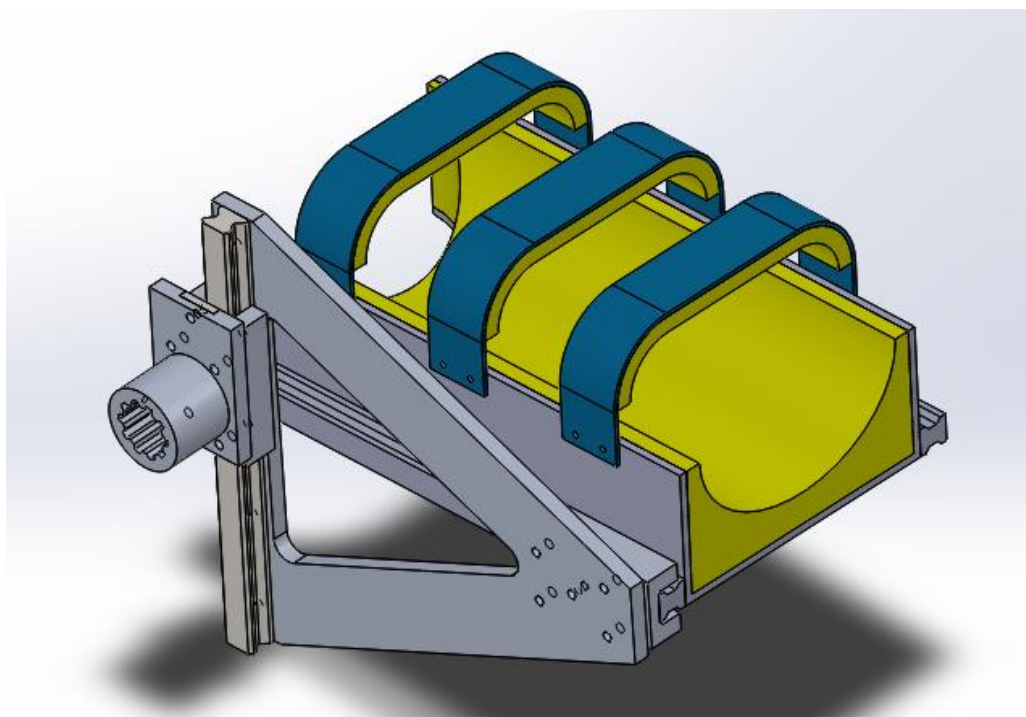
Obrázek 17: Vozík a kolejnička lineárního vedení HIWIN [36] [37]

## 9.2 Materiál konstrukce

Opěrné části je potřeba vyrobit z odolného materiálu, který vydrží i největší zjištěný moment síly vytvořený stehenním svalem. Vybírali jsme mezi hliníkem a ocelí. Hliník má oproti oceli tu výhodu, že při dostatečné odolnosti je navíc ještě lehčí než ocel a navíc nepodléhá korozi. Podpěra končetin tedy bude realizována pomocí komerčně vyráběných hliníkových U-profilů o šířce 5 mm. Další výhodou těchto litých U-profilů je větší pevnost, než u klasického ohýbaného hliníkového plátu. Z hliníku bude také trojúhelník, který slouží jako spojovací část konstrukce k uchycení končetiny a hřídele systému. Celá tato část má hmotnost přibližně 4 kg, jak je uvedeno v tabulce 8.

Tabulka 8: Výpis hmotností komponent držících měřenou končetinu

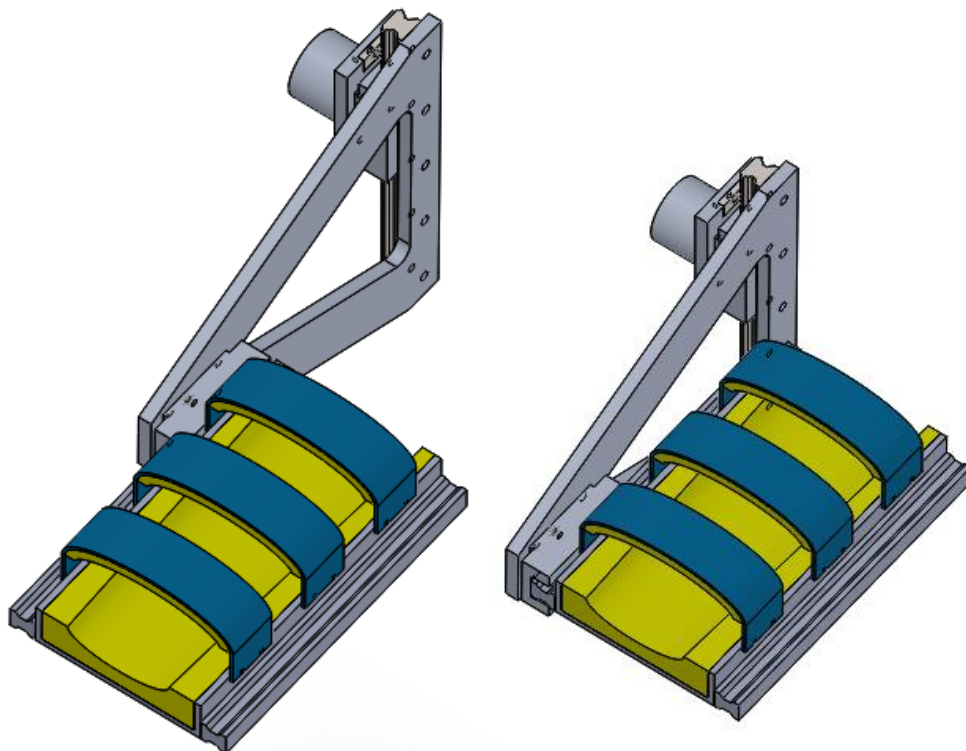
Komponent	Hmotnost [kg]
Trojúhelník	0,96
Nástavec (vozík-hřídel)	0,24
Vozík (2x)	0,78
Kolejnice (780 mm)	1,71
U-profil (lýtko)	0,55
Celkem	4,24



Obrázek 18: Detail hliníkové konstrukce s lineárním vedením HIWIN a modularitu pro ukotvení lýtky

Vhodné materiálové řešení výstelky upevnění segmentů je molitan, paměťová pěna nebo polyetylenový pěnový materiál, popř. s přídavkem EVA materiálu (etylenvinylacetát), který se používá k výrobě např. tzv. karimatek. Hlavním účelem tohoto měkkého materiálu je, že zmírňuje vznik otláčenin a navíc bude sloužit k ukotvení/fixaci pro končetinu, jelikož se přizpůsobí tvaru měřené končetiny. Problémem u molitanového materiálu by mohla být obtížná udržovatelnost, tj. životnost a desinfekce, na druhou stranu je z uvedených materiálů nejlevnější. Nejvhodnější pro naše účely bude použit EVA materiál, který je levnější oproti paměťové pěně a je odolnější proti vlhkosti. Dalším řešením tohoto problému by mohlo být obalení výstelky dezinfikovatelnou folií.

Dostatečně pevné uchycení k pěnové podložce a k podpírací části systému bude realizováno suchými zipy, které navíc zajistí i variabilitu systému, co se týče obvodu měřené končetiny.



Obrázek 19: Příklad využití konstrukce pro uchycení předloktí - vysunutí do krajních mezí v horizontálním směru

## 9.3 Návrh modularity konstrukce části uchycení segmentů

V systému SolidWorks [38] byly navrženy celkem čtyři modularity k uchycení měřeného segmentu do systému. Systém je navržen k měření spastického odporu svalů ve 4 segmentech těla: nadloktí, předloktí, stehno a bérec, proto jsou navrženy 4 různé podložky: předloketní, na ruku, bércová a na nohu, viz příloha. Součástí práce jsou také technické výkresy naznačující rozměry dané konstrukce.

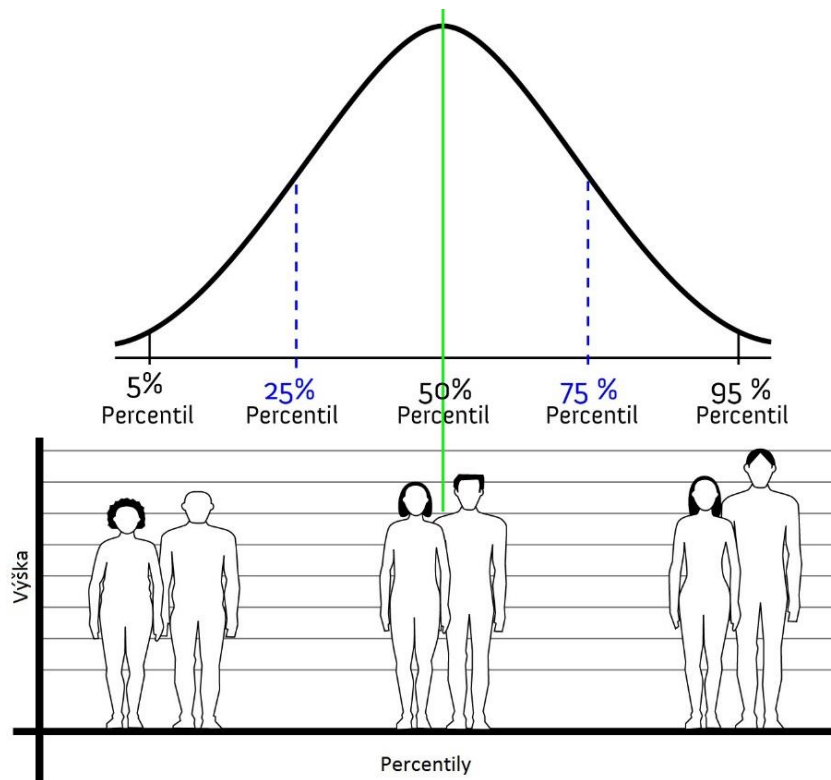
### 9.3.1 Antropometrické údaje

Antropometrické údaje segmentů horní a dolní končetiny potřebujeme znát jak pro výpočet momentů v jednotlivých kloubních spojeních, tak i pro vlastní rozměrový návrh konstrukce uložení segmentů, které bude sloužit k uchycení končetiny do měřicího systému. Hodnoty důležité pro naše účely jsou zapsané v tabulce 9, byly naměřeny na mužích věku 40 let, evropského původu a jsou převzaté z [39]. Rozměry jsou v tabulce uvedeny v centimetrech.

Tabulka 9: Antropometrické údaje [39]

Vybraný segment těla	Percentil		
	5	50	95
obvod nadloktí (relaxované)	27,3	31,2	35,1
obvod nadloktí	29,4	33,2	36,9
délka nadloktí	33,7	36,6	39,4
délka předloktí	28,4	30,2	32,0
obvod předloktí (relaxované)	27,4	30,1	32,7
obvod zápěstí	16,2	17,7	19,3
délka ruky	17,9	19,3	20,6
obvod ruky	20,3	21,8	23,4
délka stehna	56,8	61,3	65,8
obvod stehna	52,5	60,0	67,4
obvod lýtky	33,9	37,6	41,4
délka lýtky	40,6	44,4	48,1
obvod kolene	35,9	39,4	42,9
obvod chodidla	23,1	25,1	27,2
délka chodidla	25,4	27,3	29,3

V tabulce 9 jsou hodnoty rozděleny podle četnosti výskytu v populaci do percentilů. Podle Gaussova rozdělení percentil 50 odpovídá většině populace, tzv. průměru. Abychom zajistili, že námi navržený systém bude vyhovovat většině populace, zvolíme hodnoty pro percentil 95, což je „nadprůměr“. [40]



Obrázek 20: Rozložení percentilů (upraveno) [41]

Na obrázku 20 vidíme příklad antropometrického rozdělení populace podle výšky, související s rozměrovými parametry jednotlivých segmentů, které využíváme v návrhu konstrukce systému. Z Gaussovského rozdělení a z obrázku 20 vyplývá, že většina populace (90 %) má střední výšku, 5 % je pod průměrem a dalších 5 % je nad průměrem.



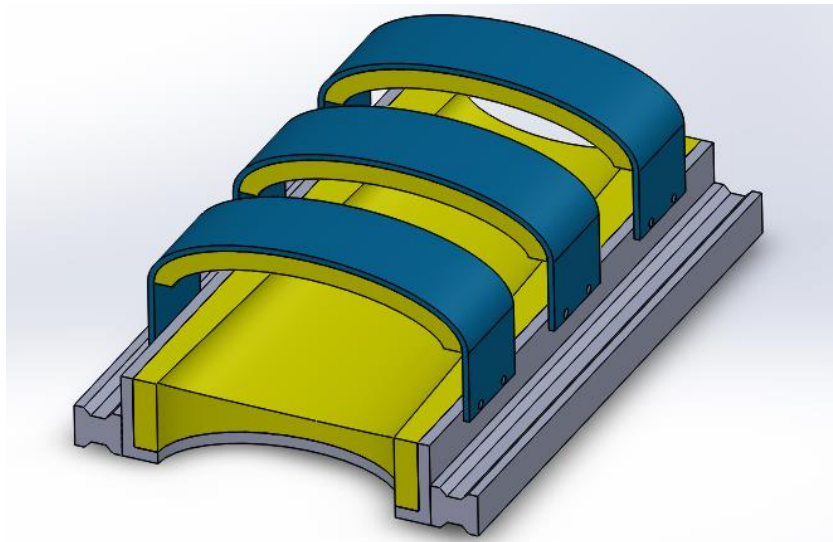
## 9.4 Rozměry konstrukcí k uchycení segmentů

Každá ze čtyř částí je navržena rozměrově podle parametrů naměřených na subjektech, které byly upraveny s ohledem na údaje v antropometrických tabulkách tak, abychom zajistili použitelnost na co nejširším okruhu subjektů.

Použitím pěnového materiálu a suchých zipů je zajištěna dostatečná variabilita navržených konstrukcí.

### 9.4.1 Konstrukce k uchycení předloktí

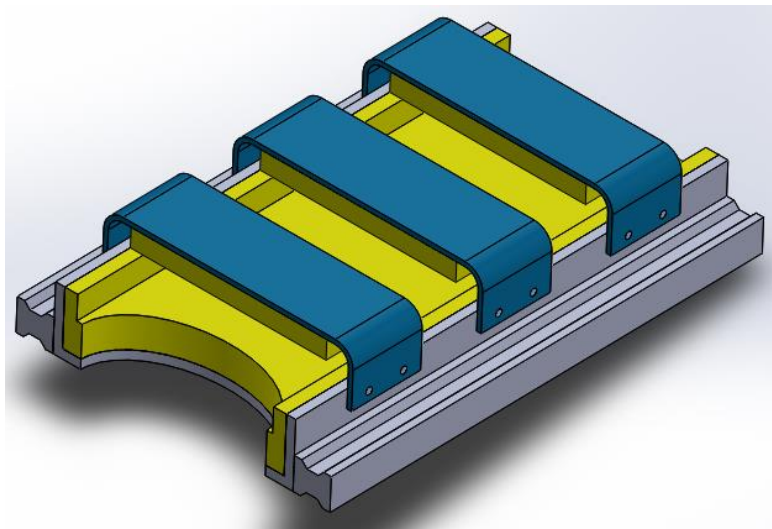
Při měření spasticity flexorů předloktí bude do systému uchyceno předloktí, dlaň směřuje směrem nahoru. Při měření spasticity extenzorů by mohla v pohybu překážet rovná hrana U-profilu uložení segmentu v ose otáčení, proto je v navrženo vykrojení podpěry. Protože průřez předloktí není kruhový, navrhli jsme tvar vykrojení výstelky systému nejen podle antropometrických údajů, ale také podle rozměrů předloktí naměřených na subjektech. Rozměr nejširší části výstelky je 100 mm, délka 250 mm a výška výstelky je 40 mm, celková výška je díky suchým zipům opět variabilní. Výstelka je představována ve 3D nákresech žlutými částmi, suché zipy modrými.



Obrázek 21: Konstrukce pro uchycení předloktí

### 9.4.2 Konstrukce k uchycení ruky

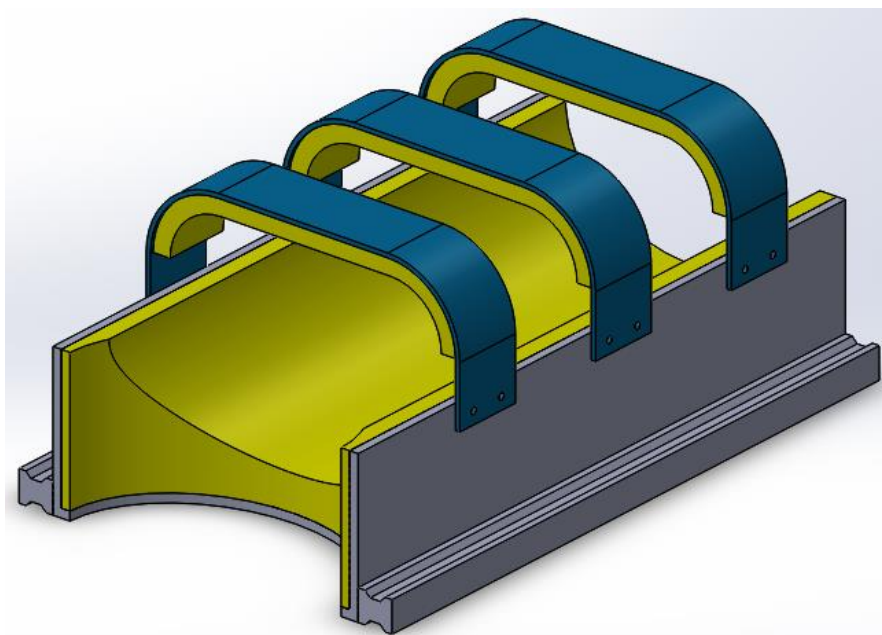
Předpokladem pro měření ruky je rozevřená dlaň směřující k zemi s prsty u sebe. Šířka byla tedy odhadována podle nejširší části ruky, délka od zápěstí ke konci prostředníku, celková výška je variabilní, záleží na nastavené délce suchých zipů. Výsledný vnitřní rozměr výstelky je 250 x 105 x 13 mm.



Obrázek 22: Konstrukce pro uchycení ruky

### 9.4.3 Konstrukce k uchycení lýtky

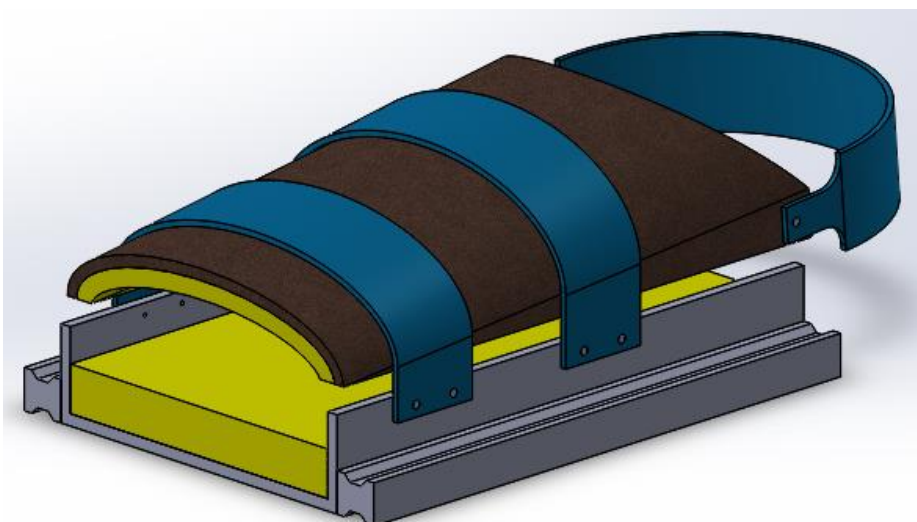
Nejmohutnější ze všech konstrukcí pohyblivého uložení segmentu je konstrukce pro měření spasticity stehenních svalů. Vnitřní rozměry výstelky jsou 150 x 350 x 85 mm. Opět bylo navrženo vykrojení hrany, tentokrát blíže ke kolenu.



Obrázek 23: Konstrukce pro uchycení lýtky

#### 9.4.4 Konstrukce k uchycení nohy

Nejsložitější částí je konstrukce k uchycení nohy. Jelikož v tomto případě by bylo složité provádět měření extenze otočením segmentu kvůli tvaru nártu, byla navržena pevnější svrchní opora, než u předešlých návrhů. Tato část bude vyrobena buď ze silnější tkaniny, popřípadě z kůže anebo v případě, že přijde pacient v pevné obuvi, bude provedeno měření na obuté noze. Hnědá část ve 3D návrhu představuje svrchní koženou oporu nebo oporu z pevné tkaniny.



Obrázek 24: Konstrukce pro uchycení nohy

## 9.5 Závěr podkapitoly

Obě navržené varianty (manuální a motorizovaný pohon) mají společné materiálové řešení uchycení segmentů do systému. Podpěrnou část tvoří hliníkové U-profilu, které jsou vyplněny pěnovým materiálem, který slouží k úpravě U-profilu tak, aby do něj končetiny přesně zapadly a aby se minimalizovalo riziko vzniku otláčenin. Upevnění pěnové části s končetinou k podpěře zajistí suché zipy.

Variabilita systému je zajištěna jednak možností posunu podpěrné části horizontálně a vertikálně tak, aby osa otáčení konstrukce systému vždy procházela měřeným kloubem tj. anatomickým bodem otáčení, dále je pak v horizontálním směru umožněna výměna pohyblivé části uložení segmentu, popřípadě její otočení. Posun zajišťuje lineární vedení firmy HIWIN. Zajištění polohy konstrukcí pro uchycení segmentů je řešeno aretačními šrouby.

## 10. Volba konstrukce uložení pohyblivé části systému

Celý systém, až na část uložení statických segmentů těla během měření, bude umístěn na polohovací hydraulický vozík. Nastavení polohy je důležité pro umístění systému do anatomické roviny měřené končetiny tak, aby byl bod otáčení systému souhlasný s bodem otáčení měřeného kloubu resp. kinematické dvojice měřených segmentů s projevem spasticity. Další výhodou je snadná manipulace s měřicí aparaturou, která se díky vozíku stane pojízdnou, avšak vozík lze zabrzdit, což je důležité, protože při samotném měření by nemělo dojít k žádnému posuvu měřícího systému.

Nejjednodušším a nejlevnějším řešením je koupě již hotového vozíku. Vybrán byl hydraulický vozík o rozměrech 815 x 510 x 50 mm a maximální nosnou hmotností 500 kg, což plně vyhovuje našim požadavkům, viz tabulka 10.



Obrázek 25: Návrh možného řešení vozíku [42]

## 11. Hmotnost částí systému uložených na vozíku

Důležitou charakteristiku mající vliv na použití systému je jeho celková hmotnost. Níže uvedená tabulka uvádí celkovou hmotnost jednotlivých variant systému.

Tabulka 10: Výpis hmotností vybraných součástí

Komponent	Hmotnost [kg]
Motor Lenze	23
Torzni měřič 8645	1,3
Torzni měřič 8661	6
hřídel	0,5
páka	1,5
komponenty držící měřenou končetinu	4,23
Celkem varianta s motorem	33,73
Celkem varianta s pákou	7,53
Celkem varianta s pákou bez TM	6,23

V tabulce 10 jsou uvedeny hmotnosti nejtěžších součástí systému. Celkovou hmotnost systému necelých 34 kg z největší části tvoří motor s převodovkou firmy Lenze. Testovací varianta s pákovým pohonem bude mít ještě menší hmotnost (6 kg) za předpokladu použití tenzometrů místo torzního měřiče, jak je popsáno v kapitole Torzní měřič. Varianta s pákovým pohonem a torzním měřičem 8645 má přibližnou celkovou hmotnost 7,5 kg.

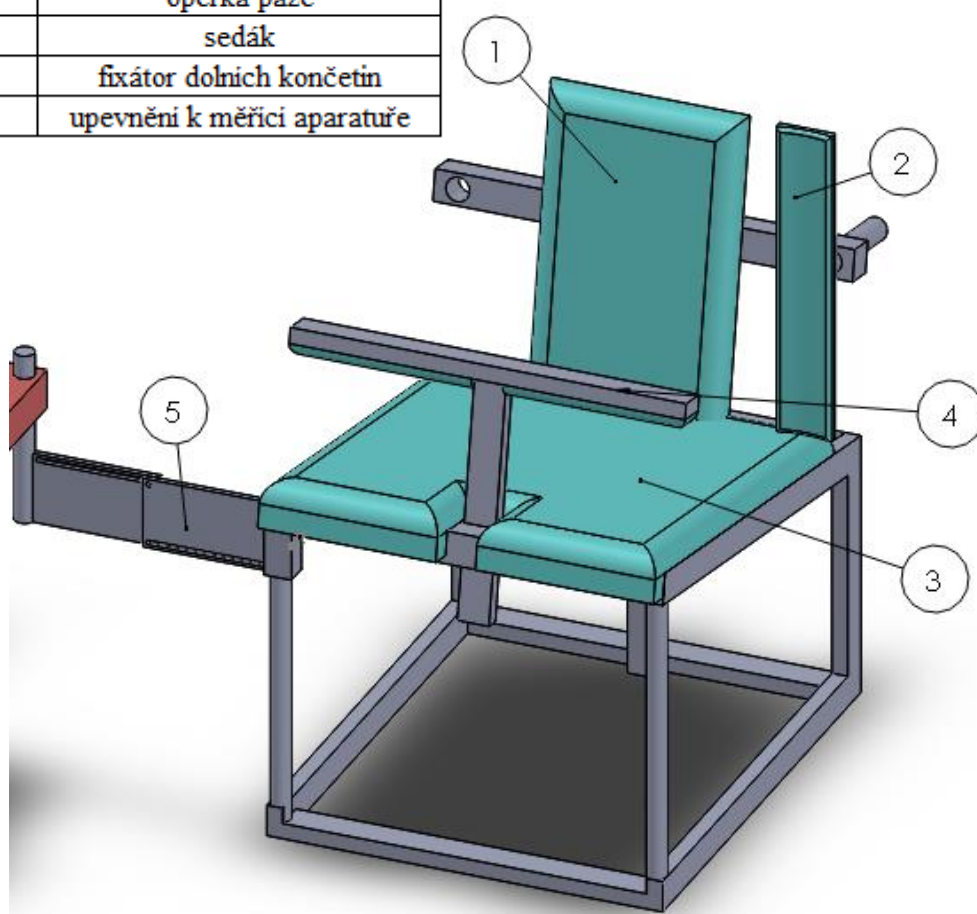
## 12. Volba konstrukce určené k fixaci statických částí těla

Při měření ztuhlosti svalů je potřeba zajistit, aby neměřené části těla zůstaly statické, tj. pevně fixované a nepohyblivé. Bylo proto navrženo řešení sloužící k fixaci těla a dotčených segmentů při měření. Například při měření spasticity pažních svalů je třeba zachovat ve statické poloze trup a nadloktí (obrázek 26, části 1 a 2), pohybovat se bude jen předloktí, které je uložené v měřící konstrukci.

Toto zařízení, resp. statická konstrukce, bude pevně spojené s hydraulickým vozíkem (obrázek 26, část 5), čímž dojde i k fixaci měřící aparatury, která je navíc zajištěna brzdovým systémem koleček vozíku.

3D nákres této konstrukce je součástí nákresu celého systému, viz obrázek 26 popřípadě přílohy A a B.

ČÁST	POPIS
1	opěrka zad
2	opěrka paže
3	sedák
4	fixátor dolních končetin
5	upevnění k měřící aparatuře

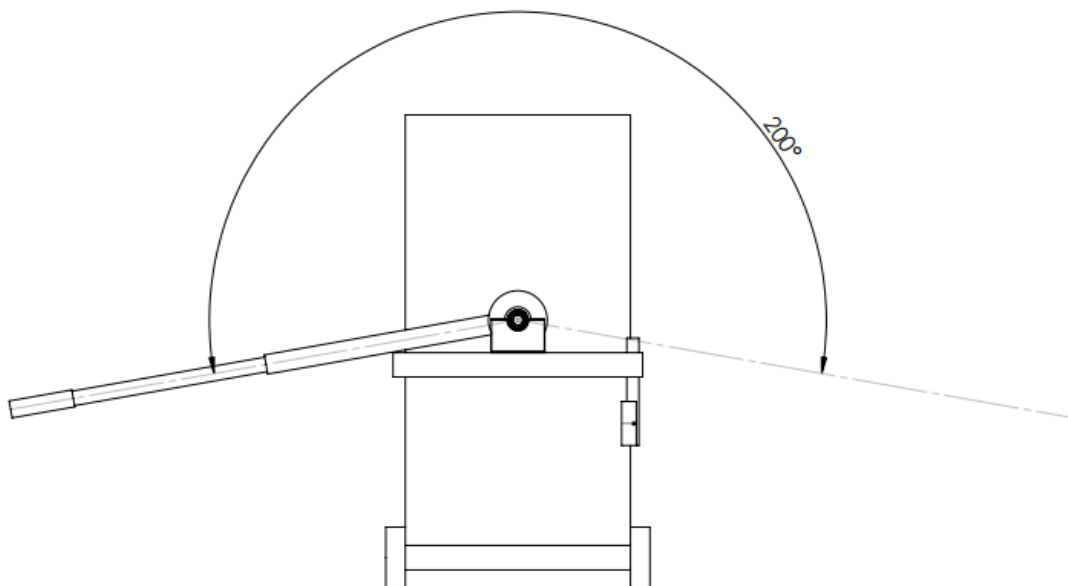


Obrázek 26: Návrh řešení konstrukce určené k fixaci statických částí těla

## 13. Testování vybraných prvků systému

Součástí zadání bakalářské práce je ověření funkčnosti a nosnosti modelu konstrukce systému. V systému SolidWorks bylo provedeno testování měřicího rozsahu páky a byl proveden test mechanických vlastností vybraných částí při maximálním očekávaném zatížení. Nejvíce zatěžovanou částí je konstrukce pro uchycení lýtka, kde při měření vzniká maximální torzní moment ( $400 \text{ N} \cdot \text{m}$ ) od čtyřhlavého svalu stehenního, viz kapitola 4.3 Očekávané hodnoty dynamických veličin.

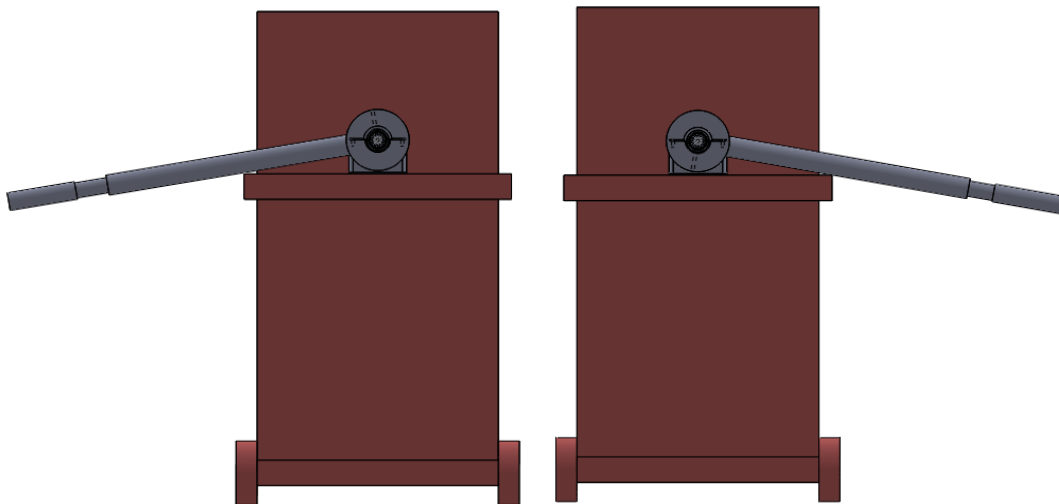
### 13.1 Testování kinematiky pohybu



Obrázek 27: Měřicí rozsah pákového systému

Měřicí rozsah pákového systému je dán šířkou nosné části hydraulického vozíku a průměrem samotné páky. V systému SolidWorks byl vypočítán celkový rozsah  $200^\circ$ , který je pro vyšetření postačující, jak je uvedeno v kapitole 3.5 Fyziologické rozsahy pohybů flexe/extenze. Omezení tohoto rozsahu bude realizováno mechanickými dorazy, které budou aplikovány až při samotné konstrukci systému. Předpokladem měření pákovým systémem je však odborný dohled vyšetřujícího, který bude realizovat pohyb a nepřekročí fyziologický rozsah pohybu v měřeném kloubu.





Obrázek 28: Ukázka měřícího rozahu páky ve 3D návrhu

### 13.2 Testování pevnosti konstrukce systému

V tabulce 11 můžeme vidět materiálové vlastnosti hliníkových součástí a výsledky testu maximálního zatížení při měření svalové ztuhlosti stehenních svalů pomocí softwaru SolidWorks a jeho nástrojů pro simulaci zatížení metodou konečných prvků (MKP). Je patrné, že mezních hodnot materiálových vlastností hliníkového materiálu nebylo dosaženo a je tedy možné konstatovat, že systém je dostatečně dimenzován. U testu byla splněna podmínka  $\sigma_D > \sigma$ , kde  $\sigma_D$  je maximální dovolená hodnota napětí pro použitý materiál. Materiál testovaných součástí, který byl zvolen v systému SolidWorks pro demonstraci použitého materiálu je slitina hliníku 3.0255 (EN-AW 1350A).

Tabulka 11: Materiálové vlastnosti vybraného hliníkového materiálu

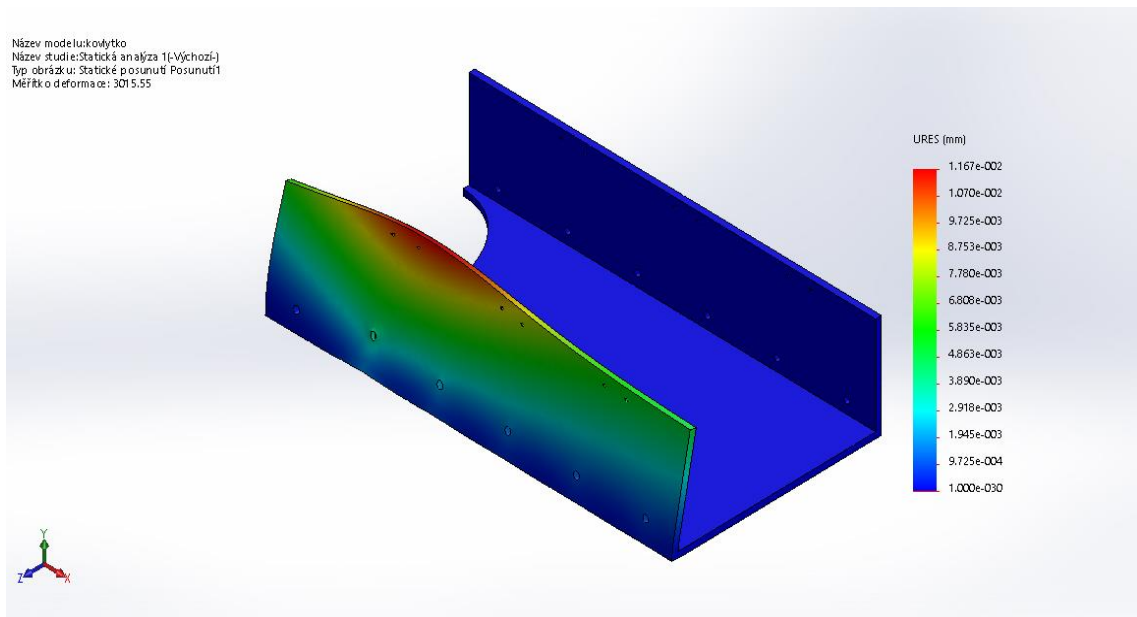
<u>Vlastnosti U-profilu</u>	
Mez kluzu	$1,6 \cdot 10^8$ Pa
Pevnost v tahu	$1,8 \cdot 10^8$ Pa
Modul pružnosti	$7 \cdot 10^{10}$ Pa
Modul pružnosti ve smyku	$2,7 \cdot 10^{10}$ Pa

Tabulka 12: Výsledky testu zatížení konstrukce pro uchycení lýtky

Výsledky testu zatížení

Maximální napětí	$2,41 \cdot 10^7$ Pa
Poměrná deformace	$2,4 \cdot 10^{-4}$

Na obrázku 29 je vyobrazení výsledku testu zatížení. Deformace je pro lepší představu směru zakřivení zvětšena. Maximální posun je 0,012 mm, což na obrázku představuje červená barva.



Obrázek 29: Příklad výsledku pevnostního testu MKP zatížením konstrukce pro uložení lýtky, červená barva odpovídá vyšším hodnotám deformace, modrá nižším

Pákový pohon je navržen ze stejného hliníkového materiálu jako konstrukce pro uchycení segmentů, jejíž materiálové vlastnosti jsou vypsány v tabulce 13, v níž jsou výsledky testu zatížení opět při maximálním torzním momentu  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$ . I v tomto případě byla splněna podmínka nedosažení kritické hodnoty napětí, jako v předchozím případě.

Tabulka 13: Výsledky testu zatížení páky

<u>Výsledky testu zatížení páky</u>	
Maximální napětí	$1,05 \cdot 10^8 \text{ Pa}$
Poměrná deformace	$1,1 \cdot 10^{-3}$

V případě testování zatížení hřídele opět nedošlo k překročení mezních hodnot dovoleného napětí. Testování proběhlo za stejných podmínek jako v předchozích měřeních v systému SolidWorks. Výsledky jsou zapsány v tabulce 14.

Tabulka 14: Výsledky testu zatížení hřídele

<u>Výsledky testu zatížení hřídele</u>	
Maximální napětí	$2,02 \cdot 10^8 \text{ Pa}$
Poměrná deformace	$6,8 \cdot 10^{-4}$

### 13.3 Závěr podkapitoly

Bylo provedeno testování mechanických vlastností konstrukce tj. kinematiky pohybu (obrázky 27 a 28) a pevnosti konstrukce pro uchycení lýtka (obrázek 29), pákového systému a hřídele při maximálním zatížení, při torzním momentu  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$ . Výsledky jsou zaneseny do tabulek 12, 13, 14. Z výsledků lze usoudit, že navržený systém pro měření ztuhlosti svalů je dostatečně dimenzován i pro měření nejsilnějších svalových skupin, pro které je navržen. Všechny testované konstrukce jsou tvořeny hliníkovým materiálem se stejnými vlastnostmi, který pevnostně vydrží i největší očekávaná namáhání. Jejich uspořádání umožňuje svou pohyblivostí i pevností měřit všechny skupiny svalově-kosterního systému, dle požadavků 1. LF UK.

## 14. Výrobní náklady

V této kapitole je proveden finanční rozbor s cílem určení přibližné ceny obou navržených variant, tzn. manuální a motorizované verze. Do rozpočtu nejsou započtené cenově nevýznamné položky jako U-profil, pěnový materiál a suché zipy, a v případě manuálně poháněné varianty není započítána páka, neboť cena jednotlivých komponent nepřekračuje 1 000 Kč a jejich celkový použitý počet není větší než 10 ks.

### 14.1 Varianta s motorizovaným pohonem

Tato varianta obsahuje dražší torzní měřič firmy Burster typu 8661 se zabudovaným inkrementálním čidlem a motor s převodovkou od firmy Lenze typu MXXMAXX080-32. Důvodem volby tohoto řešení je, že torzní měřič i inkrementální čidlo tvoří jeden celek, což usnadňuje další konstrukční realizaci systému. Do celkové ceny je započítáno i lineární vedení – kolejnice a vozíky pro všechny čtyři modularity konstrukce k uchycení segmentů. Poslední položkou je hydraulický vozík, na kterém bude měřicí aparatura umístěna. Celková cena této varianty je 128 611 Kč.

Tabulka 15: Cenový rozpočet varianty s motorizovaným pohonem

Součást	Typ (firma)	Cena bez DPH [Kč]
Torzní měřič	8661 (Burster)	93 000,00,-
Motor s převodovkou	(Lenze)	8 893,00,-
DKE	-	16 520,00,-
Lineární vedení - kolejnice (2480 mm)	HGR (HIWIN)	4 919,00,-
Lineární vedení - vozík (2x)	HGH (HIWIN)	2 579,00,-
Hydraulický vozík	(Shanye)	2 700,00,-
	Celkem	128 611,00,-

## 14.2 Varianta s manuálním pohonem

Varianta s manuálním pohonem obsahuje levnější torzní měřič firmy Burster typu 8645 a samostatné inkrementální čidlo firmy Broadcom Limited. Další položky v seznamu jsou stejné jako v předchozí variantě motorizovaného pohonu. Celková cena manuální varianty pohonu je 51 278 Kč.

Tabulka 16: Cenový rozpočet varianty s manuálním pohonem

Součást	Typ (firma)	Cena bez DPH [Kč]
Torzní měřič	8645 (Burster)	31 910,00,-
Inkrementální čidlo – kolečko	HEDS-5140#A13 (Broadcom Limited)	520,00,-
Inkrementální čidlo – senzor	HEDS-9000#T00 (Broadcom Limited)	650,00,-
DKE	-	8 000,00,-
Lineární vedení - kolejnice (2480 mm)	HGR (HIWIN)	4 919,00,-
Lineární vedení - vozík (2x)	HGH (HIWIN)	2 579,00,-
Hydraulický vozík	(Shanye)	2 700,00,-
	<b>Celkem</b>	<b>51 278,00,-</b>

V tabulce 17 je uveden rozpočet varianty s manuálním pohonem, která bude zkonstruována jako první testovací systém pro měření spastických svalů. Pomocí tohoto systému proběhnou testovací měření a teprve po té se bude zvažovat investování do dražších měřících součástí. Systém bude místo torzních měřičů využívat tenzometry pro měření krutu, které budou připojeny k tenzometrické ústředně.

Tabulka 17: Rozpočet testovací varianty s manuálním pohonem

Součást	Typ (firma)	Cena bez DPH [Kč]
Tenzometr	3/120XY21 (HBM)	2 000,00,-
Inkrementální čidlo – kolečko	HEDS-5140#A13 (Broadcom Limited)	520,00,-
Inkrementální čidlo – senzor	HEDS-9000#T00 (Broadcom Limited)	650,00,-
DKE	-	8 000,00,-
Lineární vedení - kolejnice (2480 mm)	HGR (HIWIN)	4 919,00,-
Lineární vedení - vozík (2x)	HGH (HIWIN)	2 579,00,-
Hydraulický vozík	(Shanye)	2 700,00,-
	<b>Celkem</b>	<b>21 368,00,-</b>

### 14.3 Náklady na údržbu

V rámci práce byla navržena následující pravidelná údržba sestavy. Motor Lenze obsahuje valivá ložiska, tudíž se nepředpokládá kontinuální mazání olejem. Doporučila bych kontrolu ložisek 1x za půl roku, perioda mazání lineárního vedení HIWIN podle doporučení výrobce, popřípadě podle potřeby přípravkem určeným v datasheetu.

Dále provádění kalibrace všech měřících součástí podle dokumentace od výrobce. Tenzometry ve zkušební variantě se samostatně kalibrují při spuštění podle typu tenzometrické ústředny.

Nutná je i týdenní údržba mechanických prvků od nečistot, tj. hlavně prachu, desinfekce pěnových výstelek po každém použití z důvodu kontaktu s pokožkou pacienta, popřípadě desinfekce rukojeti páky. Před každým použitím se doporučuje vizuální kontrola konstrukce a zkušební test měření před vlastním měřením pacienta.

Tabulka 18: Orientační náklady spojené s údržbou

Prostředek	Cena
mazání VD-40 (200 ml)	60,-
desinfekce Desprej (500 ml)	124,-
hadřík	30,-
plastické mazivo Mogul LV 1 EP (400 g) (dop. HIWIN)	92,-
Celkem	306,-

#### 14.4 Závěr podkapitoly

Nejdražší položkou v obou návrzích je torzní měřič, který je v případě motorizovaného systému ještě dražší než v případě manuálního pohonu, kdy byla vybrána postačující levnější varianta bez zabudovaného inkrementálního enkoderu.

Rozpočet na variantu s motorizovaným pohonem je vyšší kvůli použitému torznímu měřiči se zabudovaným inkrementálním čidlem a použitým motorem s převodovkou, a sice 128 611 Kč.

V případě varianty s manuálním pohonem je použit samostatný inkrementální enkoder. Tento enkoder vyjde v součtu s použitým levnějším torzním měřičem typu 8645 výrazně levněji. Celkově tedy rozpočet této varianty vyšel na 51 278 Kč.

Jako testovací systém byla navržena nejlevnější varianta, která k měření torzního momentu využívá tenzometr. Rozpočet této varianty vyšel na 21 368 Kč.

Dále byla navržena pravidelná údržba sestavy, která zahrnuje desinfekci pěnových částí, popřípadě rukojeti páky po každém použití, týdenní očištění mechanických nečistot a mazání ložisek a lineárního vedení podle pokynů výrobce popřípadě podle potřeby. Celkové náklady spojené s přibližně měsíční údržbou činí 306 Kč.

## 15. Diskuze

V souladu s požadavky Neurologické kliniky 1. LF UK v Praze byly navrženy dvě varianty systému pro měření spasticity svalu. Při návrhu jsem se seznámila s požadavky současné lékařské praxe, přičemž jsem vycházela z velikostí předpokládaných momentů sil konkrétních svalových skupin, pro které bude systém určen. Návrh byl realizován jako 3D model v prostředí CAD, aby mohl být navržený systém před vlastní výrobou konzultován, včetně posouzení jeho finanční náročnosti.

Navrhla jsem dvě varianty pohonu systému a to manuální a motorický, s předpokladem zahájení stavby společné konstrukce, přičemž výsledný model systému bude zvolen podle aktuálních finančních prostředků.

Rozdíl v ceně obou variant je způsoben hlavně použitým torzním měřičem. Vybrány byly dva typy torzních měřičů firmy Burster, a sice 8645 a 8661. Při výběru inkrementálního čidla se ukázalo jeho vložení mezi motor s převodovkou a konstrukci uchycení segmentu konstrukčně nevhodné. Proto byla tato varianta navržena s torzním měřičem se zabudovaným čidlem (8661) a cena motorizovaného systému se zvýšila nad původní předpoklad 70 000 Kč. Cena manuálně poháněného systému je tedy výrazně levnější.

Kvůli pořizovací ceně torzních měřičů jsme byli nuceni slevit z nároku na požadovanou přesnost. Kombinovaná přesnost použitých torzních měřičů je uvedena výrobcem jako 2 % celkového rozsahu  $500 \text{ N} \cdot \text{m}$ , tedy  $10 \text{ N} \cdot \text{m}$ .

Ovládání celé sestavy je zjednodušeno použitím systému PAC, který bude sloužit jak k zajištění nepřerušného chodu motoru, u kterého je zapotřebí zachovat během měření konstantní rychlost otáčení, ale také zajistí převod analogových signálů z torzního měřiče a inkrementálního čidla do digitálních hodnot, které se budou zpracovávat v PC. Navíc tento systém zajistí, společně s koncovými bezpečnostními dorazy, aby nedošlo k luxaci kloubu při měření motorizovanou variantou. U manuálně poháněné varianty není předcházení luxaci zajištěno elektronicky, nýbrž předpokladem je odborný dohled lékaře, který zajistí měření pouze ve fyziologickém rozsahu pohybu.

Test kinematiky pohybu a zatížení, který byl proveden v systému SolidWorks metodou konečných prvků s nastaveným maximálním zatížením  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$  vyšel pozitivně, tj. hodnoty deformace se nepřiblížily k mezním hodnotám v žádné z testovaných součástí.



## 15.1 Naplnění cílů práce

Cílem této práce bylo navrhnout systém pro měření pasivního odporu svalů u pacientů trpících spasticitou, jehož hlavní výhodou bude objektivita měření, kterou současné metody hodnocení spasticity postrádají. V práci jsem navrhla dvě varianty systému, a to ve verzi manuálního pohonu a pohonu elektromotorem.

Při návrhu jsem vycházela z požadavků Neurologické kliniky a Centra klinických neurověd 1. LF UK a VFN v Praze.

V rámci návrhu systému jsem definovala konkrétní svalové skupiny, pro které bude systém určen. Vhodné součásti měřicí soustavy byly vybrány na základě očekávaných hodnot dynamických a kinematických veličin. Variabilita systému je zajištěna návrhem dostatečně pevných a vyměnitelných konstrukcí pro uchycení končetin do systému.

Součástí práce je 3D návrh systému a jednotlivých konstrukcí pro uchycení měřených segmentů v prostředí SolidWorks, kde probíhalo i testování kinematiky pohybu částí systému a pevnosti materiálu při maximálním zatížení. Lze tedy konstatovat, že byly naplněny všechny předpokládané cíle práce.

## 15.2 Zhodnocení možnosti využití systému s motorickým pohonem v praxi

Systém s motorickým pohonem má hlavní výhodu při měření větších svalových skupin, pro které byl dimenzován maximální torzní moment systému  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$ . Tento systém má tedy širší využití při měření různě silných svalů i při měření slabšími vyšetřujícími, kteří by s manuálním pohonem nejspíše nebyli schopni silnější svaly, jako například m. quadriceps, vyšetřit.

Hlavní nevýhodou je již zmiňovaná vyšší cena, která je dána torzním měřičem Burster 8661, jehož pořizovací cena je 93 000,-, což prakticky převyšuje původně očekávanou cenu celého systému s motorizovaným pohonem. Za nevýhodu této varianty by se dala považovat i celková hmotnost systému, která činí 34 kg, nejtěžšími součástmi je motor a torzní měřič. Celá sestava je však navržena včetně hydraulického vozíku, který zajistí snadnou manipulaci i systému s větší hmotností.

Údržba systému není náročná, díky valivým ložiskům se nepředpokládá nutnost kontinuálního mazání. U ostatních součástí se doporučuje údržba dle pokynů od výrobce. Celková údržba včetně desinfekce po každém použití, týdenního čištění mechanických nečistot a mazání ložisek a lineárního vedení dle potřeby činí měsíčně asi 306 Kč.

### **15.3 Zhodnocení možnosti využití systému s manuálním pohonem v praxi**

Manuálně poháněný systém je využitelný spíše pro měření pasivního odporu menších svalových skupin. Na základě experimentálního měření bylo zjištěno, že maximální síla vyvinutá netrénovanou ženou se pohybuje okolo 100 N, to znamená, že abychom získali požadovaný moment síly na konci páky  $400 \text{ N} \cdot \text{m}$ , musela by délka páky být 4 m, čímž by byl systém velmi nepraktický. Páku jsme proto navrhli jako teleskopickou tyč s minimální délkou 0,5 m a maximální 1 m, jejíž maximální moment síly je  $100 \text{ N} \cdot \text{m}$ , což odpovídá měření momentu síly od předloketních svalů (např. m. flexor digitorum superficialis), bérceových a lýtkových svalů (např. m. gastrocnemius, m. tibialis anterior). V případě silnějších vyšetřujících by mohly být pravděpodobně vyšetřeny i pažní svaly (např. m. biceps, m. triceps). Mohu však konstatovat, že cílem práce dle zadání bylo vytvoření systému pro měření spasticity horních končetin, čemuž návrh vyhovuje i za předpokladu výše uvedených omezení.

Mezi výhody návrhu systému s manuálním pohonem patří cena systému, hmotnost, která je přibližně 7,5 kg a po zredukování délky páky lze považovat za výhodu i rozměry systému.

Údržba systému s manuálním pohonem se příliš neliší od údržby systému s motorem, vyžaduje navíc pouze desinfekci rukojeti páky po každém použití. Cenové náklady na údržbu této varianty budou přibližně stejné jako u varianty s motorizovaným pohonem.

## 16. Závěr práce a perspektivy dalšího řešení

V rámci rešerše této bakalářské práce bylo zjištěno, že vyšetřovací metody používané v klinické praxi jsou v současné době založeny na subjektivním posudku vyšetřujícího. Vyšetřující hodnotí pasivní odpor svalu na základě pasivního isokinetického strečinku a zhodnotí závažnost onemocnění přiřazením bodů stupnice, na základě které se posléze vyhodnotí výsledek a následný postup rehabilitace. Systém navržený v této bakalářské práci poskytne nejen objektivní měření ztuhlosti svalů, ale také ulehčí vyšetřujícímu úsilí, které je potřeba vynaložit při protahování spastické končetiny, kde vznikají velké momenty síly, které je potřeba přemoci.

Systém je dimenzován na základě vyhledání očekávaných hodnot dynamických a kinematických veličin v daných kloubech. Na základě těchto znalostí byly poptávány jednotlivé součásti systému, jako například motor s převodovkou, torzní měřič nebo inkrementální čidlo.

Na výběr jsou dvě navržené varianty, které se liší nejen pohonem, ale také použitými součástmi, z nichž varianta s motorizovaným pohonem má širší využití při měření různě silných svalových skupin, ale za cenu vyšších pořizovacích nákladů danou dražším torzním měřičem firmy Burster. Celková cena této varianty je přibližně 129 000,-. Varianta s manuálním pohonem systému je levnější, rozpočet vyšel okolo 51 000,-, avšak měření s tímto systémem je omezeno silou vyšetřujícího. Pohon u této varianty je řešen pákou, jejíž délka musela být z konstrukčních důvodů zredukována na maximální délku 1 m.

V systému SolidWorks byly navrženy obě varianty ve 3D, včetně čtyřech vyměnitelných konstrukcí pro uchycení končetin. Tyto konstrukce jsou pro obě navržené varianty stejné. Podpěrnou část tvoří hliníkové U – profily, v nich je vložena pěnová výstelka zamezující otláčeninám. Obě tyto části jsou navrženy v souladu s antropometrickými údaji. Upevnění dané části končetiny je zajištěno suchými zipy. Součástí přílohy jsou také technické výkresy.

Bylo provedeno testování pevnosti materiálu při maximálním zatížení v nejvíce namáhaných místech systému. Při testování konstrukce pro uchycení lýtky, kde je předpokládáno největší zatížení, vyšly hodnoty, které nedosahují mezních hodnot pevnosti.

System pro měření spasticity svalů navržený v této bakalářské práci se bude po jeho realizaci testovat na Neurologické klinice 1. LF UK v Praze, odkud vzešel požadavek na jeho návrh. První měření proběhne na pacientech trpících spasticitou ve Všeobecné fakultní nemocnici pod dozorem prof. MUDr. Roberta Jecha Ph.D.

Mezi perspektivy dalšího řešení bych zařadila konstrukci k uchycení hlavy, protože spasticitou nemusí trpět pouze svaly končetin, ale i krční a zádové svaly, což má za následek například dystonické postavení hlavy a krku. Toto řešení však bude vyžadovat podstatně složitější konstrukci uložení než konstrukce určené k uložení končetin navržené v této práci.

Po úspěšných výsledcích prvních měření navrženým systémem by mohlo patřit mezi další perspektivy i designové řešení, jako například jednolitě zakrytování součástí (motoru, torzního měřiče a inkrementálního čidla), které by případně usnadnilo údržbu systému.

## Reference

- [1] NOVÁČEK, Vít. *Návrh systému na měření ztuhlosti svalů*. FBMI ČVUT. Kladno 2016. Týmový projekt.
- [2] ŠTĚTKÁŘOVÁ, I. Mechanizmy spasticity a její hodnocení. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*. [Online] 2013. [http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/mechanizmy-spasticity-a-jeji-hodnoceni-40575?confirm\\_rules=1](http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/mechanizmy-spasticity-a-jeji-hodnoceni-40575?confirm_rules=1).
- [3] ŠTĚTKÁŘOVÁ, I. Léčba spasticity u dospělých. *Medicína pro praxi*. [Online] 2012. [Citace: 5. 1. 2016.] <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2012/03/07.pdf>.
- [4] SMANIA, N. a al., et. Rehabilitation procedures in the management of spasticity. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2010, stránky 423-38.
- [5] BOHANNON, Richard W. a SMITH, Mellisa B. Interrater Reliability of Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Physical therapy*. 1987, stránky 206-207.
- [6] PANDYAN, A. D. a al., et. A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity. *Clinical Rehabilitation*. 1999, stránky 373-383.
- [7] HAUGH, A. B., D., PANDYAN A. a JOHNSON, G. R. A systematic review of the Tardieu Scale for the measurement of spasticity. *Disability and Rehabilitation*. 2006, stránky 899-907.
- [8] LEPŠÍKOVÁ, M. a SMÉKAL, D. Vyšetření svalové síly. [autor knihy] P. KOLÁŘ a et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha : Galén, 2009.
- [9] BOHANNON, R. W. Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test? *Clinical Rehabilitation*. 2005, stránky 662-667.
- [10] BALZOPoulos, V. a BRODIE, D. A. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Medicine*. 1989, 8(2), stránky 101-16.
- [11] Biodex diagnostics. *PBS Centre for Sports Excellence*. [Online] [Citace: 28. 3. 2016.] <http://www.pbs.com.hr/eng/biodex.php>.

- [12] KELLN, Brent M., a další. Hand-held dynamometry: Reliability of lower extremity muscle testing in healthy physically active young adults. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2008, stránky 160-170.
- [13] BOHANNON, Richard W. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1997, stránky 26-32.
- [14] MAVROIDIS, Constantinos a al., et. Smart portable rehabilitation devices. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2005, 1.
- [15] Hand dynamometres. *Pro healthcare products*. [Online] [Citace: 10. 1. 2016.] <http://www.prohealthcareproducts.com/microfet-2-manual-muscle-testing-mmt-handheld-dynamometer/>.
- [16] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [17] Biceps workout. *Medifitbiologicals*. [Online] [Citace: 28. 3. 2016.] <http://medifitbiologicals.com/biceps-workout/>.
- [18] Medial epicondylitis. *Physiopedia*. [Online] [Citace: 28. 3. 2016.] [http://www.physio-pedia.com/Medial\\_Epicondylitis](http://www.physio-pedia.com/Medial_Epicondylitis).
- [19] Knee muscles. *Knee exercises*. [Online] 2016. [Citace: 28. 3. 2016.] <http://www.kneeexercises.net/knee-muscles/>.
- [20] "Bulletproofing" the ankle. *DoTraining*. [Online] 3. 12. 2012. [Citace: 28. 3. 2016.] <http://www.dotraining.co.uk/ankle-rehab/>.
- [21] Diagnostika. *Patobiomechanika a Patokinesiologie KOMPENDIUM*. [Online] [Citace: 18. 03. 2016.] [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/rhbengn/sw\\_diagnostika.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/rhbengn/sw_diagnostika.php).
- [22] Optitrack for biomechanics. *Optitrack*. [Online] NaturalPoint, Inc. [Citace: 18. 03. 2016.] <http://www.optitrack.com/motion-capture-biomechanics/>.

- [23] LUINGE, Henk J. a VELTINK, Peter H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and computing*. 43, 2005, stránky 273-282.
- [24] HORVATH, Michael, PIETTI, Kenneth H. a CROCE, Ron. Isokinetic Torque, Average Power, and Flexion/Extension Ratio in Nondisabled Adults and Adults With Mental Retardation. *Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy*. 1997, stránky 395-399.
- [25] PASTERNAK-MLADZKA, I., a další. Objective measurements of muscle force in a group. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 9, 2007, 1.
- [26] DELP, Scott L., GRIERSON, Anita E. a BUCHANAN, Thomas S. Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation. *Journal of Biomechanics*. 1996, stránky 1371-1375.
- [27] KOUTEDAKIS, Y., FRISCHEKNECHT, R. a MURTHY, M. Knee flexion to extension peak torque ratios and low-back injuries in highly active individuals. *International journal of sports medicine*. 1997, stránky 290-295.
- [28] TOUMI, A., LETENEUR, S. a al., et. Enhanced precision of ankle torque measure with an open-unit dynamometer mounter with a 3D force-torque sensor. *European Journal of Applied Physiology*. 115, 2015, 11, stránky 2303-2310.
- [29] 4-PÓLOVÉ, TŘIFÁZOVÉ ASYNCHRONNÍ MOTORY - RAVEO. *Raveo*. [Online] [Citace: 22. 4. 2016.] <http://www.raveo.cz/AC-motory-trifazove-4-polove-RAVEO>.
- [30] g500-H helical gearboxes. *Lenze*. [Online] [Citace: 22. 4. 2016.] <http://www.lenze.com/en/products/gearboxes/axial-gearbox/g500-h-helical-gearbox/>.
- [31] BROADCOM LIMITED HEDS-9000#T00 Incremental Encoder, Module, Optical, 2 Channel, 2000 Cycles. *Farnell element14*. [Online] Premier Farnell UK Limited.
- [32] Rotační snímače. *IFM electronic*. [Online] 1998. [Citace: 28. 3. 2016.] [http://www.ifm.com/ifmcsz/web/pmain/015\\_010\\_030.html](http://www.ifm.com/ifmcsz/web/pmain/015_010_030.html).

[Citace: 22. 4. 2016.] <http://cz.farnell.com/avago-technologies/heds-9000-t00/encoder-rotary-2000ppr-2ch/dp/1654866>.

[33] BROADCOM LIMITED HEDS-5140#A13 CODE WHEEL, SHAFT ENCODER, 500PPR. *Farnell element14*. [Online] Premier Farnell UK Limited. [Citace: 22. 4. 2016.] <http://cz.farnell.com/broadcom-limited/heds-5140-a13/code-wheel-shaft-encoder-500ppr/dp/2467479>.

[34] Burster 8645 EN datasheet. *Torque sensor*.

[35] Burster 8661 EN datasheet. *Precision Torque Sensor*.

[36] HIWIN TECHNOLOGIES CORP. HGH - úzký vozík. *CNC shop*. [Online] [Citace: 22. 4. 2016.] <http://cncshop.cz/hgh-uzky-vozik>.

[37] HIWIN TECHNOLOGIES CORP. Kolejnice HGR. *CNC shop*. [Online] CNC shop s.r.o. [Citace: 22. 4. 2016.] <http://cncshop.cz/kolejnice-hgr>.

[38] DASSAULT SYSTEMES. SOLIDWORKS Corp. [software]. [Citace: 3. 5. 2016]. Dostupné z: <https://www.solidworks.com/sw/support/SystemRequirements.html>. Požadavky na systém: procesor Intel, AMD s podporou SSE2 (64-bit), operační systém Windows 7 SP1 a výš, volné místo na disku 5 GB, operační paměť 8 GB.

[39] Man-system Integration Standards (NASA-STD-3000). *National Aeronautics and Space Administration*. [Online] NASA, 1995. [Citace: 4. 3. 2016.] <http://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm>.

[40] Antropometría. *Laboratorio de condiciones de trabajo*. [Online] [Citace: 18. 03. 2016.] [http://www.escuelaing.edu.co/uploads/laboratorios/2956\\_antropometria.pdf](http://www.escuelaing.edu.co/uploads/laboratorios/2956_antropometria.pdf).

[41] Breve Introducción a la antropometría física. [Online] [Citace: 18. 03. 2016.] <http://mooldesign.blogspot.cz/2010/03/breve-introduccion-la-antropometria.html>.

[42] 500kg Lifting Table SYTJ-50 rotating scissor lift table. *Alibaba*. [Online] [Citace: 22. 4. 2016.] [http://www.alibaba.com/product-detail/500kg-Lifting-Table-SYTJ-50-rotating\\_1920534205.html?spm=a2700.7724855.30.220.ZH517G&s=p](http://www.alibaba.com/product-detail/500kg-Lifting-Table-SYTJ-50-rotating_1920534205.html?spm=a2700.7724855.30.220.ZH517G&s=p).



## Seznam obrázků

Obrázek 1: Biodex Systém 3 Pro .....	17
Obrázek 2: Příklad použití hand-held dynamometru .....	18
Obrázek 3: Antagonistická činnost bicepsu a tricepsu (upraveno).....	19
Obrázek 4: Svaly předloktí .....	20
Obrázek 5: Přední a zadní skupina stehenních svalů .....	21
Obrázek 6: Přední a zadní strana bérce.....	22
Obrázek 7: Třífázový asynchronní motor Raveo.....	30
Obrázek 8: 3D návrh pákového pohonu uloženého na vozíku a v detailu .....	31
Obrázek 9: Motor s převodovkou od firmy Lenze .....	32
Obrázek 10: Detail uložení motoru a torzního měřiče.....	33
Obrázek 11: Inkrementální čidlo .....	35
Obrázek 12: Kolečko inkrementálního čidla typu HEDS-5140#A13 zvoleného pro variantu s manuálním pohonem .....	35
Obrázek 13: Detail zakomponovaného enkoderu do systému s pákovým pohonem .....	36
Obrázek 14: Torzní měřiče Burster 8645 a 8661 se zabudovaným enkoderem .....	38
Obrázek 15: Detail spojení hřídelí motoru, torzního měřiče a konstrukce k uchycení částí pro uložení končetiny .....	40
Obrázek 16: Schéma uspořádání systému DKE .....	43
Obrázek 17: Vozík a kolejnice lineárního vedení HIWIN .....	44
Obrázek 18: Detail hliníkové konstrukce s lineárním vedením HIWIN a modularity pro ukotvení lýtka .....	45
Obrázek 19: Příklad využití konstrukce pro uchycení předloktí - vysunutí do krajních mezí v horizontálním směru .....	46
Obrázek 20: Rozložení percentilů (upraveno) .....	48
Obrázek 21: Konstrukce pro uchycení předloktí .....	49
Obrázek 22: Konstrukce pro uchycení ruky .....	50
Obrázek 23: Konstrukce pro uchycení lýtka.....	51
Obrázek 24: Konstrukce pro uchycení nohy.....	51
Obrázek 25: Návrh možného řešení vozíku.....	53
Obrázek 26: Návrh řešení konstrukce určené k fixaci statických částí těla.....	55
Obrázek 27: Měřící rozsah pákového systému .....	56
Obrázek 28: Ukázka měřícího rozahu páky ve 3D návrhu .....	57

Obrázek 29: Příklad výsledku pevnostního testu MKP zatížením konstrukce pro uložení lýtka, červená barva odpovídá vyšším hodnotám deformace, modrá nižším ..... 58

## Seznam tabulek

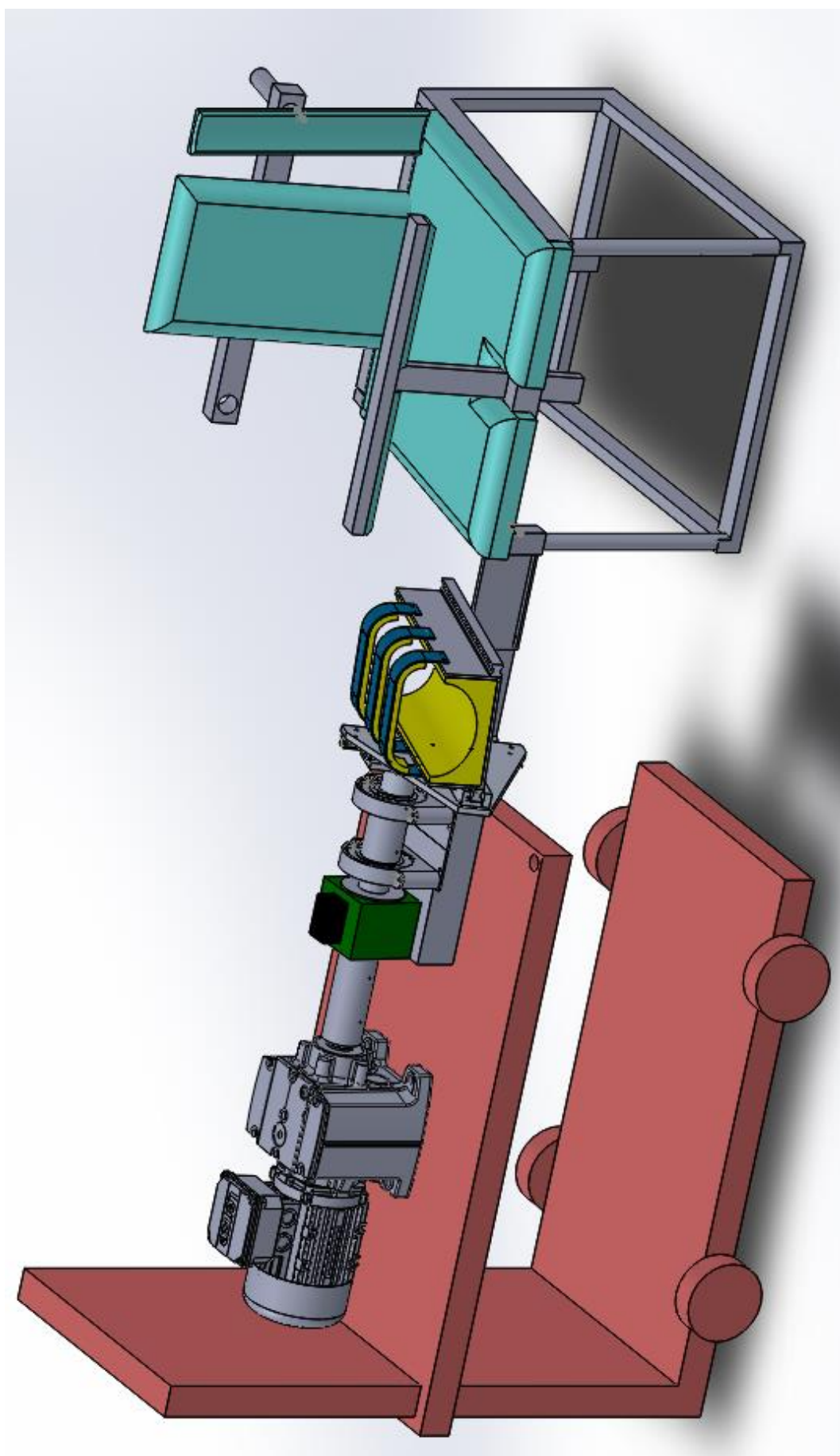
Tabulka 1: Ashworthova škála .....	14
Tabulka 2: Definice rychlosti protažení.....	15
Tabulka 3: Slovní ekvivalent k danému stupni škály .....	15
Tabulka 4: Fyziologické rozsahy pohybů v kloubu.....	23
Tabulka 5: Přehled nabídek vhodných elektromotorů .....	33
Tabulka 6: Přehled nabídek torzních měřičů .....	39
Tabulka 7: Přehled modulů a jejich orientační pořizovací cena .....	43
Tabulka 8: Výpis hmotností komponent držících měřenou končetinu .....	45
Tabulka 9: Antropometrické údaje .....	47
Tabulka 10: Výpis hmotností vybraných součástí .....	54
Tabulka 11: Materiálové vlastnosti vybraného hliníkového materiálu .....	57
Tabulka 12: Výsledky testu zatížení konstrukce pro uchycení lýtky.....	58
Tabulka 13: Výsledky testu zatížení páky .....	59
Tabulka 14: Výsledky testu zatížení hřídele .....	59
Tabulka 15: Cenový rozpočet varianty s motorizovaným pohonem .....	60
Tabulka 16: Cenový rozpočet varianty s manuálním pohonem .....	61
Tabulka 17: Rozpočet testovací varianty s manuálním pohonem .....	62
Tabulka 18: Orientační náklady spojené s údržbou.....	63

## Seznam příloh

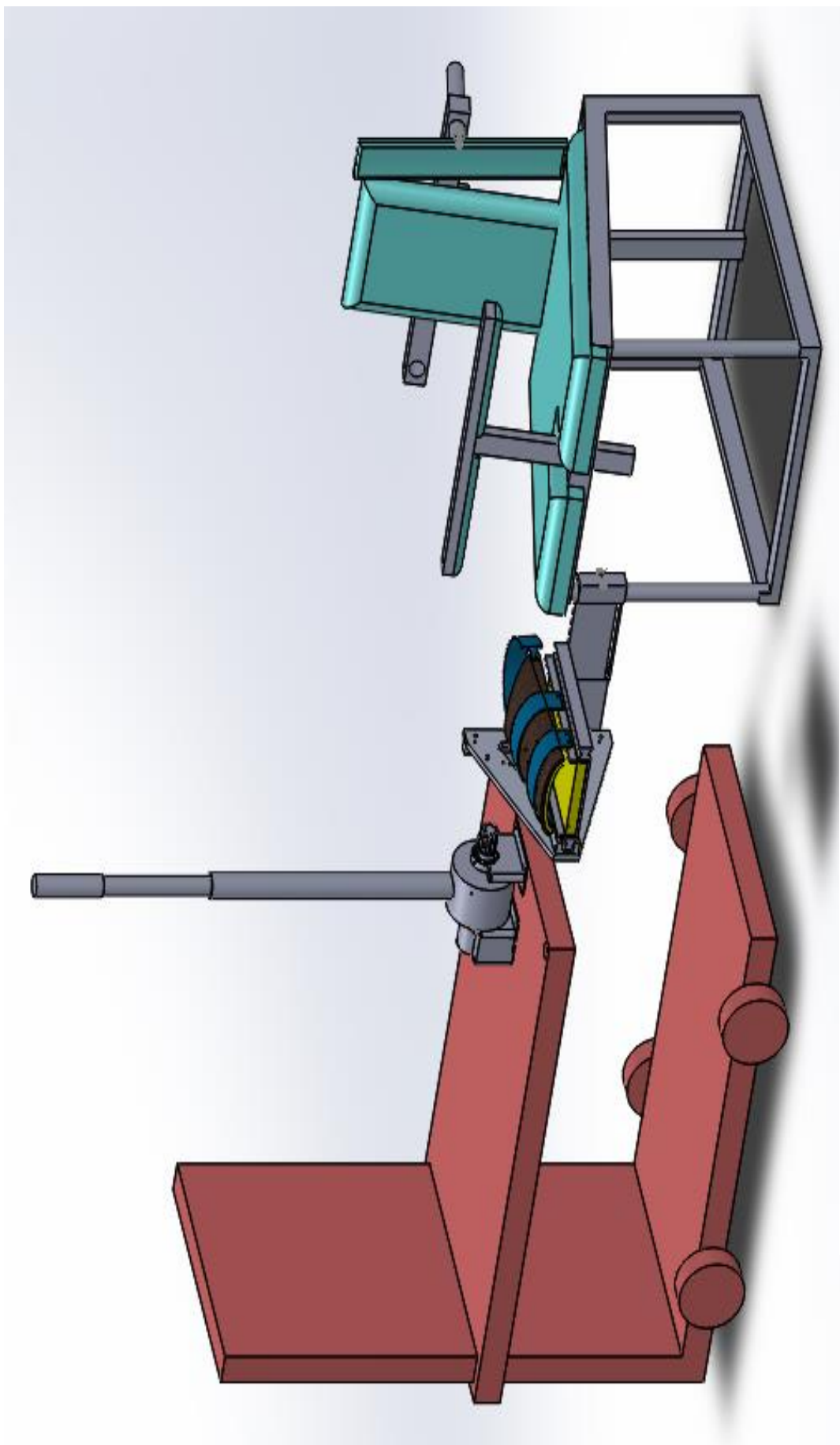
Příloha A: 3D návrh sestavy s motorizovaným pohonem s ukázkou konfigurace při měření spasticity stehenních svalů.....	II
Příloha B: 3D návrh varianta s pákovým pohonem s ukázkou konfigurace při měření spasticity svalů bérce .....	II
Příloha C: 3D návrh konstrukce k uložení předloktí .....	II
Příloha D: 3D návrh konstrukce k uložení ruky .....	II
Příloha E: Technický výkres konstrukce k uložení předloktí .....	II
Příloha F: Technický výkres konstrukce k uložení ruky .....	II
Příloha G: 3D návrh konstrukce k uložení lýtka.....	II
Příloha H: 3D návrh konstrukce k uložení nohy.....	II
Příloha I: Technický výkres konstrukce k uložení lýtka.....	II
Příloha J: Technický výkres konstrukce uložení nohy .....	II
Příloha K: Technický výkres trojúhelníkové konstrukce s lineárním vedením HIWIN..	II
Příloha L: Rozložená páková sestava s inkrementálním čidlem.....	II
Příloha M: Rozložená sestava spojek a hřídelí systému s motorizovaným pohonem .....	II

# **Přílohová část**

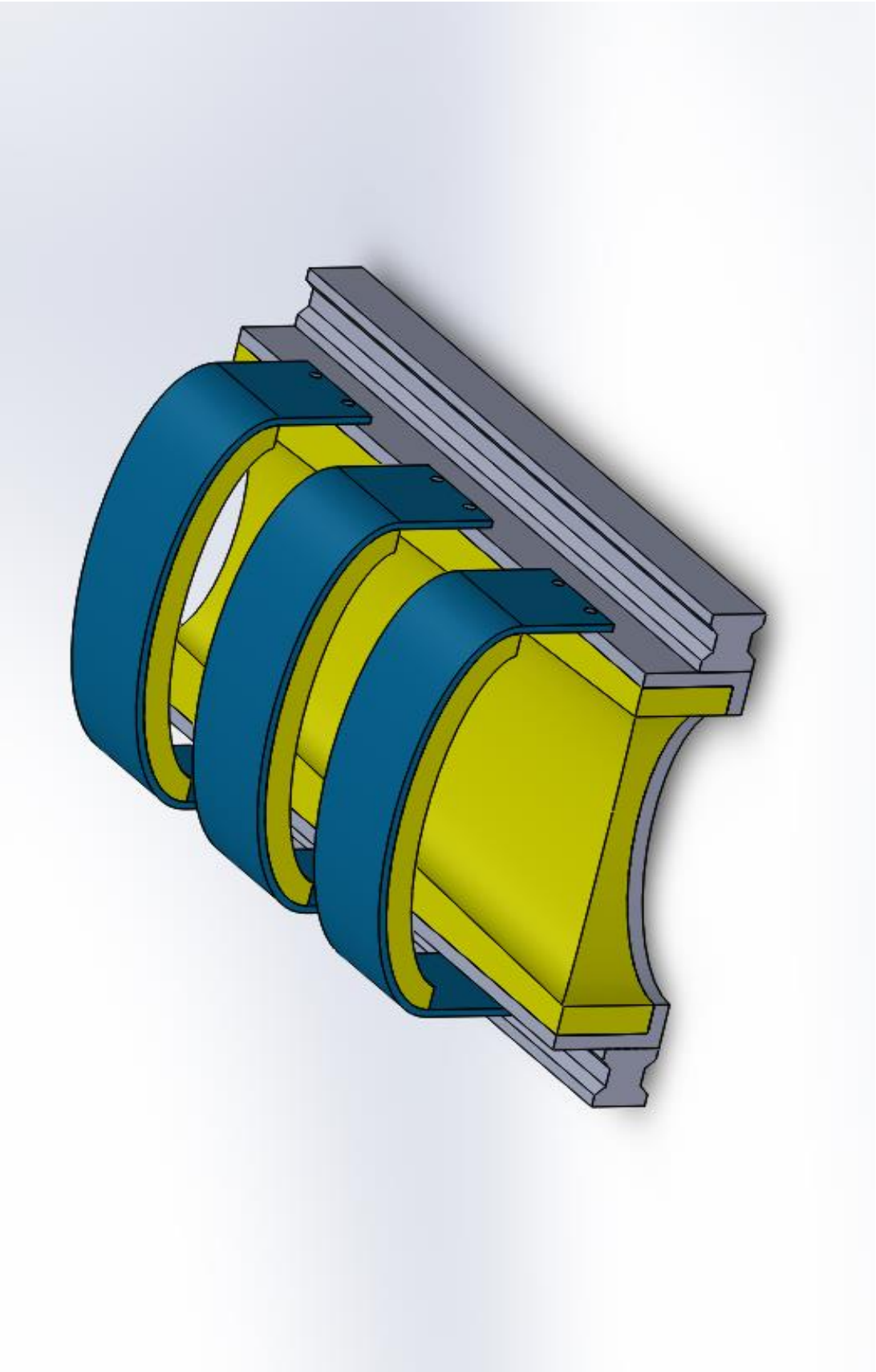
---



Příloha A: 3D návrh sestavy s motorizovaným pohonem s ukázkou konfigurace při měření spasticity stehenních svalů

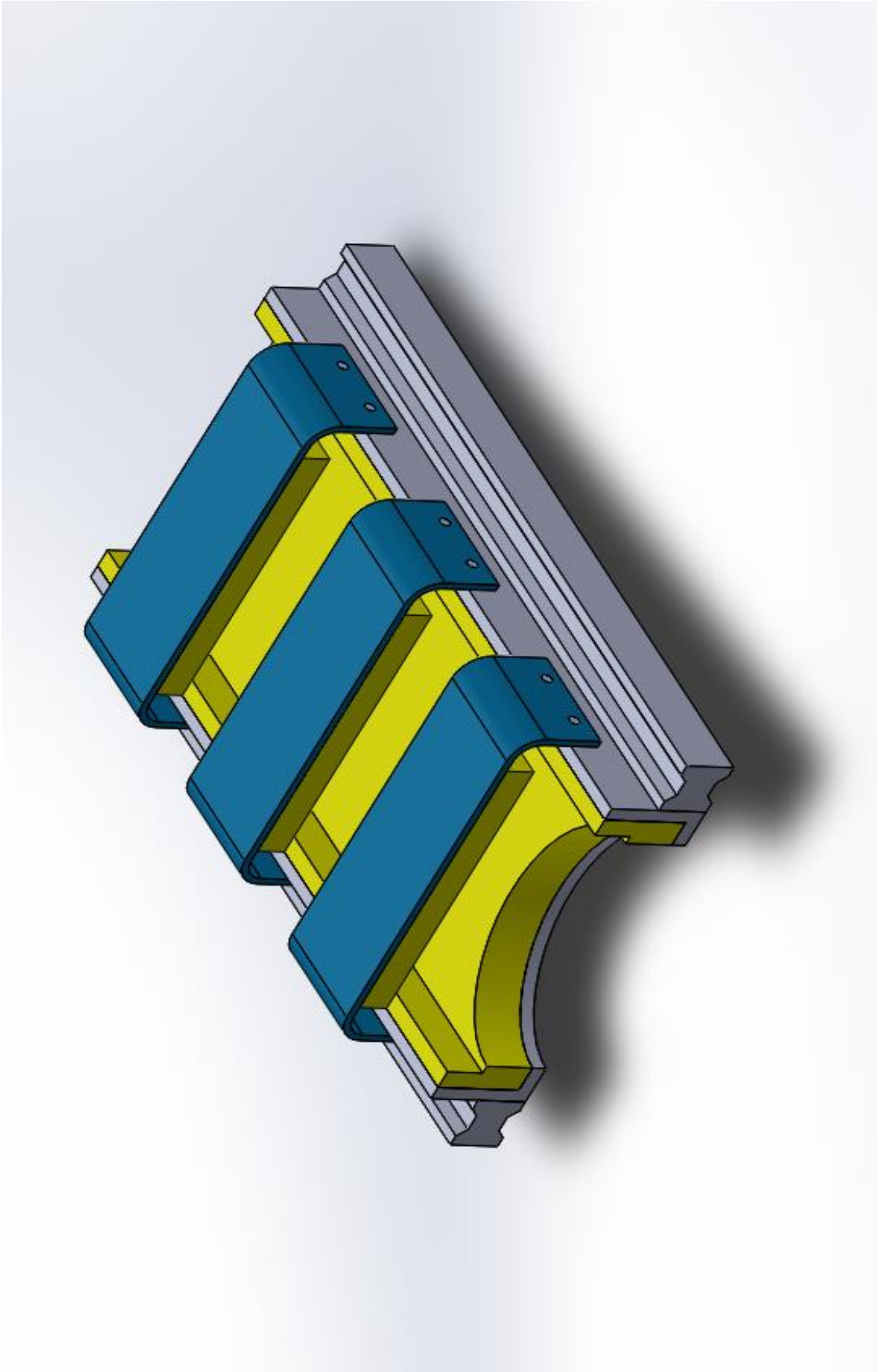


Příloha B: 3D návrh varianta s pákovým pohonem s ukázkou konfigurace při měření spasticity svalů bérce

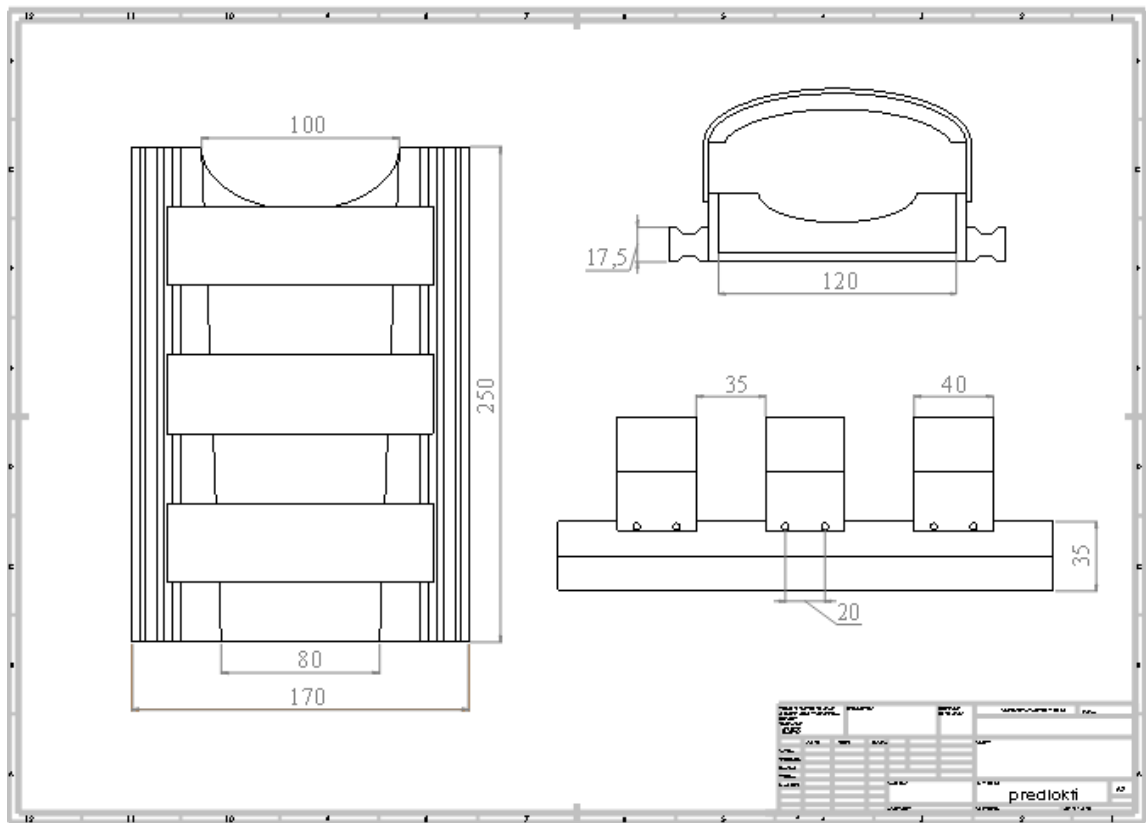


Příloha C: 3D návrh konstrukce k uložení předloktí

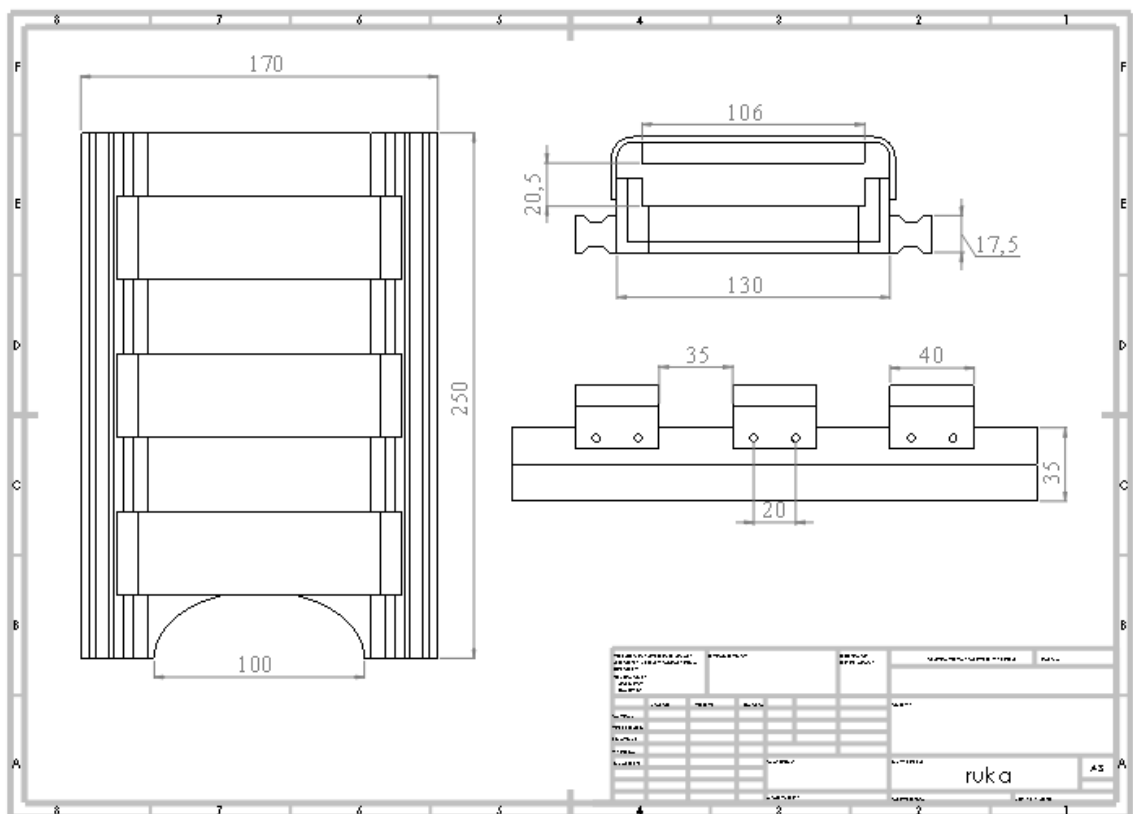




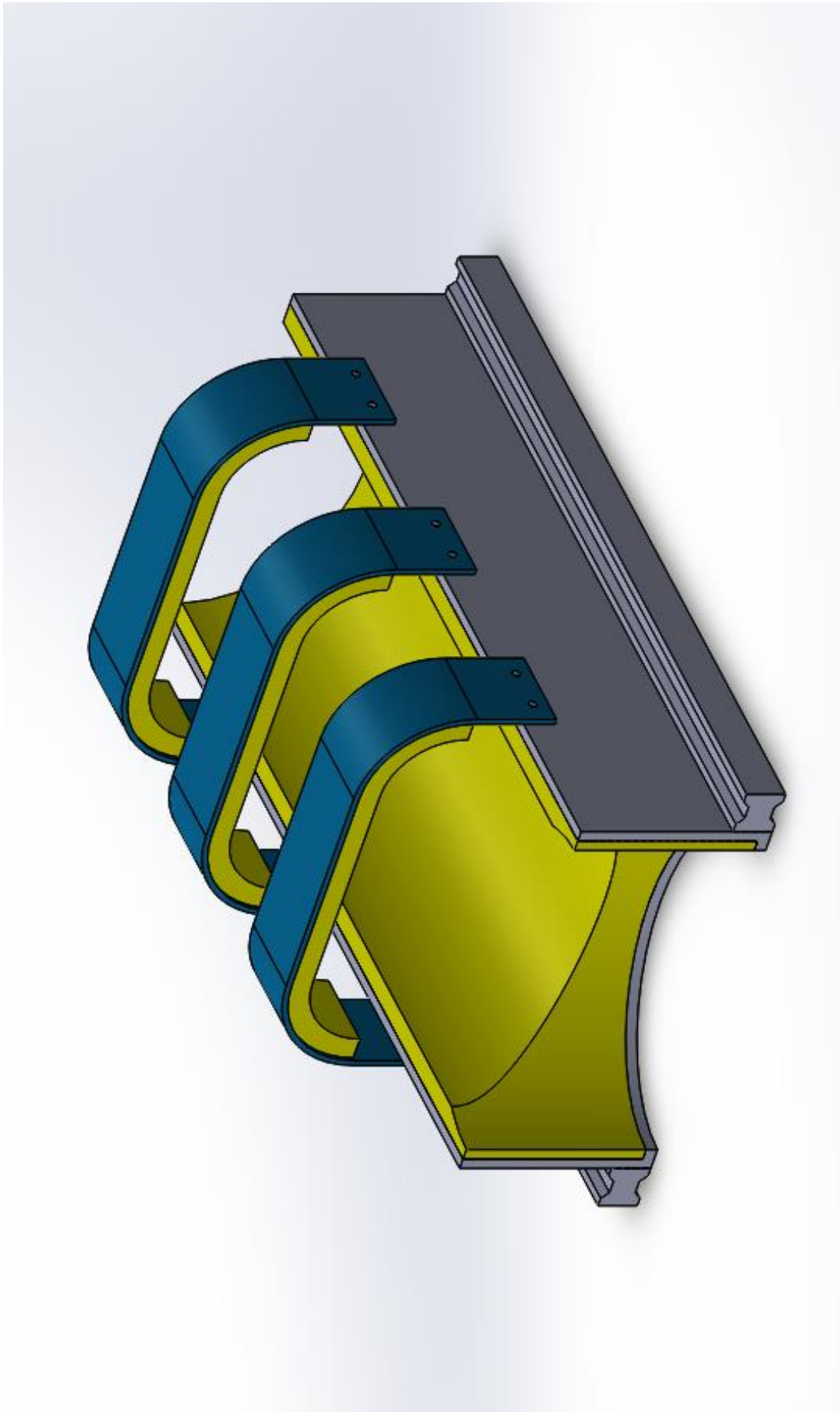
Příloha D: 3D návrh konstrukce k uložení ruky



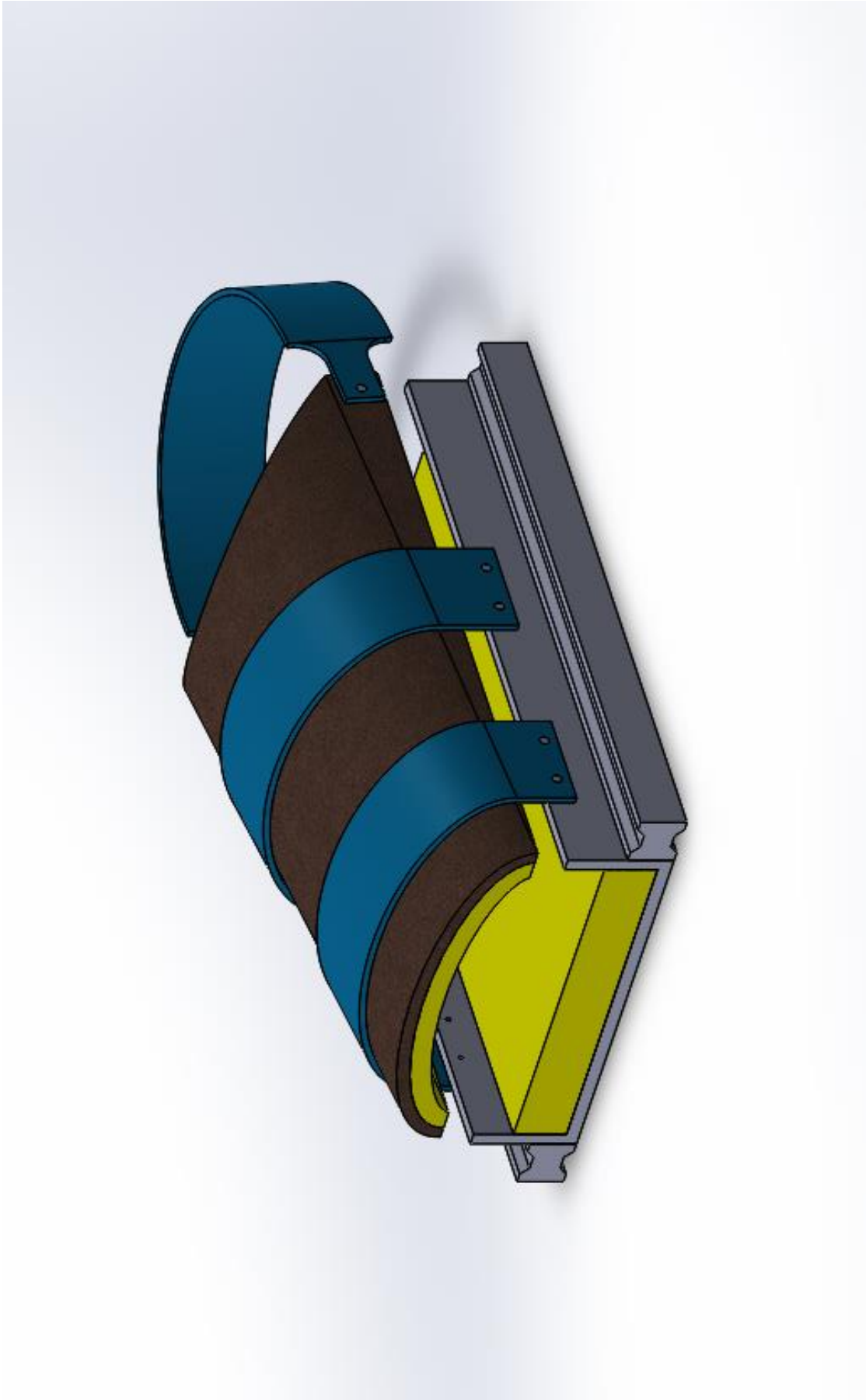
Příloha E: Technický výkres konstrukce k uložení předloktí



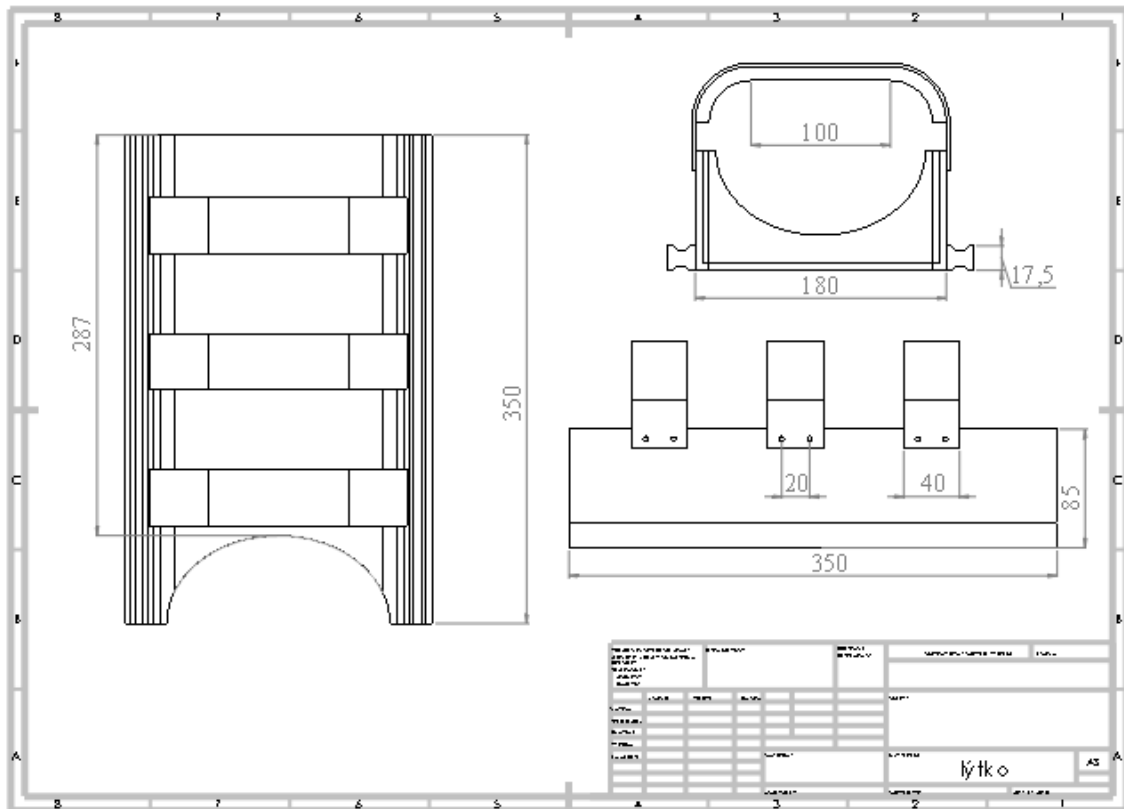
Příloha F: Technický výkres konstrukce k uložení ruky



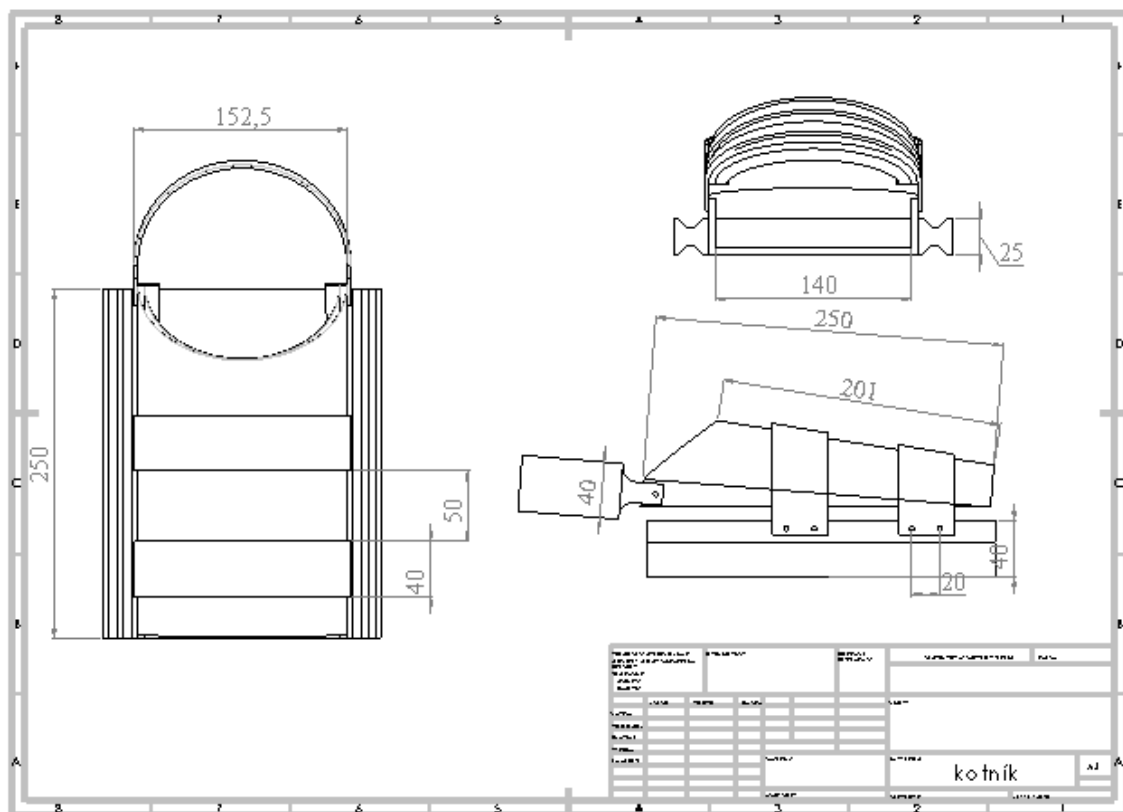
Příloha G: 3D návrh konstrukce k uložení lýtka



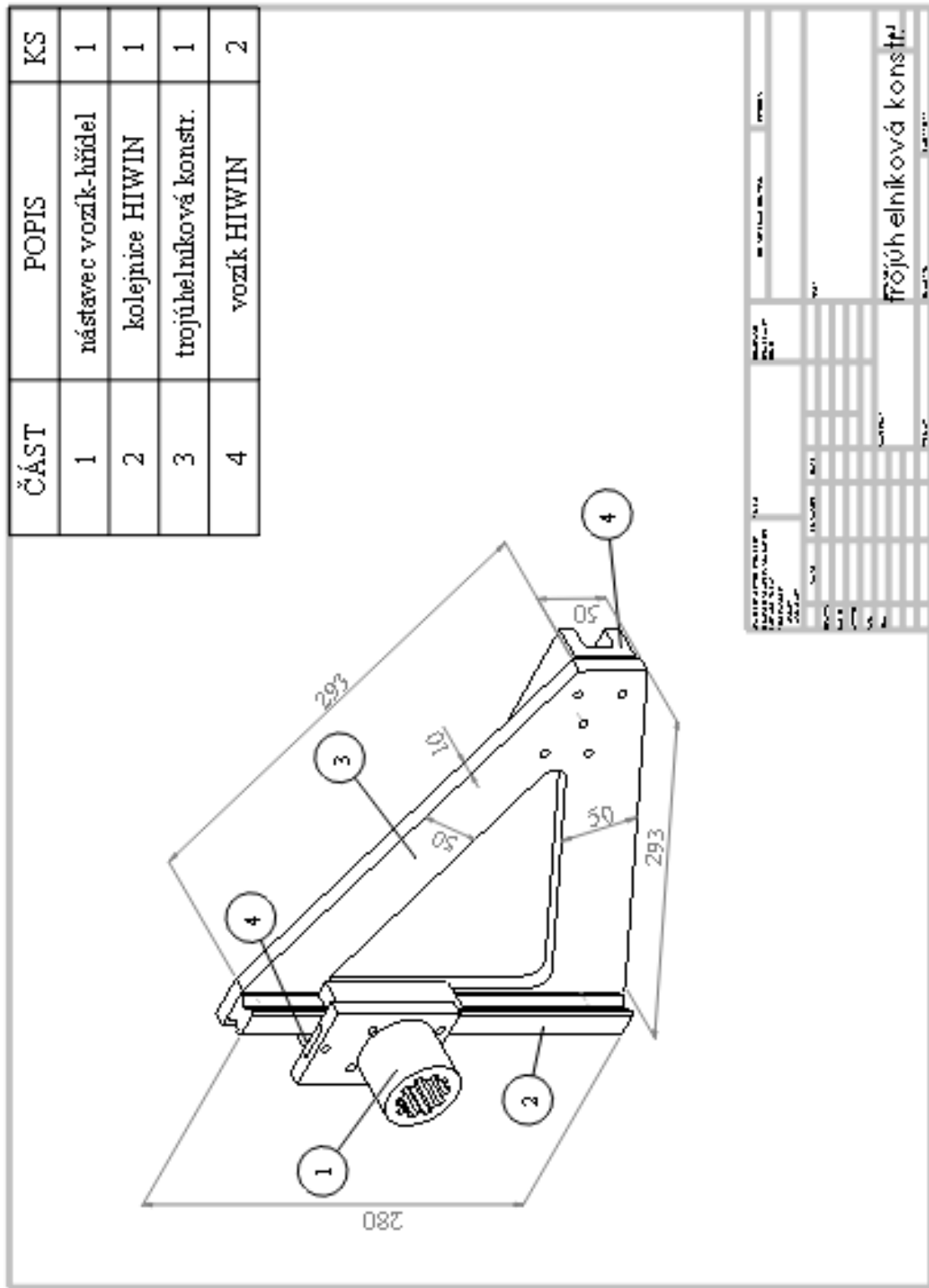
Příloha H: 3D návrh konstrukce k uložení nohy



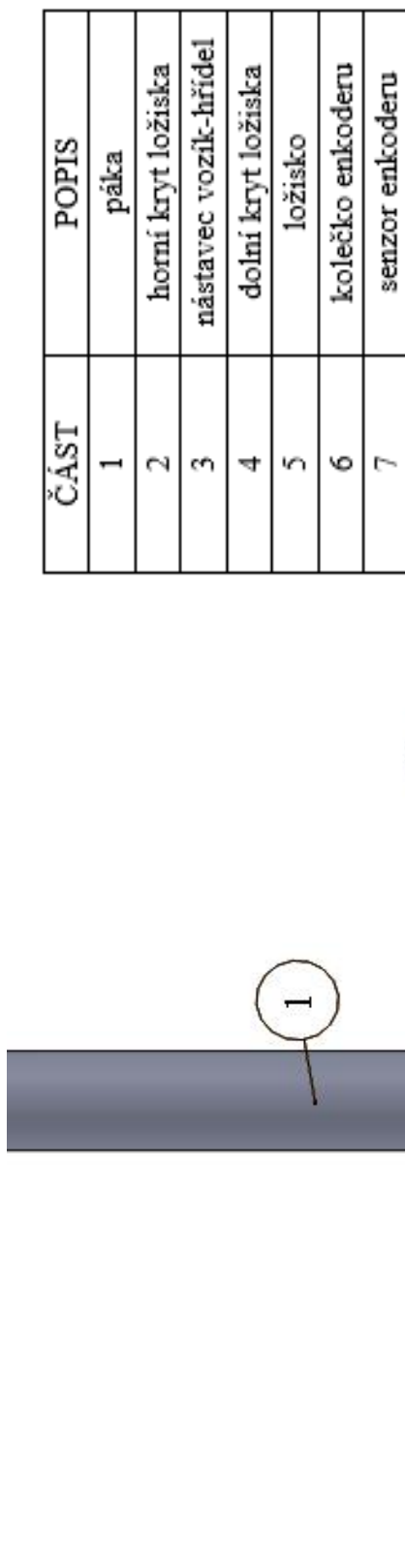
Příloha I: Technický výkres konstrukce k uložení lýtka



Příloha J: Technický výkres konstrukce uložení nohy



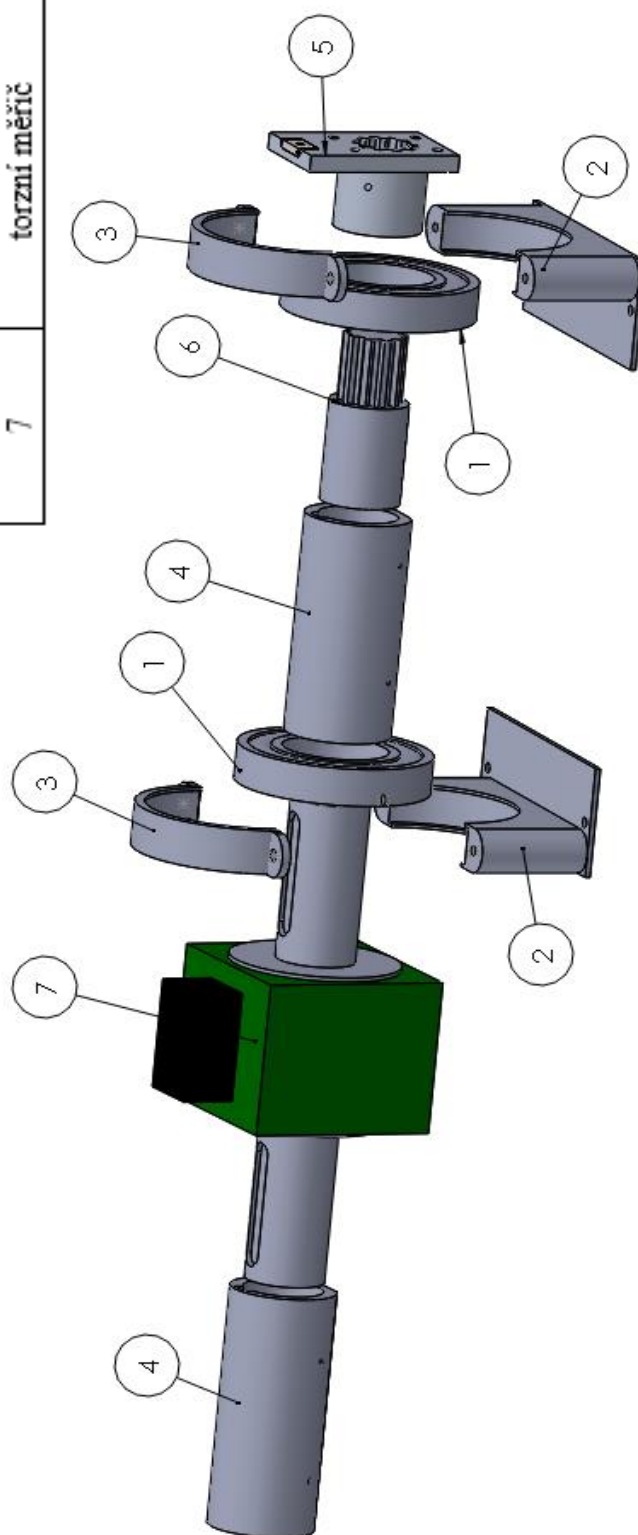
Příloha K: Technický výkres trojúhelníkové konstrukce s lineárním vedením HIWIN



ČÁST	POPIS
1	páka
2	horní kryt ložiska
3	nástavec vozík-hřídel
4	dolní kryt ložiska
5	ložisko
6	kolečko enkoderu
7	senzor enkoderu

Příloha L: Rozložená páková sestava s inkrementálním čidlem

ČÁST	POPIS
1	ložisko
2	dolní kryt ložiska
3	horní kryt ložiska
4	spojka
5	nástavec vozík-hřídel
6	hřídel
7	torzní měřič



Příloha M: Rozložená sestava spojek a hřídelů systému s motorizovaným pohonem