



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

# **Návrh metod měření a hodnocení spasticity svalů**

## **Design of methods of measurement and evaluation of muscle spasticity**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Barbora Adamová

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

---

**Kladno 2018**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2017/2018

## Z a d á n í   d i p l o m o v é   p r á c e

Student: **Bc. Barbora Adamová**  
Studijní obor: Biomedicínský inženýr  
Téma: **Návrh metod měření a hodnocení spasticity svalů**  
Téma anglicky: Design of methods of measurement and evaluation of muscle spasticit

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

Navrhnete metody měření a kvantitativního hodnocení kinematických a dynamických dat pohybu pro studium spasticity svalů. Návrh proveďte na základě řešerše a doporučení Neurologické kliniky VFN. Navrhnete metody tak, aby umožnily měření spasticity během vyšetření svalově-kosterního systému horní končetiny. Součástí práce je také návrh a realizace předzpracování dat z inkrementálních snímačů a tenzometrických snímačů. Zvolené metody realizujte a otestujte pro měření minimálně deseti subjektů, a proveďte zhodnocení výstupů z měření. Vytvořte návod a metodiku použití metod v rámci rehabilitace horních končetin.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Novák Petr, Mobilní roboty - pohony, senzory, řízení, ed. 1, BĚN - technická literatura, 2005, ISBN 9788073001414
- [2] Tichý, M., Funkční diagnostika pohybového aparátu, ed. 1. vydání, Triton, 2001, ISBN 80-7254-022-X
- [3] DOBEŠ M. , MICHKOVÁ M. , Učební text k základnímu kurzu diagnostiky a terapie funkčních poruch pohybového aparátu, ed. 1. vydání, Domiga, 1997, ISBN 80-902222-1-8
- [4] Daniel M., Experimentální biomechanika, ed. skriptá, ČVUT, 2008, ISBN 9788001039823

Vedoucí: doc. Ing. Patrik Kutílek, MSc., Ph.D.  
Konzultant: prof. MUDr. Robert Jech, Ph.D.

Zadání platné do: 20.09.2019

.....  
vedoucí katedry / pracoviště

.....  
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Návrh metod měření a hodnocení spasticity svalů“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové 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 18. 5. 2018

-----  
Bc. Barbora Adamová

## **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**

Návrh metod měření a hodnocení spasticity svalů

Cílem této práce bylo vytvořit systém a metody měření a zpracování dat, které umožní kvantifikovat ztuhlost svalů. V rámci práce bylo navrženo zařízení a metody, které umožňují hodnotit pasivní odpor svalu proti vykonávanému pohybu. Součástí návrhu je i zpracování a vyhodnocení výsledků experimentu. Měření probíhalo na 10 zdravých dobrovolnících, každý provedl extenzi předloktí pro 3 rozsahy rychlostí: 5–10 °/s, 10–15 °/s a 15–20 °/s v maximálním rozsahu pohybu. Proběhlo i měření svalu za simulované zvýšené ztuhlosti a za uchycení do ortézy zvyšující pasivní odpor svalu. Kruskal-Wallisův test pro porovnání koeficientů ztuhlosti a středních hodnot momentů síly pro různé rychlosti nebo úseky pohybů odhalil průkazný rozdíl ( $p < 0,05$ ) v případě koeficientů ztuhlosti v závislosti na úhlu v lokti. Pomocí Wilcoxonova testu byl prokázán nárůst momentu síly při porovnání zdravých subjektů a simulace zvýšeného svalového tonu. Stejně tak při porovnání zdravých subjektů s měřením s ortézou zvyšující pasivní odpor svalu, a to v případě porovnávání koeficientů ztuhlosti i středních hodnot momentů síly.

## **Klíčová slova**

spasticita; pasivní odpor svalu; kvantifikace ztuhlosti

## **ABSTRACT**

Design of methods of measurement and evaluation of muscle spasticity

The aim of this Master's Thesis was to design a system and methods for quantification muscle spasticity. This manually controlled system provides a measurement of resistance of passive movement of muscle groups which are responsible for movement of an elbow joint. The electronic subsystem is used to measure angular velocity and torque in an elbow joint. Ten healthy subjects participated on this experiment, every subject realized an extension of elbow in three range of angular velocities: 5–10 deg/s, 10–15 deg/s and 15–20 deg/s in a maximal range of motion. I also executed a measurement of muscles with an orthotics used for an increase of torque and measurement of healthy contracted muscle. The resistance to passive movement calculated as a slope of torque in dependence of elbow joint angle tended to increase with the angle ( $P < 0,05$ ). Resistance to passive movement and a median of torque were also higher in the data measured with an orthotics and contracted muscle than in the data measured on subjects with normal muscle stress.

## **Keywords**

spasticity; resistance to passive movement; quantification of muscle stiffness

# OBSAH

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>9</b>
<b>Seznam obrázků</b> .....	<b>10</b>
<b>Seznam tabulek</b> .....	<b>12</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>13</b>
1.1 Spasticita .....	13
1.1.1 Léčebné postupy .....	14
1.1.2 Rehabilitační léčba.....	14
1.2 Metody hodnocení spasticity.....	14
1.2.1 Ashworthova škála.....	15
1.2.2 Tardieuho škála.....	16
1.2.3 Dynamometrie .....	17
1.2.4 Experimentální hodnocení ztuhlosti svalů.....	17
1.3 Závěr kapitoly .....	25
<b>2 Metody</b> .....	<b>27</b>
2.1 Parametry pro kvantifikaci spasticity.....	27
2.2 Měření silových účinků.....	28
2.2.1 Způsob měření .....	29
2.3 Měření kinematiky pohybu .....	30
2.3.1 Způsob měření .....	30
2.4 Příjem a zpracování dat.....	31
2.4.1 Zpracování signálu z inkrementálního čidla.....	31
2.4.2 Zpracování signálu z tenzometru.....	33
2.5 Návrh zpracování výsledků.....	34
2.6 Realizace systému .....	34
2.7 Aplikace realizované konstrukce systému .....	35
2.8 Aplikace navržených algoritmů .....	36
2.8.1 Popis měřícího SW .....	37
2.8.2 Popis ovládání SW.....	38
2.9 Popis experimentu.....	39
2.9.1 Výběr subjektů.....	39

2.9.2	Stanovení rychlostí pohybu .....	40
2.9.3	Postup měření .....	40
2.10	Závěr kapitoly .....	41
<b>3</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>43</b>
3.1	Extrakce relevantních dat .....	43
3.2	Hodnocení parametrů závislosti .....	44
3.3	Statistické vyhodnocení experimentu .....	49
3.3.1	Hodnocení směrníc grafů.....	49
3.3.2	Hodnocení středních hodnot .....	49
3.4	Závěr kapitoly .....	51
<b>4</b>	<b>Diskuze.....</b>	<b>52</b>
4.1	Další možnosti a aplikace systému .....	55
<b>5</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>56</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>57</b>
	<b>Příloha A: Informovaný souhlas .....</b>	<b>60</b>
	<b>Příloha B: Souhlas etické komise FBMI.....</b>	<b>61</b>
	<b>Příloha C: Návrh metodiky měření.....</b>	<b>62</b>
	<b>Příloha D: Seznam souborů na CD .....</b>	<b>65</b>



# Seznam symbolů a zkratk

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
RTPM	$\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{deg}^{-1}$	Pasivní odpor svalu ( <i>Resistance to Passive Movement</i> )
k	$\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{deg}^{-1}$	Koeficient ztuhlosti

## Seznam zkratk

Zkratka	Význam
GUI	Uživatelské prostředí Matlabu ( <i>Graphical User Interface</i> )
MAS	Modifikovaná Ashworthova škála ( <i>Modified Ashworth Scale</i> )
CCA	Úhel záškubu ( <i>Clinical Catch Angle</i> )
UART	Univerzální asynchronní přijímač/vysílač ( <i>Universal Asynchronous Receiver-Transmitter</i> )
USB	Univerzální sériová sběrnice ( <i>Universal Serial Bus</i> )
TCP	Protokol přenosové vrstvy ( <i>Transmission control protocol</i> )
IP	Síťový protokol ( <i>Internet Protocol</i> )

# Seznam obrázků

Obrázek 1.1: Graf závislosti síly svalu na úhlu v lokti pro spastický sval stupně 1 podle MAS.....	18
Obrázek 1.2: Graf závislosti pasivního odporu svalů (RTPM) na modifikované Ashworthově škále (MAS). .....	19
Obrázek 1.3: Systém pro kvantifikaci spasticity vytvořený ve studii.....	19
Obrázek 1.4: Naměřená data závislosti síly svalů na úhlu v lokti. ....	20
Obrázek 1.5: Závislost ztuhlosti svalů konajících rotaci v metakarpofalangových kloubech (MCP) a v lokti na rychlosti pohybu.....	21
Obrázek 1.6: Závislost torzního momentu na úhlové rychlosti rotace v lokti. Část A – extenzory lokte, část B – flexory lokte. ....	21
Obrázek 1.7: Schéma vytvořeného systému pro kvantifikaci ztuhlosti svalu. (a) hand-held zařízení pro diferenční snímání tlaku, (b) subsystém pro snímání změn tlaku, (c) sběr a ukládání dat.....	22
Obrázek 1.8: Systém experimentálně vytvořený pro kvantifikaci ztuhlosti svalu, náčrt pohybu končetinou.....	23
Obrázek 1.9: Náčrt nohy včetně zkoumaných parametrů rotace kotníku. ....	24
Obrázek 1.10: Graf závislosti pasivního odporu svalů konajících dorsiflexi kotníku na úhlové rychlosti pohybu.....	24
Obrázek 2.1: Návrh interpretace křivky závislosti pasivního momentu síly na úhlu v lokti .....	27
Obrázek 2.2: Návrh na vyhodnocení závislosti síly svalu na úhlu v kloubu. ....	28
Obrázek 2.3: Fotografie použitých zapojených tenzometrických známek .....	29
Obrázek 2.4: Ukázka zakomponování inkrementálního čidla do systému.....	30
Obrázek 2.5: Způsob zpracování informace v systému .....	31
Obrázek 2.6: Detailnější pohled na zpracování signálu z inkrementálního čidla.....	31
Obrázek 2.7: Vyhodnocení směru otáčení systému.....	32
Obrázek 2.8: Způsob zpracování signálu z tenzometrů.....	33
Obrázek 2.9: Systém pro měření ztuhlosti svalů realizovaný v rámci diplomové práce	35
Obrázek 2.10: Graf závislosti momentu síly na napětí proložený lineárním trendem pro přepočtení hodnot napětí na tenzometru na moment síly .....	36
Obrázek 2.11: Výchozí stav okna GUI před začátkem měření.....	37

Obrázek 2.12: Ukázka upozornění na chybu v okně GUI .....	38
Obrázek 2.13: Ukázka ovládacího okna při probíhajícím měření .....	39
Obrázek 2.14: Ukázka uchycení končetiny do systému .....	41
Obrázek 3.1: Graf závislosti momentu síly na úhlu v lokti – ukázka zpracování naměřených dat .....	43
Obrázek 3.2: Ukázka průběhu momentu síly na úhlu v lokti pro zdravý sval (+), končetinu s ortézou (*) a simulaci zvýšené spasticity (o) .....	44
Obrázek 3.3: Graf závislosti momentu síly na úhlu proložený lineárními trendy, k1 – červeně (--), k2 – černě (..), k3 – zeleně (-.) .....	45
Obrázek 3.4: Ukázka grafu závislosti momentu síly na úhlu při měření s ortézou zvětšující pasivní odpor svalů paže .....	46
Obrázek 3.5: Ukázka závislosti momentu síly na úhlu v lokti při zatnutí flexorů lokte tak, aby byl zvětšen odpor proti extenzi vykonávané systémem .....	46
Obrázek 3.6: Graf porovnávací hodnoty směrnic přímk proložených naměřenými závislostmi. Čísla 1-3 označují 1. až 3. úsek závislosti, s – pomalý pohyb (slow), m – středně rychlý pohyb (medium), f – rychlý pohyb (fast) .....	47
Obrázek 3.7: Grafy mediánů momentů síly vypočítané na 30° úsecích pohybu pro pomalý, středně rychlý a rychlý pohyb. Zdraví probandi jsou vyznačeni modře (+), měření s ortézou je vyznačeno černě (*) a měření se simulovaným zvýšeným odporem svalů je vyznačeno červeně .....	48
Obrázek 3.8: Graf znázorňující mediány momentů síly pro jednotlivé 30° úseky pohybů – ukázka pro středně rychlý pohyb .....	50
Obrázek 3.9: Ukázka závislosti mediánů momentu síly pro úhel 30 ° v závislosti na rychlosti pohybu .....	51

## Seznam tabulek

Tabulka 1.1: Ashworthova škála .....	15
Tabulka 1.2: Modifikovaná Ashworthova škála (MAS) .....	15
Tabulka 1.3: Definice rychlosti protažení.....	16
Tabulka 1.4: Slovní ekvivalent k danému stupni škály .....	16
Tabulka 1.5: Přehled studií souvisejících s měřením ztuhlosti svalů nebo kvantifikace spasticity .....	26
Tabulka 2.1: Stanovení směrodatné chyby měření tenzometrů .....	36
Tabulka 2.2: Údaje probandů účastnících se experimentu .....	40
Tabulka 3.1: Střední hodnoty koeficientů tuhosti svalů u měřených probandů .....	45
Tabulka 3.2: Tabulka mediánů naměřených moment síly na 30° úsecích pohybu.....	47

# 1 Úvod

---

Cílem práce je konstrukce systému a návrh metod zpracování a interpretace dat pro kvantifikaci svalové ztuhlosti, tj. měření pasivního odporu svalů. Za tímto účelem je proveden průzkum současného stavu problematiky pro specifikaci požadavků na navrhovaný systém a metody a použití metod měření v praxi.

Přehled současného stavu je zaměřen na obecné vymezení spasticity a jejích projevů. Dále pak na možnosti současné rehabilitační péče a sleduje používané metody kvantitativního hodnocení. Největším nedostatkem v současnosti používaných metod pro hodnocení svalové ztuhlosti u onemocnění jako je například spasticita, 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 postižený sval klade proti pohybu 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.

Výstupem diplomové práce je předpokládán měřicí systém splňující požadavky vyplývající z rešerše současného stavu systémů a metod pro kvantifikaci spasticity a z doporučení lékařů Neurologické kliniky VFN. Systém vychází z návrhu vytvořeného v rámci bakalářské práce, kde jsem se zabývala výběrem vhodných komponentů s ohledem na využití systému. Pro realizaci měření byl vytvořen ovládací software v prostředí Matlab®, jehož součástí je i uživatelské rozhraní, které usnadňuje proces vyšetřování lékařem, popřípadě fyzioterapeutem. Součástí diplomové práce je i statistické zpracování výsledků pilotního měření, který probíhal ve spolupráci s Všeobecnou fakultní nemocnicí v Praze.

## 1.1 Spasticita

Definice spasticity se v dostupné literatuře objevuje v obdobném znění, a sice: „*Spasticita je charakterizována zvýšením tonického napínacího reflexu v závislosti na rychlosti pasivního protažení.*“ [1]. Z další literatury pak vyplývá, že spastická odpověď se objevuje při pasivním protažení svalu nejen při určité rychlosti, ale i délce protažení. Této skutečnosti se využívá při hodnocení závažnosti spasticity. [2]

Svalová ztuhlost, a tedy viskoelastické změny ve svalu, popřípadě šlachách i vazech vede k omezení rozsahu pohybu a vzniku svalových, často i bolestivých, kontraktur. Takto postižený sval pak klade odpor při pasivním protahování. Tento odpor pak subjektivně kvantifikuje vyšetřující. Důležitou prevencí vzniku svalových kontraktur je rehabilitační léčba, která spočívá hlavně v protahování nemocného svalu, popřípadě v podstoupení dalších rehabilitačních procedur, popřípadě medikaci. [2]

Nejčastějšími příčinami jsou poškození míchy po úrazu, roztroušená skleróza, cévní mozková příhoda, poranění mozku a dětská mozková obrna. [3]

### 1.1.1 Léčebné postupy

V současnosti nejpoužívanějšími léčebnými postupy v klinické praxi je hlavně prevence vzniku kontraktur, tzn. strečink, který je součástí rehabilitační léčby. Další používané postupy jsou léčba chirurgická a léčba farmakologická, která spočívá hlavně v aplikaci botulotoxinu A, který zabraňuje přenosu vzruchu přes nervosvalovou ploténku, přímo do spastického svalu. [3]

Ideální je kombinace všech výše uvedených léčebných postupů, avšak pro účely diplomové práce jsem se zaměřila pouze na rehabilitační léčbu.

### 1.1.2 Rehabilitační léčba

Rehabilitační léčba spasticity spočívá zejména v pasivním protahování svalů, dále pak ve změnách poloh pacienta nebo elektrostimulaci. Dalšími používanými metodami je použití různých protetických pomůcek, aplikace ultrazvuku, popřípadě střídání tepla a chladu. [2]

Pasivní protahování neboli strečink se používá pro zlepšení elastických vlastností svalů, k normalizaci svalového tonu, zlepšení motorických funkcí nebo ke snížení bolesti při kontrakci. Tento přístup se dnes používá nejen při léčbě spasticity a patří do něj několik typů protahovacích procedur, které mohou být aplikovány manuálně nebo pomocí různých mechanických přístrojů. Pozitivní účinky na spastické svaly má i aplikace ultrazvuku, popřípadě terapie teplem, která snižuje svalový tonus a zvyšuje prahový podnět pro cítění bolesti. To je způsobeno snížením přenosu vzruchu u nervových zakončení zodpovědných za bolest. [3]

## 1.2 Metody hodnocení spasticity

Hodnocení spasticity spočívá v rychlém pasivním protažení v kloubu, kdy se vyšetřuje tzv. spastická odpověď. Pro kvantifikaci závažnosti onemocnění, byly sestaveny hodnotící bodové škály, které každé odpovědi přiřazují dané bodové hodnocení. Nevýhoda těchto škál je však jejich subjektivita. Vyšetřující přiděluje body na základě svého posudku a svých zkušeností. Není tedy zajištěno, že dvě stejně závažná onemocnění vyšetřovaná jinými (ale i stejnými) vyšetřujícími budou ohodnocena stejně. V klinické praxi i ve výzkumu jsou nejpoužívanějšími škálami Ashworthova a Tardieuho škála.

Výzkumy zabývající se kvantitativním hodnocením spasticity kombinují poznatky z biomechaniky a kinesiologie. K hodnocení svalové ztuhlosti, a tedy i hodnocení závažnosti spasticity využívají neinvazivní metody, jako například měření svalové síly dynamometry a rozsah pohybu pomocí goniometrů, ale také invazivní metody – jehlová EMG. [2, 4, 5]

### 1.2.1 Ashworthova škála

Tato 5 bodová škála (Tabulka 1.1) hodnotí pasivní odpor svalu, kde 0 b. odpovídá svalovému tonu zdravého člověka a 4 b. naopak znamenají končetinu ustrnutou ve flexi nebo extenzi. Hodnocení závisí i na maximálním rozsahu pohybu. [4]

**Tabulka 1.1:** Ashworthova škála [5]

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

Modifikovaná Ashworthova škála (MAS) (Tabulka 1.2) obsahuje navíc stupeň +1, pro menší odstup mezi 1 a 2, čímž se zvětší citlivost hodnocení. Pro správné ohodnocení podle MAS je důležité správná identifikace záškubu (catch), tzn. v jakém okamžiku pohybu se objeví a s jak velkým odporem [5, 6].

**Tabulka 1.2:** Modifikovaná Ashworthova škála (MAS) [2,5]

Bodování	Slovní hodnocení
0	Žádný vzestup svalového tonu
1	Lehký vzestup svalového tonu (zadrnutí a uvolnění, minimální odpor ke konci pohybu)
1+	Lehký vzestup svalového tonu (zadrnutí a uvolnění během necelé poloviny rozsahu pohybu)
2	Výraznější vzestup svalového tonu během celého rozsahu pohybu, pohyb je snadný
3	Výrazný vzestup svalového tonu, pohyb je obtížný
4	Postižená část je ztuhlá do flexe i extenze

### 1.2.2 Tardieuho škála

Tardieuho škála porovnává spastickou odpověď ve vztahu k rychlosti pasivního protažení, kterým je test prováděn. Tardieu stanovil tři testovací rychlosti (Tabulka 1.3). Podle toho, která zafunguje jako spouštěč spastické odpovědi, se následně přiděluje bodové hodnocení.

**Tabulka 1.3:** Definice rychlosti protažení [4]

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 1.4):

**Tabulka 1.4:** Slovní ekvivalent k danému stupni škály [4]

Stupeň (X)	Slovní hodnocení
0	Žádný odpor
1	Slabý odpor
2	Zášklub 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

<sup>1</sup>Klonus – rytmické střídání stahu a uvolnění svalu vznikající při jeho natažení [7]

Úhel svalové reakce (Y):

Úhel, ve kterém se poprvé objeví spastická odpověď, se měří ve vztahu k minimálnímu protažení – klidová anatomická pozice (odpovídá 0 °). [8]



### 1.2.3 Dynamometrie

Je metoda měření svalové síly, kterou testovaný segment končetiny působí na konstrukci dynamometru po určitou dobu. Podle způsobu svalové kontrakce můžeme dynamometrii rozdělit na izometrickou, izokinetickou a hand-held dynamometrii. [9]

Izometrická kontrakce je svalová činnost, při které se nevykonává pohyb a vzdálenost úponů svalu se nemění. To znamená, že se nemění délka svalu, ale mění se napětí. V praxi se pro izometrickou dynamometrii používají jednoduché odporové nebo piezoelektrické tenzometry. 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 [9, 10].

Izokinetická dynamometrie se zabývá měřením izokinetické kontrakce, tedy ovládnání a zajištění konstantní rychlosti bez ohledu na napětí v kontrahovaných svalech. 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. Měření je ovlivněno gravitační silou, proto je potřeba provést korekce naměřených hodnot. Izokinetické dynamometry 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. [11]

Hand-held dynamometrie funguje na principu obyčejného siloměru, jde o zařízení, které lékař nebo jiná vyšetřující osoba drží v ruce (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. Oproti navrženému systému tento dynamometr nehodnotí pasivní odpor v závislosti na rychlosti protažení a je závislý na síle vyšetřujícího. [12]

### 1.2.4 Experimentální hodnocení ztuhlosti svalů

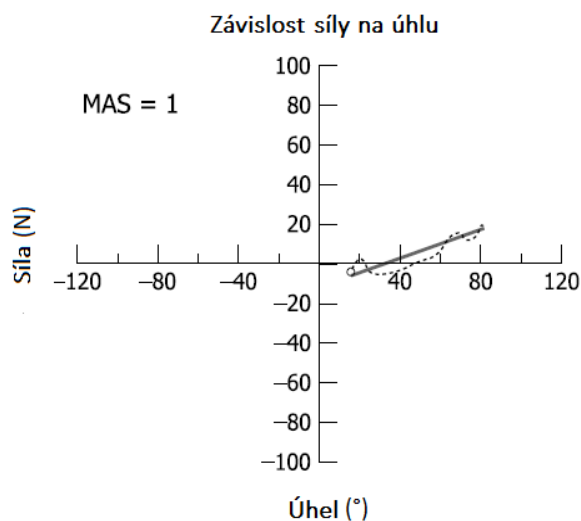
Jednou z metod hodnocení spasticity je kyvadlový test, který spočívá ve vyhodnocení křivky závislosti úhlu v kloubu na čase při uvolnění končetiny na úkor gravitace. Ve studii [13] byl test prováděn na dolních končetinách u pacientů po mozkové příhodě. Měření probíhalo za simultánního měření EMG postiženého svalu. Limitace tohoto výzkumu jsou v omezeném počtu opakování měření, což neumožňuje hodnocení vztahu mezi EMG a pohybem končetiny. Povrchová EMG, která byla použita v této studii, nelze samostatně použít pro kvantifikaci spasticity z toho důvodu, že snímá potenciál z příliš velkého počtu svalových vláken, snímaná svalová odpověď může být ovlivněna

i synergickými a povrchovými svaly a také kvůli posunu elektrod, ke kterému dochází při pohybu měřené končetiny.

Katz et. al. [14] ve své studii použil kromě EMG a kyvadlového testu další metody hodnocení ztuhlosti svalu. Hodnotil svaly horní končetiny pomocí zařízení měřícího torzní moment a úhel v lokti. Takto provedl měření na subjektech, u kterých byla nejprve zhodnocena závažnost spasticity pomocí MAS. Výchozí pozicí měření byla flexe lokte na  $90^\circ$ , přičemž končetina v plné extenzi byla určena jako  $0^\circ$ . Měření spočívalo ve vykonání extenze z výchozí pozice a setrvání v této pozici 3 sekundy. Pro měření svalové odpovědi byly stanoveny 2 rychlosti pohybu, a sice:  $30^\circ/\text{s}$  a  $60^\circ/\text{s}$  v náhodném pořadí s 10 opakováními.

Z naměřených dat se vyhodnocoval nárůst torzního momentu v pozici  $45^\circ$  extenze. Úhel, při kterém se spustila spastická odpověď, byl stanoven v momentě nárůstu torzního momentu a signálu EMG. Úhel spastické odpovědi vyšel větší při rychlosti  $60^\circ/\text{s}$ , stejně jako torzní moment. Navíc byla zjištěna statisticky velmi silná korelace mezi výsledky hodnocení podle MAS a určení úhlu spastické odpovědi při obou rychlostech měření.

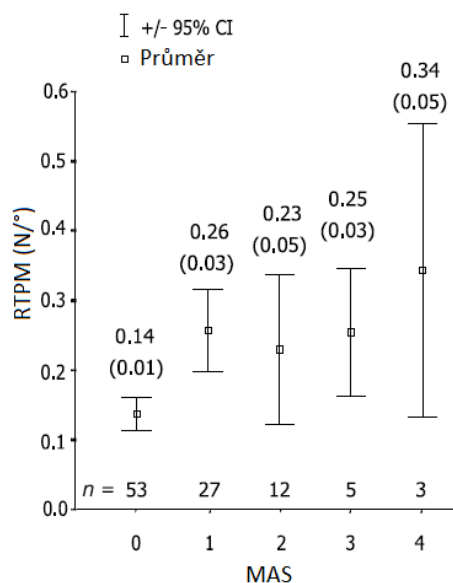
Johnson [15] pro svou studii, kde měří pasivní odpor svalů předloktí u 26 pacientů po mozkové mrtvici, používá flexibilní goniometr v lokti a siloměr. Byla porovnávána naměřená data RTPM (Resistance to Passive Movement) vzhledem ke klinickému hodnocení pomocí MAS. Dále byla počítána maximální rychlost a maximální aplikovaná síla pro vykonání pohybu pomocí rukojeti systému.



**Obrázek 1.1:** Graf závislosti síly svalů na úhlu v lokti pro spastický sval stupně 1 podle MAS. Převzato z [15] (upraveno).

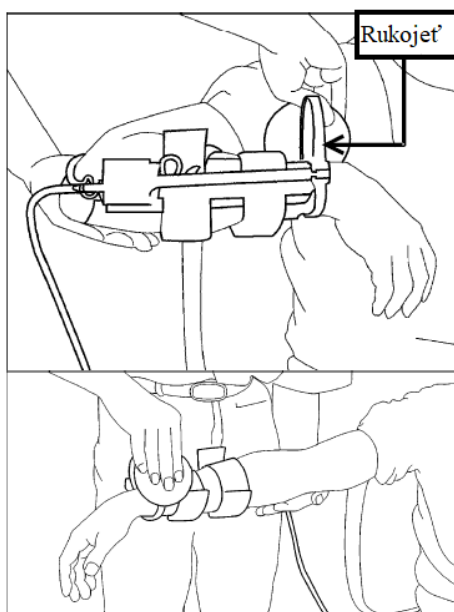
V grafu (Obrázek 1.1) můžeme vidět výslednou závislost aplikované síly na úhlu v lokti pro sval ztuhlosti 1 podle MAS proloženou lineárním trendem.

Z výsledků vyplývá, že čím je strmější závislost síly na úhlu, tím je vyšší hodnocení MAS. Hodnota RTPM je vypočítána jako poměr síly a úhlu ( $N/^\circ$ ). Statistické vyhodnocení dat od všech pacientů můžeme vidět v grafu závislosti velikosti pasivního odporu na kategorii podle Ashworthovy škály (Obrázek 1.2). Pro spolehlivější výsledky by však bylo třeba zajistit více pacientů se závažnějším stupněm spasticity.



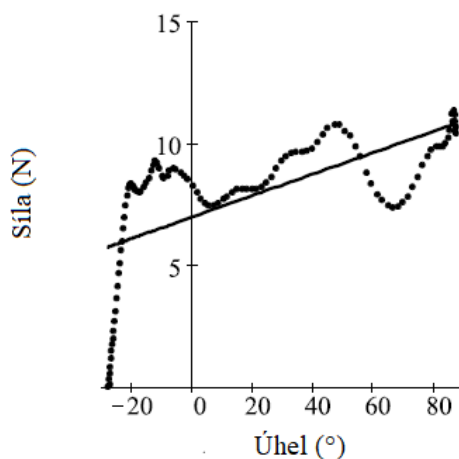
**Obrázek 1.2:** Graf závislosti pasivního odporu svalů (RTPM) na modifikované Ashworthově škále (MAS). Převzato z [15] (upraveno).

V další studii [16] bylo pro kvantitativní měření spasticity vyvinuto neinvazivní zařízení. Skládá se ze siloměru a elektrogoniometru. Umožňuje měření pasivního odporu končetiny na aplikovanou sílu protažení a pasivního rozsahu pohybu (Obrázek 1.3).



**Obrázek 1.3:** Systém pro kvantifikaci spasticity vytvořený ve studii. Převzato z [16] (upraveno).

Po připoutání končetiny k zařízení vyšetřující provedl abdukci v rameni do  $90^\circ$  a poté rychlou flexi a extenzi končetiny v lokti. Tento způsob měření se přibližuje rutinnímu stanovení závažnosti spasticity v praxi. Odpor svalu byl stanoven jako sklon regresní přímky prokládající naměřená data – závislost aplikované síly na úhlu v lokti, viz obrázek 1.4.

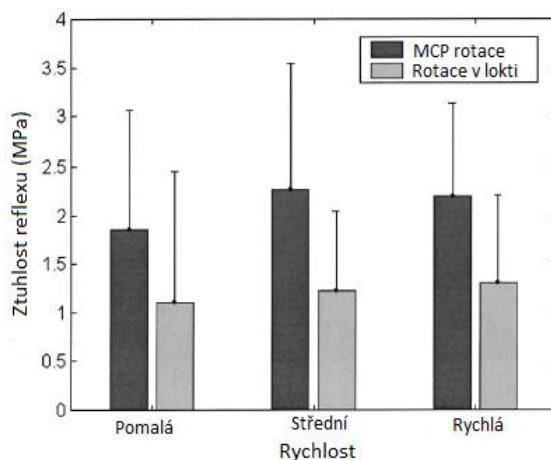


**Obrázek 1.4:** Naměřená data závislosti síly svalů na úhlu v lokti. Převzato z [16] (upraveno).

Měření probíhalo pouze pro tři skupiny rozdělené podle MAS: 0, 1 a 1+. Statisticky významné zvýšení odporu svalu bylo zjištěno mezi subjekty s hodnocením podle škály MAS 1+ v porovnání se skupinami MAS 0 a 1, což se však nepotvrdilo mezi skupinami 0 a 1. Rychlost pohybu a rozsah pohybu byl největší u skupiny 0. Párový t-test byl použit k porovnání měření na zdravé a postižené končetině. Statisticky významný rozdíl byl pozorován u pasivního odporu svalu (u postižené končetiny byl větší než u zdravé). Jedná se zatím pouze pilotní studii [16].

Podobně byla provedena studie [17], kdy bylo provedeno měření pohybu flexe-extenze-flexe v plném rozsahu pohybu při konstantní rychlosti. Studie se účastnili pacienti s hemiplegií. Svalová ztuhlost byla hodnocena pomocí Ashworthovy škály. Byl bodován pasivní odpor svalu od 0 do 4, kde 0 neindikovala žádný vzestup svalového tonu a 4 označovala přítomnost svalových kontraktur. U každého subjektu byla provedena rotace v lokti a v metakarpofalangových kloubech (pro potřeby DP se zaměřím jen na popis měření loketního kloubu). Výchozí pozicí měření byla maximální flexe a pohyb byl prováděn až do maximální extenze a zpět do výchozí pozice v konstantní rychlosti. Pro hodnocení napínacího reflexu byly zvoleny rychlosti  $60^\circ/\text{s}$ ,  $75^\circ/\text{s}$  a  $90^\circ/\text{s}$ , pro hodnocení pasivního odporu byla zvolena rychlost  $6^\circ/\text{s}$ , při které nedošlo ke spastické odpovědi. Výsledky byly vyhodnoceny pomocí regresní přímky fitované na lineární část grafu ztuhlosti svalu.

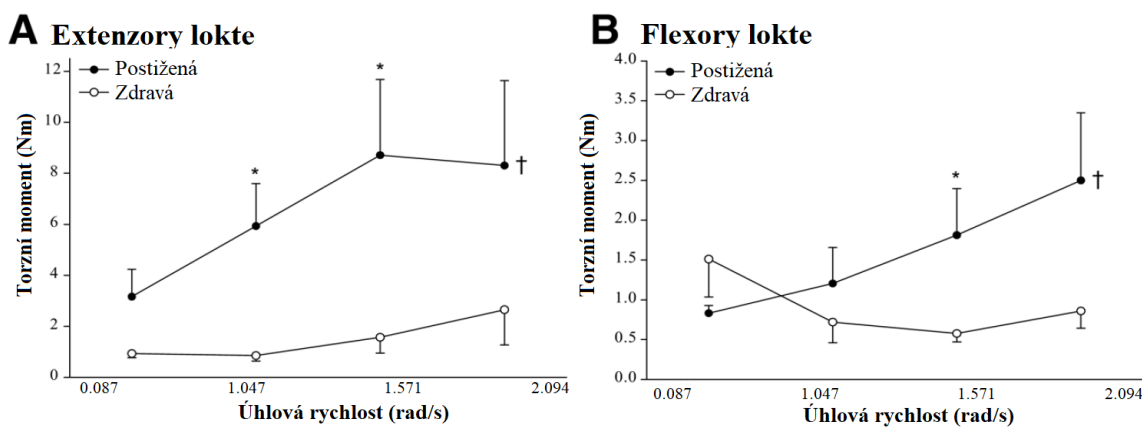
Na obrázku 1.5 vidíme výslednou závislost ztuhlosti na rychlosti protažení svalu. V případě lokte lze říci, že ztuhlost se zvyšující se rychlostí extenze roste.



**Obrázek 1.5:** Závislost ztuhlosti svalů konajících rotaci v matakarpofalangových kloubech (MCP) a v lokti na rychlosti pohybu. Převzato z [17] (upraveno).

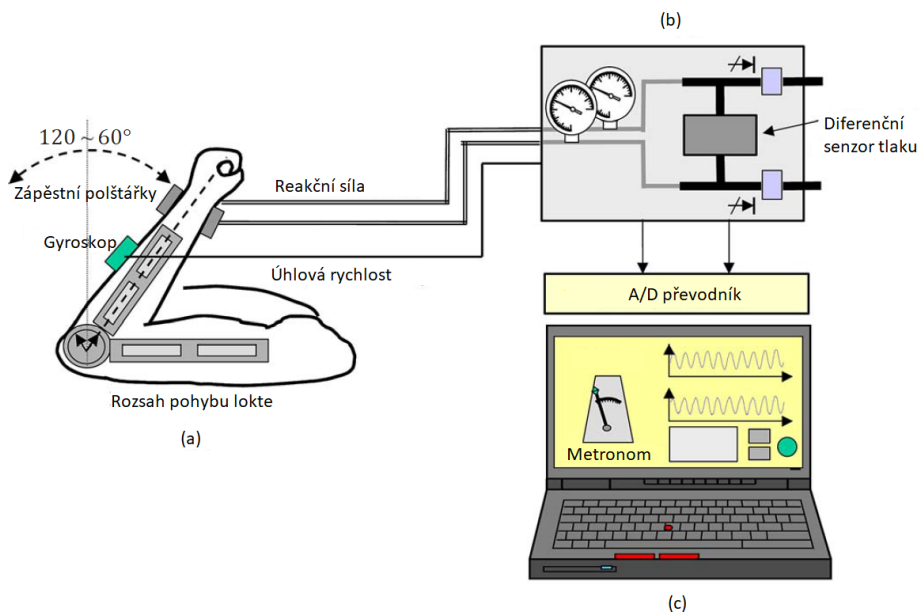
Další provedenou studií, jejímž předmětem je kvantifikace spasticity, je [18], která kombinuje MRI a měření pasivního odporu pomocí isokinetického dynamometru za různých rychlostí. Subjekty této studie tvoří hemiplegičtí pacienti po mozkové mrtvici s MAS extenzorů lokte 0-3 a flexorů 1 a 1+. Větší pasivní odpor se objevuje u pacientů s vyšším stupněm MAS. Z důvodu malého a homogenního vzorku subjektů se tato studie nedá považovat za příliš signifikantní, avšak její výsledky lze použít k dalším postupům ve výzkumu.

Na obrázku 1.6 vidíme závislosti torzního momentu na rychlosti pohybu u spastické i zdravé končetiny – část A – extenzory lokte, část B – flexory lokte. Kromě odchylky u extenze v rychlosti 2,094 rad/s můžeme říci, že se torze zvyšuje se zvyšující se rychlostí pohybu. V případě extenzorů lokte pak vidíme také vyšší hodnoty torze u spastické končetiny.



**Obrázek 1.6:** Závislost torzního momentu na úhlové rychlosti rotace v lokti. Část A – extenzory lokte, část B – flexory lokte. Převzato z [18] (upraveno).

Ve studii [19] sledují vlastnosti spastických svalů ovládající pohyby v lokti pomocí motorizovaného systému. Systém (viz Obrázek 1.7) je složen ze 3 subsystémů: hand-held zařízení – osciloskop a diferenciální měření tlaku, jehož senzory – balonky plněné vzduchem jsou umístěny na vnější a vnitřní straně zápěstí pro monitorování flexe i extenze. Dále subsystém snímající signály ze senzorů a subsystém pro sběr a ukládání dat.

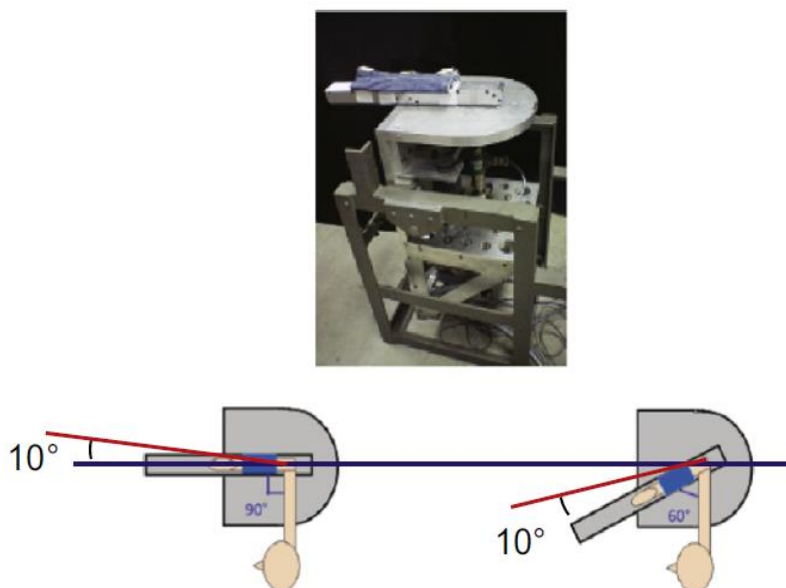


**Obrázek 1.7:** Schéma vytvořeného systému pro kvantifikaci ztuhlosti svalů. (a) hand-held zařízení pro diferenciální snímání tlaku, (b) subsystém pro snímání změn tlaku, (c) sběr a ukládání dat. Převzato z [19] (upraveno).

Subjekty účastníci se studie byli pacienti po mozkové mrtvici s částečným ochrnutím poloviny těla ohodnoceni pomocí MAS. Měření spočívalo v opakování pohybu flexe-extenze v rozsahu 60-120 ° ve frekvencích 1/3, 1/2, 1 a 3/2 Hz. Byla stanovována pozice končetiny a torzní moment. Výsledkem studie jsou hysterezní smyčky a grafy závislosti torzního momentu na aktuálním úhlu v lokti. Se zvyšujícím se stupněm spasticity podle MAS se zvyšoval sklon této závislosti. Viskózní složka spastického svalů byla pozorována v porovnání zdravých a spastických svalů, přičemž bylo zjištěno, že u spastických svalů je vyšší, z čehož vyplývá, že je vyšší odpor k síle aplikované na sval [19].

Kuxhaus a spol. se ve své studii věnovali měření ztuhlosti loketního kloubu u deseti zdravých subjektů. K měření využívali dynamometr pro stanovení maximální síly stisku a zařízení vytvořené pro měření ztuhlosti (Obrázek 1.8), které obsahovalo torzní měřič, polohový senzor a akcelerometr. Subjekty při měření prováděly extenzi z výchozí pozice 90 ° nebo 60 ° do polohy +10 °, poprvé pomaleji, pak rychleji a zase zpět do výchozí pozice ve stejné rychlosti. Byla provedena analýza rozptylu (ANOVA) pro obě rychlosti, výchozí pozice a flexi/extenzi. Závěrem této studie je, že výchozí pozice a směr pohybu neovlivňuje ztuhlost svalů u zdravých jedinců ve střední části z celkového rozsahu

pohybu. Tyto výsledky však nemusí korespondovat se situací v extrémnější poloze, co se týče rozsahu pohybu [20].

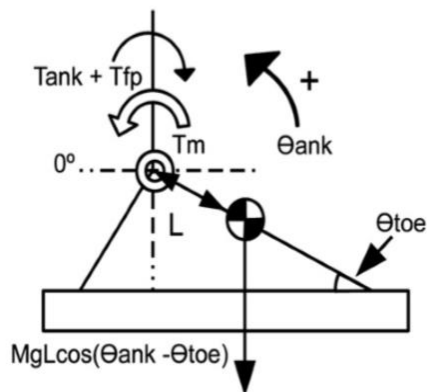


**Obrázek 1.8:** Systém experimentálně vytvořený pro kvantifikaci ztuhlosti svalu, náčrtek pohybu končetinou. Převzato z [20] (upraveno).

Pilotní studie měření ztuhlosti svalů kotníku probíhala na dvou subjektech po obrně jedné poloviny těla. Manuálně ovládané zařízení bylo vytvořeno pro kvantifikaci spasticity. Zařízení se skládá z plošiny pro umístění nohy, rotační plošiny, torzního měřiče a úchyty pro aplikaci síly. Takové zařízení tedy umožňovalo simultánní měření aktuální pozici kotníku a odporový moment síly. Byly stanoveny čtyři rychlosti pohybu – 20, 40, 60 a 80 °/s. Výchozí pozicí byla plantární flexe 30 ° v kotníku. První subjekt (A) provedl 10krát dorsiflexi do 10 °, subjekt B provedl 10krát dorsiflexi do pozice 15 °. Torzní moment kotníku  $T_{ank}$  byl vypočítán podle vztahu (1.1)

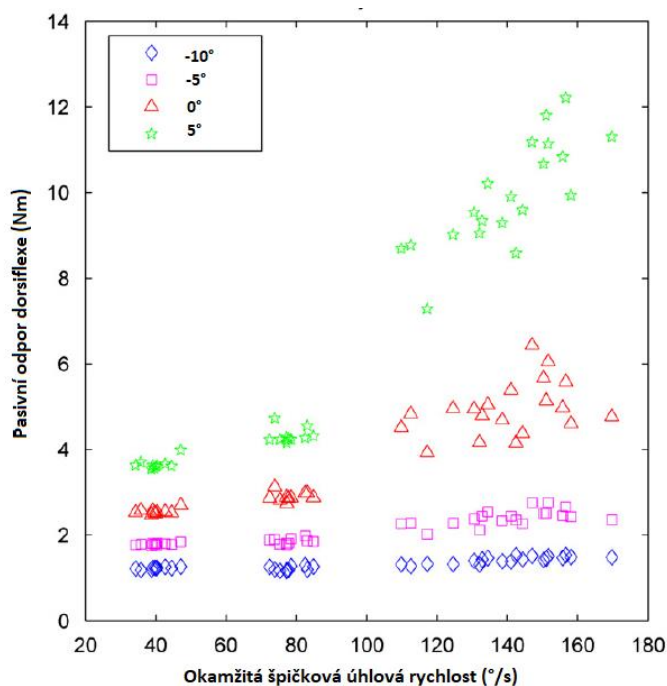
$$T_{ank} = T_m - T_{fp} - MgL \cos(\theta_{ank} - \theta_{toe}), \quad (1.1)$$

kde moment generovaný gravitační silou na plošinu  $T_{fp}$  a nohu byl odvozen od  $T_m$ , což je naměřený moment potřebný ke kompenzaci pohybu,  $\theta_{ank}$  je úhel v kotníku a  $\theta_{toe}$  je úhel palce, což je konstantní hodnota.  $M$  je hmotnost nohy,  $g$  je gravitační zrychlení a  $L$  je vzdálenost kotníku od těžiště nohy, viz náčrtek na obrázku 1.9 [21].



**Obrázek 1.9:** Nákres nohy včetně zkoumaných parametrů rotace kotníku.  
Převzato z [21]

Na obrázku 1.10 vidíme nárůst odporu momentu síly v dané pozici závislosti na aktuální úhlové rychlosti.



**Obrázek 1.10:** Graf závislosti pasivního odporu svalů konajících dorsiflexi kotníku na úhlové rychlosti pohybu. Převzato z [21] (upraveno).

Pisano a spol. stanovovali svalový tonus v zápěstí u 48 zdravých subjektů. K měření použili torzní měřič, tachometr a senzory polohy. Součástí experimentu bylo i povrchové snímání EMG aktivity. Pro stanovení závislosti torze a pozice byla provedena regresní analýza. Jako parametr hodnotící ztuhlost svalu byl určen sklon regresní přímky. Z výsledků studie je patrná vzrůstající tendence závislosti momentu síly na úhlu v zápěstí. Rychlost pohybu při měření byla 500 °/s (strmější nárůst) a 10 °/s (mírnější nárůst) [22].

Nejistoty a chyby měření ve studiích lze shrnout následovně: u studií [14, 16, 19], kde pobíhalo porovnávání skupin podle ohodnocení MAS, se spolehlivost výsledků odvíjí



od správnosti tohoto stanovení vyšetřujícím. Další omezení jsou způsobené malým vzorkem subjektů [16, 21], popřípadě špatná relaxace končetiny v průběhu měření. Kuxhaus a spol. ve své studii [20] limitovali experiment pouze na malý rozsah pohybu uprostřed celkového rozsahu pohybu, tudíž nemáme informaci o ztuhlosti lokte v extrémních pozicích.

Na rozdíl od systému použitého pro tento experiment je ve výše uvedených studiích kromě [16] použit motorizovaný systém. Výhoda manuálně poháněného systému spočívá v kombinaci objektivní kvantifikace pomocí měřících podsystemů a zároveň subjektivní posouzení vyšetřujícím, který v průběhu měření cítí nárůst odporu svalu. Tento způsob měření tedy vychází z klinicky používaného způsobu vyšetření a je doplněný o objektivní měření. Zároveň je předcházeno zranění v podobě přetržení svalu, popřípadě luxaci kloubu.

### 1.3 Závěr kapitoly

V rámci přehledu současného stavu jsem se zaměřila na rešerši v oblasti příčin a důsledků spasticity a současných rehabilitačních postupů používaných v klinické praxi. Nejčastěji se využívá pasivního protahování svalů, důraz je kladen na prevenci vzniku svalových kontraktur, které jsou často bolestivé a omezují pacienta v běžném životě.

Z definice spasticity vyplývá, že její hodnocení je závislé na rychlosti a délce protažení. Pro kvantitativní hodnocení spasticity bude tedy vhodné navrhnout systém umožňující měřit kinematické a dynamické veličiny, tj. úhlovou rychlost a moment síly, během pasivního protahování svalů. Předpokladem takového vyšetření bude izokinetický strečink, tedy že končetinou bude pohybováno konstantní rychlostí v rozmezí daného úhlu, jak je dnes využíváno během rehabilitací.

V současné době je nejpoužívanější metodou hodnocení míry spasticity subjektivní posouzení vyšetřujícím s pomocí bodovací škály. V praxi se používají Ashworthova a Tardieuho škála, která hodnotí pasivní odpor svalu v závislosti na rychlosti protažení svalu a jejich různé modifikace.

Další pomocné systémy pro měření ztuhlosti svalů jsou dynamometry a torzní měřiče pro stanovení pasivního odporu svalu, goniometry a inkrementální měřidla pro stanovení pozice končetiny a úhlové rychlosti nebo jiné experimentálně vytvořené systémy, kombinující jednotlivé měřící podsystemy, přičemž některé využívají simultánního měření EMG. Přehled studií souvisejících s touto diplomovou prací je uveden v tabulce 1.5. Oproti motorizovaným systémům využívá systém vytvořený pro tuto DP kombinaci objektivního měření a subjektivního posouzení nárůstu odporu svalu, který vyšetřující cítí při pohybování pákou.

**Tabulka 1.5:** Přehled studií souvisejících s měřením ztuhlosti svalů nebo kvantifikace spasticity

Předmět studie	Hodnocené parametry, metoda měření	Měřicí systém	Reference
návrh způsobu kvantifikace spasticity	měření úhlů a EMG při pendulum (kyvadlovém) testu	elektrogoniometr + EMG	[13]
moment síly a úhel při spuštění spastické odpovědi u flexorů lokte – porovnání s MAS	moment síly a úhel - 2 rychlosti extenze - 30 a 60 °/s	motorizovaný systém s torzním měřičem + EMG	[14]
síly při daném úhlu v lokti – porovnání s MAS	RTPM grafy – aplikovaná síla / úhel	flexibilní goniometr v lokti, siloměr	[15]
ověřování spolehlivosti Ashworthovy škály - horní končetina	pasivní odpor svalu (RTPM) pasivní rozsah pohybu (PROM) rychlost pohybu (PROM)	vytvořený systém – siloměr + elektrogoniometr	[16]
návrh hodnocení pasivního odporu v lokti	měření síly a EMG při rychlosti - 60°/s 75°/s 90°/s reflex treshold (spouštěč reflexu) reflex stiffness (ztuhlost reflexu)	Biodex rehab. systém 2, EMG	[17]
návrh hodnocení pasivního odporu spastického svalu	moment síly strech reflexu rychlost při reflexu (peak torque)	isokinetický dynamometr – Biodex 3	[18]
výpočet viskózní složky síly v závislosti na rychlosti pohybu – porovnání s MAS	měření síly při opakování pohybu ve 4 frekvencích (1/3, 1/2, 1 3/2) v rozsahu 60 °	vytvořený systém – gyroskop, hand-held dynamometr	[19]
ztuhlost kloubu, zdraví jedinci	měření průměrné rychlosti flexe/extenze, výpočet tuhosti kloubu podle vzorce (Nm/rad)	systém s torzním měřičem	[20]
tuhost kotníku	měření momentu síly při rychlosti 20, 40, 60 a 80 °/s	navržené zařízení – torzní měřič + potenciometr	[21]
měření momentu síly v zápěstí, zdraví jedinci	měření ztuhlosti zápěstí při rychlosti pohybu 10 a 500 °/s	motorizovaný systém s torzním měřičem + EMG	[22]

## 2 Metody

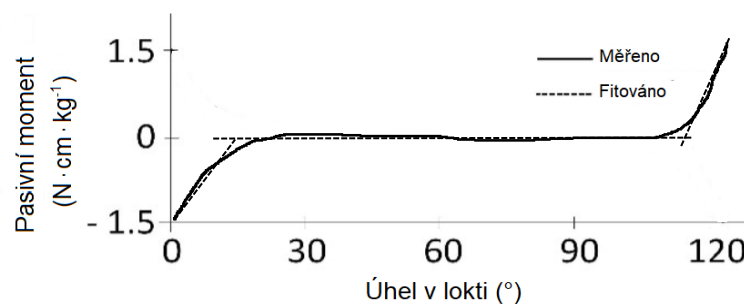
V následující části práce se věnuji popisu návrhu metod záznamu a způsobu zpracování dat a podrobnějšímu popisu konstrukce měřicího systému, jeho jednotlivých měřicích podsystémů a částí. Je zde popsán algoritmus zpracování naměřených dat a návrh zpracování výsledků experimentálního měření pilotní studie provedené v rámci diplomové práce.

Účelem experimentu provedeného v rámci diplomové práce bylo ověření funkčnosti vytvořeného systému. Bylo zjišťováno, zda je systém schopný kvantifikovat pasivní odpor svalů vytvořeným softwarem a navrženými postupy. Dalším předmětem experimentu bylo na základě naměřených dat vytvořit metodiku vhodnou pro aplikaci v klinické praxi při stanovení závažnosti spasticity.

Měření bylo provedeno na 10 zdravých subjektech. Všichni probandi se experimentu účastnili dobrovolně, byli seznámeni s možnými riziky spojenými s experimentem a souhlasili se zpracováním osobních údajů podpisem informovaného souhlasu, který je přiložen k DP.

### 2.1 Parametry pro kvantifikaci spasticity

Dle provedené rešerše pro kvantifikaci ztuhlosti loketního kloubu potřebujeme znát silové působení stanovovaných svalových skupin způsobující flexi, popřípadě extenzi a aktuální úhel, popřípadě úhlovou rychlost, která tomuto působení odpovídá. Pro stanovení závažnosti spasticity lze vycházet z měření svalové ztuhlosti, které jsou založeny na principu prokládání regresních přímek závislosti silového působení na pozici, úhlu nebo vykonaném pohybu a hodnocení sklonu této přímky. V grafu na obrázku 2.1 jsou momenty síly v lokti normalizovány na jednotku hmotnosti měřeného subjektu.



**Obrázek 2.1:** Návrh interpretace křivky závislosti pasivního momentu síly na úhlu v lokti. Schéma vytvořené na základě studií [23, 24]

Studie [15, 16] stanovují závažnost spasticity z grafů závislosti síly na úhlu v lokti. Naměřenými hodnotami poté prokládají regresní přímku a stanovují její strmost, což

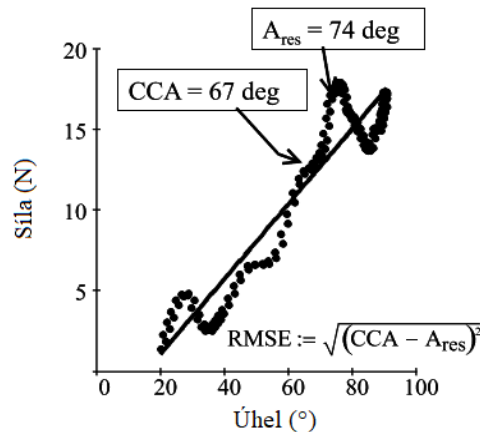
odpovídá parametru RTPM (Resistance to Passive Movement – odpor k pasivnímu pohybu). Z dostupných studií je patrné, že čím je tato závislost strmější, tím je vyšší bodové ohodnocení MAS.

Další parametry pro kvantifikaci spasticity jsou například rychlost ( $^{\circ}/s$ ) nebo rozsah pohybu ( $^{\circ}$ ). Oba tyto parametry s rostoucím MAS klesají.

Závislost na aktuálním úhlu v kloubu však nekoresponduje s definicí spasticity podle Lance [1], která říká, že nárůst pasivního odporu je v závislosti na rychlosti protažení [15]. Proto je vhodnější stanovit pasivní odpor v závislosti na rychlosti protažení [14, 20, 21].

Při kvantifikaci spasticity se hodnotí také tzv. catch angle – úhel záškubu, tj. úhel, při kterém se zastaví pohyb. Tento záškrub je patrnější při vyšších rychlostech pohybu, při kterých se zapojuje dystonický mechanismus kontrakce [16]. Správná definice úhlu záškubu je důležitá pro rozlišení mezi stupni 1 a 1+ MAS.

Na obrázku 2.2 vidíme zachycení záškubu. Parametr CCA (clinical catch angle) určuje úhel, ve kterém došlo k záškubu a  $A_{res}$ , což je úhel, který odpovídá maximální odchylce mezi aktuální hodnotou síly a hodnotou síly předpovězené regresní přímkou. Z těchto hodnot je pak vypočítána chyba. Podle toho, jestli je výsledný úhel před nebo za polovinou rozsahu pohybu, je pak přisouzena hodnota MAS.



**Obrázek 2.2:** Návrh na vyhodnocení závislosti síly svalů na úhlu v kloubu. Převzato z [16] (upraveno).

## 2.2 Měření silových účinků

Jednou z veličin, která byla sledována při kvantifikaci spasticity, je pasivní odpor, kterou klade vyšetřovaný sval při pohybu končetinou. Pasivní odpor byl stanoven jako moment síly, který je potřeba vyvinout na páku systému tak, abychom uvedli vyšetřovanou končetinu do pohybu. K měření vznikajících sil bylo použito tenzometrického snímače resp. tzv. tenzometrických známek, které snímají deformaci na hřídeli systému.

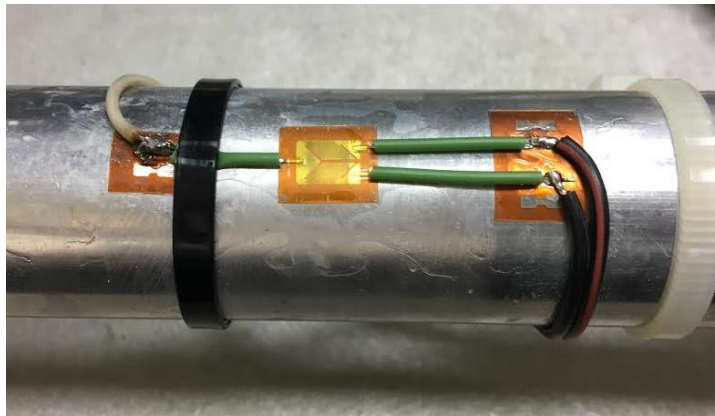
### 2.2.1 Způsob měření

Odporová tenzometrie se používá při měření působení sil, poměrných deformací, namáhání atd. Je založena na převodu změny elektrického odporu v závislosti na deformaci tenzometrické známky v tenzometrickém můstku. Znamka se nalepí na část systému, kde se předpokládá největší deformace, která je pak přenesena na známku v důsledku pevného spojení se systémem a snímána jako změna elektrického odporu. Elektrický odpor je pak převeden podle vztahu (2.1):

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \frac{\Delta l}{l} = k \cdot \varepsilon, \quad (2.1)$$

kde  $R$  je elektrický odpor vodiče tenzometrické známky,  $\Delta R$  je změna tohoto odporu,  $l$  je počáteční délka nedeformovaného vodiče známky,  $\Delta l$  je prodloužení/zkrácení vodiče,  $\varepsilon$  je poměrná deformace,  $k$  je koeficient deformační citlivosti (parametr použité známky).

Pro zapojení tenzometrických známek se využívá Wheatstoneův můstek, a tedy Ohmův zákon [25]. V systému pro kvantifikaci ztuhlosti svalu byl použit plný můstek – tedy zapojení 4 tenzometrů do můstku. U tohoto zapojení dochází k teplotní kompenzaci a větší citlivosti měření.



**Obrázek 2.3:** Fotografie použitých zapojených tenzometrických známek

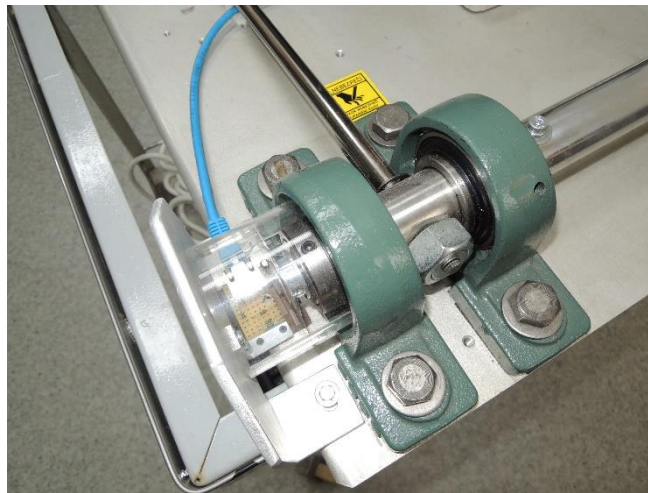
V diplomové práci jsem se zaměřila pouze na kvantifikaci spastických svalů horních končetin. Tenzometrické známky firmy HBM [26] jsou umístěny na hřídeli systému (viz Obrázek 2.3). Deformace hřídele, ke které dochází při pasivním pohybu končetinou, je přenášena na tenzometrickou známku a ta je snímána jako změna odporu vodiče známky. Tato informace je snímána jako rozdíl potenciálů jednotlivých větví Wheatstoneova můstku, digitalizována v A/D převodníku a dále zpracovávána v počítači. Výstupem je informace o pasivním odporu flexorů/extenzorů, tedy jejich síle, resp. momentu síly.

## 2.3 Měření kinematiky pohybu

Kinematika rotačního pohybu segmentu bude stanovena jako aktuální úhlová rychlost měřeného segmentu. Z definice spasticity vyplývá, že se zvyšující se úhlovou rychlostí v daném kloubu se zvyšuje spastická odpověď protahované svalové skupiny. Aktuální úhlová rychlost bude měřena pomocí inkrementálního čidla.

### 2.3.1 Způsob měření

V rámci bakalářské práce bylo vybráno inkrementální čidlo firmy Broadcom Limited. Je umístěno na volném konci hřídele systému, tzn. na opačném konci, kde není uchycen měřený segment do systému (Obrázek 2.4). Inkrementální čidlo se skládá ze senzoru, který snímá světelné pulzy a kolečka enkoderu obsahujícího otvory. Podle doby trvání světelných pulzů, které senzor nasnímá, dostáváme informaci o rychlosti otáčení. Protože se jedná o křehkou součástku, jejíž poničení by způsobilo chyby měření, je tato součást zakrytována.



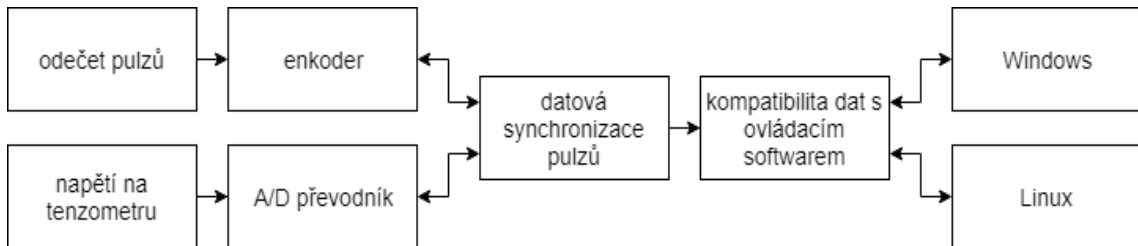
**Obrázek 2.4:** Ukázka zakomponování inkrementálního čidla do systému

Vybrané kolečko enkoderu má rozlišení 2000 pulzů za otáčku. Přijatá data udávají informaci o výchylce, tedy o změně úhlu. Aby bylo možné porovnávat jednotlivá měření z hlediska rozsahu pohybu, je nutné zachovat vždy stejnou výchozí pozici pohybu.

Chyba měření výchylky vybraného čidla a kolečka enkoderu je udávána jako 20', tzn. chyba je asi  $0,33^\circ$  [27, 28].

## 2.4 Příjem a zpracování dat

Návrh způsobu měření a zpracování informace je demonstrován vývojovými diagramy. Navržený způsob ovládání a měření systému je v současné době implementován do uživatelského interface (GUI Matlab) [29].

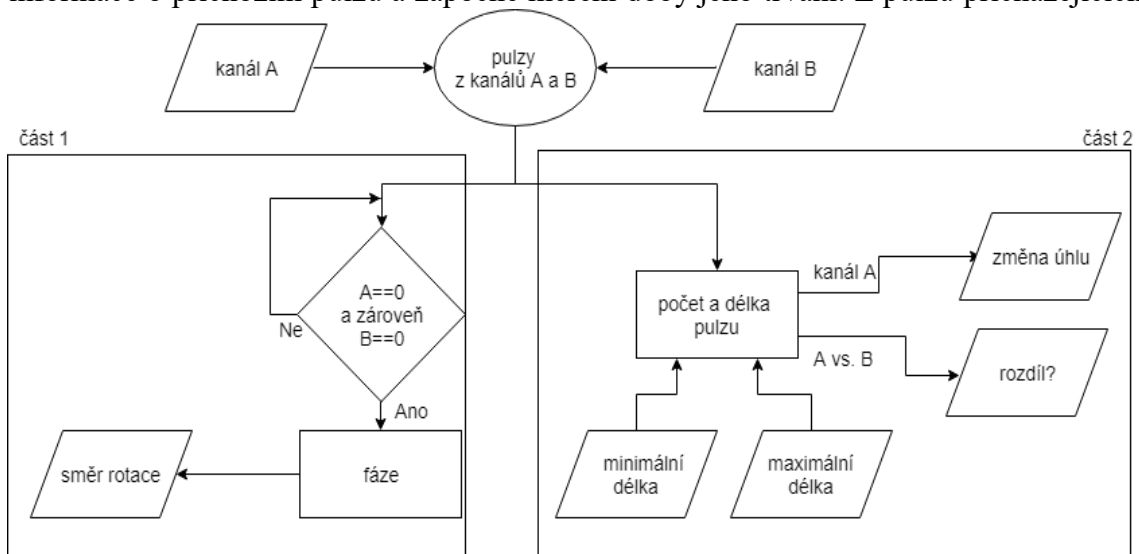


Obrázek 2.5: Způsob zpracování informace v systému

Úhel v lokti měřené končetiny je zaznamenáván pomocí inkrementálního čidla. Změny napětí na tenzometrech je digitalizováno v A/D převodníku a převáděno na moment síly, poté jsou data z obou senzorů synchronizována a odesílána do příslušného ovládacího a zobrazovacího zařízení. Obecné schéma zpracování signálů z čidel je na obrázku 2.5.

### 2.4.1 Zpracování signálu z inkrementálního čidla

Použitý optický enkoder s kolečkem obsahuje 2 měřící kanály A a B, jejichž průběhy impulsů jsou vzájemně posunuté. Systém čeká na pulz z obou kanálů. Z příchozích pulzů systém vyhodnocuje směr otáčení sestavy a úhlovou rychlost. Pro určení směru otáčení (fázového posunu mezi pulzy z kanálu A a B) je podmínkou, že oba příchozí pulzy musí mít hodnotu logické 0. Jakmile přijdou pulzy splňující tuto podmínku, uloží se do systému informace o příchozím pulzu a započne měření doby jeho trvání. Z pulzů přicházejících



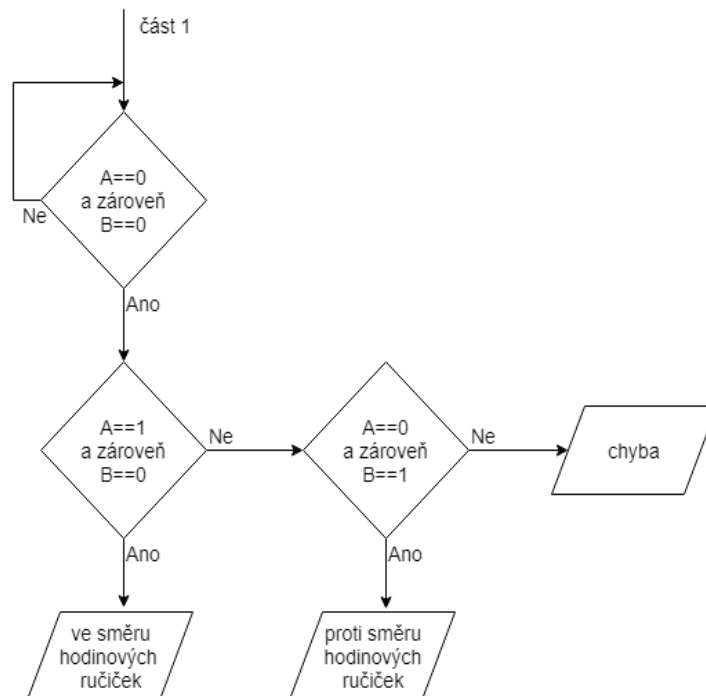
Obrázek 2.6: Detailnější pohled na zpracování signálu z inkrementálního čidla

z kanálu A systém počítá úhlovou rychlost otáčení, přičemž příchozí pulz nesmí být kratší/delší než 1 ms, kanál B slouží ke kontrole synchronicity obou kanálů, tzn. pokud systém změří určitou diferenci, zahlásí chybu. Délka pulzu je kontrolována předem určenými krajními mezemi. Pro přehlednost je způsob zpracování signálu uveden na diagramu na obrázku 2.6.

Zaznamenání směru otáčení (viz obrázek 2.7):

Systém kontroluje další příchozí pulz. Mohou nastat 2 situace:

- 1) Signál z kanálu A je stále 0, B se změnilo na 1, potom systém uloží informaci o směru otáčení proti směru hodinových ručiček
- 2) Signál z kanálu A se změnil na 1, B je stále 0, potom systém uloží informaci o směru otáčení ve směru hodinových ručiček

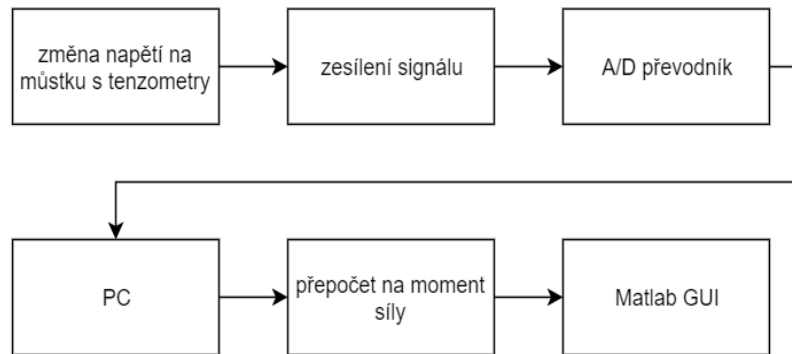


**Obrázek 2.7:** Vyhodnocení směru otáčení systému



### 2.4.2 Zpracování signálu z tenzometru

V průběhu měření pasivního odporu končetiny je hřídel systému namáhána v krutu. Namáhání snímají tenzometrické známky zapojené do plného můstku, jak je popsáno v kapitole Měření silových účinků. Postup zpracování informace je vysvětlen v diagramu (Obrázek 2.8).



**Obrázek 2.8:** Způsob zpracování signálu z tenzometrů.

Nejprve je signál zesílen tak, aby maximální změna amplitudy signálu dosahovala 1,1 V. Dále je signál posunut tak, aby maximální kladná výchylka měřicího můstku odpovídala 1,1 V a minimální záporná výchylka 0 V. V našem případě jsme signál z tenzometrů zesilovali zhruba 200x. Kvantizace byla zvolena na 1024 hodnot. Řídící a synchronizační jednotka (počítač) sbírá data z A/D převodníku a z enkodéru v předem definovaných okamžicích a zajišťuje jejich synchronizaci na desítky mikrosekund. Data upraví do rámce vhodného pro další zpracování a pošle skrze UART/USB rozhraní do PC.

Z A/D převodníku je signál veden do ovládacího počítače, kde jsou kvanta přepočtena na napětí a hodnota napětí přepočítána podle předpisu kalibrační přímky (Obrázek 2.10). Výsledná hodnota je zobrazována v průběhu měření v prostředí navrženého GUI.

V prototypu měřicího systému jsou použity tenzometrické známky firmy HBM [26]. Nejistota měření tenzometry byla stanovena opakovanými měřeními za použití čtyř různých závaží (viz tabulka 2.1).

## 2.5 Návrh zpracování výsledků

Grafické vyhodnocení naměřených dat a jejich změn v čase umožňuje přehledné vyhodnocení experimentu. Rešerší bylo zjištěno, že se při experimentálním vyhodnocení spasticity svalů využívá grafického znázornění závislosti momentu síly na úhlu v daném kloubu, popřípadě na úhlové rychlosti. Z grafu se pak vyhodnocuje sklon lineárního trendu proloženého daty. Protože bylo měření provedeno za současného měření času, je možno využít i závislosti momentu síly, popřípadě úhlu na čase.

Výčet dalších grafických závislostí, které je možno využít při vyhodnocování dat:

- úhel vs. čas
- úhlová rychlost vs. čas
- úhlové zrychlení vs. čas
- moment vs. úhel
- moment vs. úhlová rychlost
- moment vs. úhlové zrychlení
- moment vs. čas
- (moment · úhel) vs. čas
- (moment · úhlová rychlost) vs. čas

Navržené diagramy bude možné v případě potřeby využít ve specifických výzkumech např. vývoje práce či výkonu svalů.

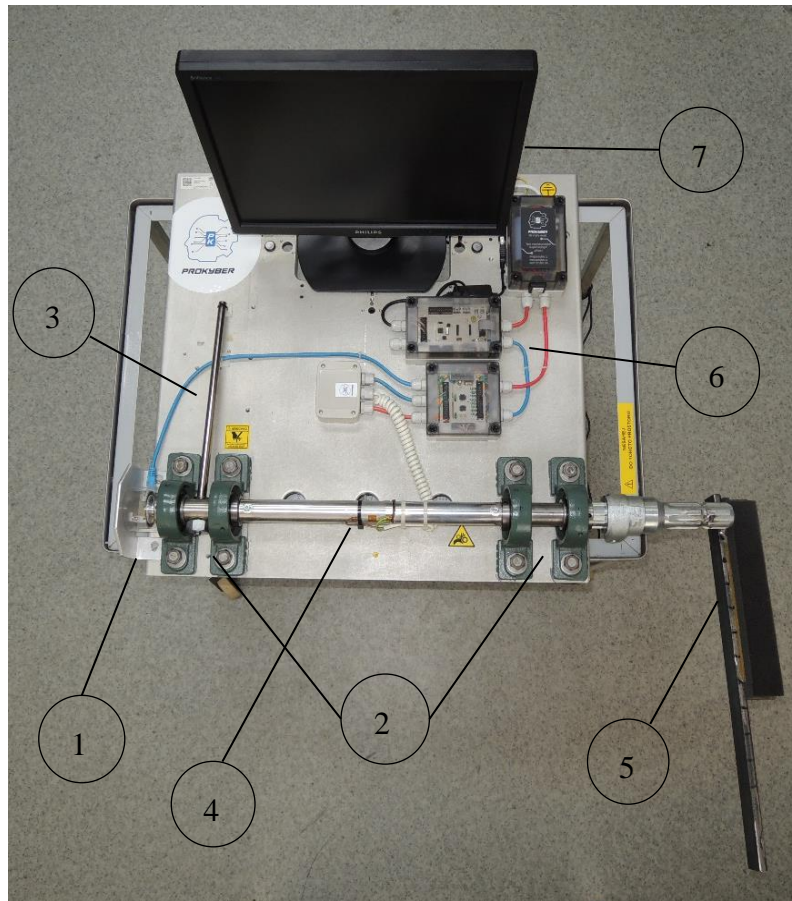
## 2.6 Realizace systému

Diplomová práce navazuje na bakalářskou práci [30], kde byl navržen systém pro kvantifikaci spasticity jako 3D model v softwaru SolidWorks [31], kde proběhlo i testování materiálových vlastností použitých komponentů. V rámci této práce byl systém konstruován včetně části realizace příslušné elektroniky potřebné k přijímání a zpracování signálu.

Systém lze rozdělit na statickou a pohyblivou část. Statická část představuje ocelová deska, na které je umístěna veškerá elektronika, jako jsou výše zmíněné podsystémy měření sil a úhlové rychlosti. Tato deska je umístěna na pohyblivém vozíku. Pohyblivá část zahrnuje kromě vozíku páku a otočnou hřídel systému, která přenáší moment síly končetiny uložené v uchycovací konstrukci.

Na obrázku 2.9 je vyfotografovaný celý prototyp systému na manuální pohon. Hřídel systému je upevněna na ocelové desce, která svojí tíhou zamezuje převážení systému v průběhu měření. Na jednom konci systému je upevněn inkrementální enkoder (1) k měření úhlové výchylky. Enkoder je zakrytován, z důvodu snadného poškození kolečka enkoderu. Hřídel je upevněna k desce pomocí čtyř kuličkových ložisek (2). Mezi ložisky je na straně blíže k enkoderu umístěna páka pro pohybování končetinou (3). Uprostřed hřídele jsou přilepeny tenzometrické známky (4) pro snímání její deformace v důsledku

pasivního odporu svalu. Na druhém konci hřídele je připevněna konstrukce pro upevnění měřené končetiny (5) tak, aby kloub, ve kterém probíhá rotace souhlasil s osou otáčení hřídele a došlo k minimálnímu posuvu měřené končetiny. Na desce se dále nachází veškerá elektronika potřebná k příjmu a zpracování signálu (6) včetně monitoru řídicího počítače (7).



**Obrázek 2.9:** Systém pro měření ztuhosti svalů realizovaný v rámci diplomové práce

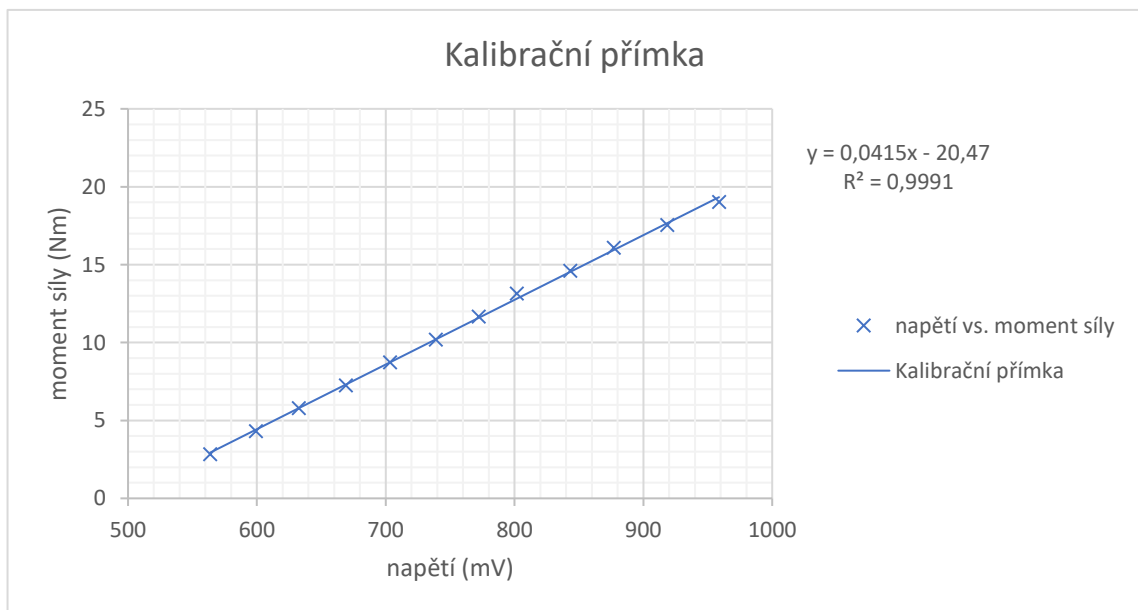
## 2.7 Aplikace realizované konstrukce systému

Před prvním měřením byla provedena kalibrace tenzometrů včetně testování chybovosti měření. Chyba měření tenzometry byla stanovena opakováním měření napětí s různými závažími. Výsledek je uveden v tabulce 2.1. V grafu na obrázku 2.10 je pak vidět lineární závislost velikosti momentu síly působící na systém a odezvy v podobě napětí. Předpis lineárního trendu přímky proložené naměřenými daty byl pak použit pro přepočítání přijímaných hodnot z tenzometrů.

**Tabulka 2.1:** Stanovení směrodatné chyby měření tenzometrů

hmotnost závaží (g)	1902.7	1314.1	1019.8	725.5	284.0
napětí (mV)	955	808	727	665	564
	958	797	742	676	570
	960	809	739	675	566
	975	805	733	659	556
	959	794	749	674	560
	953	798	756	664	567
	951	795	729	676	563
průměr (mV)	958.7	801.6	738.8	669.0	563.7
směrodatná chyba (mV)	7.3	5.8	8.8	6.0	4.3

Z testování tenzometrického snímače momentu vychází kalibrační přímky. Předpis lineárního trendu proloženého naměřenou závislostí momentu síly na napětí byl použit pro přepočítání hodnot napětí naměřených při experimentu.

**Obrázek 2.10:** Graf závislosti momentu síly na napětí proložený lineárním trendem pro přepočítání hodnot napětí na tenzometru na moment síly

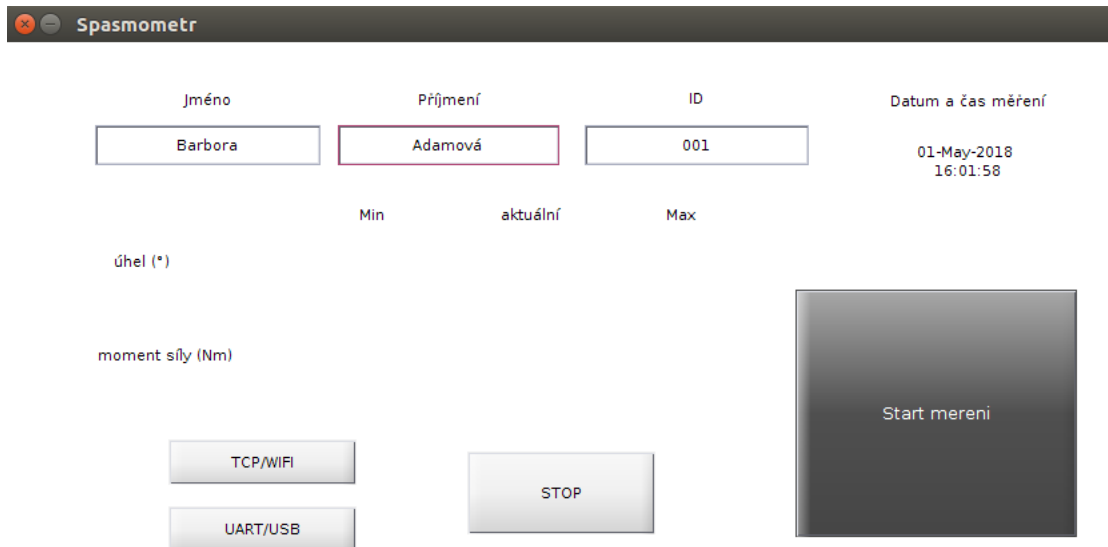
## 2.8 Aplikace navržených algoritmů

Algoritmy pro měření a zpracování dat byly aplikovány v programu, který byl vytvořen v prostředí Matlab® [29]. Program přijímá data z tenzometrů a inkrementálního čidla, která v čase zpracovává a ukládá. Takto uložená data jsou připravena pro další použití, jako je grafické zpracování nebo statistické vyhodnocení.

### 2.8.1 Popis měřícího SW

Měřící software byl vytvořen pomocí programu Matlab®. Ovládání je vytvořeno pomocí GUI (Graphical User Interface). Vytvořený program využívá funkci timer, která umožňuje příjem a ukládání dat synchronizovaný s časem měření.

Ovládací část softwaru je vytvořena pomocí GUI, které je zobrazeno na obrázku. Ovládací panel je vytvořen tak, aby ho bylo možné ovládat co nejintuitivněji (Obrázek 2.11).



**Obrázek 2.11:** Výchozí stav okna GUI před začátkem měření

V horní části se nachází okénka pro vyplnění identifikačních údajů pacienta, jako je jméno, příjmení, popřípadě přidělené identifikační číslo. V pravé horní části okna je aktuální datum a čas. Pod okénky s ID pacienta se nachází prostor pro zobrazení aktuálních, maximálních a minimálních měřených hodnot momentu síly a úhlu končetiny. V dolní části okna se nachází tlačítka pro výběr připojení systému a ovládacího počítače a tlačítko STOP pro zastavení měření.

Dominantou ovládacího prostředí je velké šedé tlačítko vpravo dole, kterým započne samotné měření, a tedy příjem a ukládání dat do počítače. Po stisku toto tlačítko zčervená a objeví se nápis: „probíhá měření“. Pokud při měření nastane jakákoliv chyba, je uživatel upozorněn červeným nápisem „CHYBA!“, který se objeví nad tlačítkem „Start měření“, jak je vidět na obrázku 2.12.



**Obrázek 2.12:** Ukázka upozornění na chybu v okně GUI

### 2.8.2 Popis ovládání SW

Po spuštění měřicího sw je nutné nejprve vyplnit alespoň ID pacienta. Bez tohoto údaje se měření nespustí a jako upozornění pole ID zčervená, aby byl uživatel upozorněn a nevznikl problém s promícháním dat od různých pacientů. Dalším krokem je vybrat použité připojení kliknutím na příslušné tlačítko vybraného protokolu připojení. Tento krok je pouze dočasný, protože při pilotním měření je testováno i připojení přes USB. Předpokladem pro používání systému je využití bezdrátového připojení k počítači, tedy přes protokol TCP/IP. Pokud je pacient připraven k měření, stiskne vyšetřující tlačítko pro start měření. Měřená data se začnou objevovat na displeji a zároveň se ukládají do textového souboru. Textový soubor je vytvořen pro dané měření a je pojmenován jako ID pacienta a datum a čas měření, např.: ID\_1 (08-02-2018\_15\_hod\_15\_min\_57\_sec).

Na obrázku 2.13 je zobrazené okno GUI při probíhajícím měření. Na první pohled je upozorněno na probíhající měření velkým červeným tlačítkem. Nastane-li chyba při měření, objeví se nad tlačítkem pro spuštění měření červený nápis upozorňující na chybu, který odkáže uživatele do příkazového okna Matlabu<sup>®</sup>, kde je chyba specifikována.



Obrázek 2.13: Ukázka ovládacího okna při probíhajícím měření

## 2.9 Popis experimentu

Hlavním účelem experimentu je ověření funkčnosti vytvořeného systému. Bylo zjišťováno, zda je systém schopný kvantifikovat pasivní odpor svalu. Dalším předmětem experimentu bylo na základě naměřených dat vytvořit metodiku vhodnou pro aplikaci v klinické praxi při stanovení závažnosti spasticity.

Experiment byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT pod číslem A 008/017.

### 2.9.1 Výběr subjektů

Měření bylo provedeno na 10 zdravých probandech. Všichni probandi se experimentu účastnili dobrovolně, byli seznámeni s možnými riziky spojenými s experimentem a souhlasili se zpracováním osobních údajů podpisem informovaného souhlasu, který je přiložen k DP.

Zjišťované údaje o probandech jsou vypsány v tabulce 2.2.

**Tabulka 2.2:** Údaje probandů účastnících se experimentu

subjekt č.	pohlaví	věk	hmotnost	výška
1	m	33	100	178
2	m	24	76	184
3	m	19	80	190
4	m	42	79	176
5	m	30	75	187
6	ž	15	53	169
7	m	16	65	188
8	m	18	74	186
9	m	24	72	180
10	ž	24	52	165
průměr ± SD		24,5 ± 8,0	72,6 ± 13,2	180,3 ± 7,9

### 2.9.2 Stanovení rychlostí pohybu

Pro účely experimentu byly stanoveny 3 skupiny rychlostí pohybu. Jelikož není součástí přístroje systém udržující stejnou úhlovou rychlost po celou dobu měření, bylo nutné stanovit rozsah hodnot úhlových rychlostí a vytvořit tak klasifikační stupnici rychlostí.

Pomalá rychlost pohybu byla definována jako skupina rychlostí 5-10 °/s, střední rychlost pohybu jako skupina rychlostí 10-15 °/s a jako rychlý pohyb byly označeny úhlové rychlosti 15-20 °/s.

### 2.9.3 Postup měření

Proband je usazen na židli vedle měřicího systému. Loket měřené končetiny je umístěn v ose otáčení hřídele systému. Výchozí pozice předloktí je kolmo k zemi, což považujeme za výchylku 0°. Proband je požádán, aby měřenou končetinu úplně uvolnil. Poté je zapnuto měření (viz obrázek 2.13) a vyšetřující provede extenzi lokte v dané rychlosti až do maximálního rozsahu pohybu. Celé měření se opakuje pro další skupiny úhlových rychlostí, popřípadě pro měření s ortézou zvyšující odpor svalu proti pohybu nebo pro měření na zatuhlém svalu, které byly provedeny pro orientační účely.



Na obrázku 2.14 je zachycen proband v průběhu měření.



**Obrázek 2.14:** Ukázka uchycení končetiny do systému

## 2.10 Závěr kapitoly

V této kapitole jsem se věnovala realizaci systému, softwaru a metod měření včetně způsobu příjmu a zpracování dat a implementaci navržených metod pro hodnocení spasticity svalů.

System pro kvantifikaci spasticity je schopen měřit dynamické a kinematické veličiny. V průběhu protažení je měřena aktuální úhlová rychlost a moment síly odpovídající síle svalu v každém okamžiku, z nichž vytvoříme grafickou závislost.

Abychom byli schopni kvantifikovat spasticitu, je nutné znát pasivní odpor, který klade vyšetřovaný sval proti pohybu. Tento odpor je měřen tenzometry, které jsou umístěny na hřídeli systému, kde je snímána deformace měřící hřídele systému. Deformace odpovídá momentu síly od vyšetřovaného svalu. Změna úhlu v lokti, popřípadě úhlová rychlost je měřena inkrementálním enkodérem, přičemž výchozí pozice pohybu (předloktí kolmo k zemi – flexe v lokti) je považována za výchylku  $0^\circ$ .

Z rešerše vyplývá, že pro hodnocení spasticity je nejčastěji využíváno výpočtu RTPM, tedy výpočtu odporu končetiny proti pasivnímu pohybu. Tento odpor je stanovován z grafu závislosti aplikované síly na aktuálním úhlu v daném kloubu. RTPM je pak vypočítán jako směrnice regresní přímky, která je proložena daty. Čím je tato přímka strmější, tím je nárůst odporu větší a spasticita závažnější.

Příjem a zpracování dat bylo realizováno pomocí Matlabu, ovládání programu je vytvořeno pomocí uživatelského rozhraní GUI v podobě samostatného okna s okny pro

vyplnění údajů o měřeném subjektu, okénky s měřenými daty a s tlačítky pro výběr připojení a spuštění/zastavení měření.

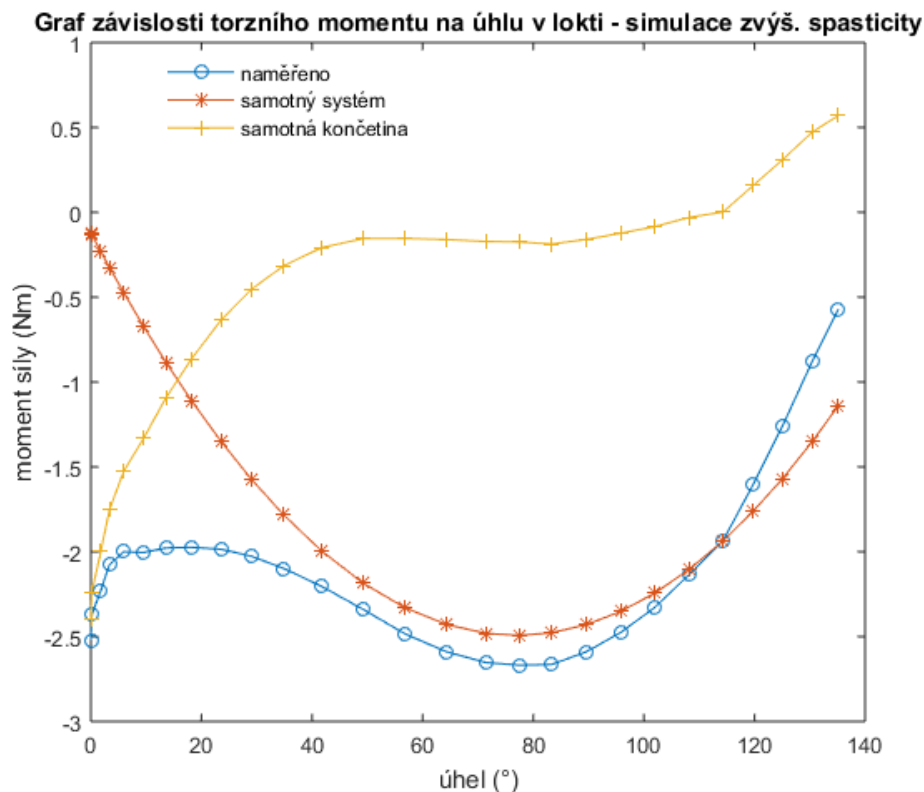
Experiment byl proveden na 10 zdravých subjektech. Pro demonstraci dalšího použití systému, tj. měření na pacientech trpících spasticitou byla při měření navíc použita ortéza pro zvětšení pasivního odporu svalu a dále bylo provedeno měření za mírného zatnutí svalů probandů.

## 3 Výsledky

V následující kapitole jsou shrnuty výsledky a ukázány některé grafy. Kompletní grafy jsou v příloze na CD.

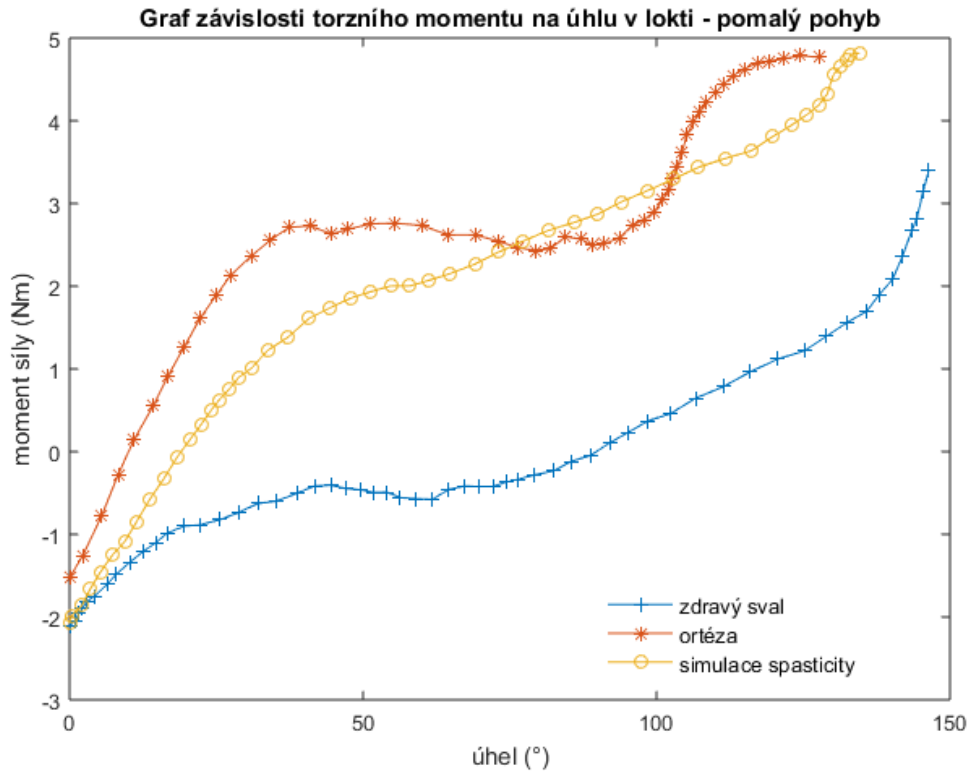
### 3.1 Extrakce relevantních dat

V grafu na obrázku 3.1 je zobrazen postup extrakce dat, které byly dále hodnoceny. Naměřené hodnoty torzního momentu jsou ovlivněné vlastnostmi samotného měřicího systému. Proto byly stanoveny závislosti momentu síly na úhlu samotného systému pro 3 skupiny rychlostí. Průměrná hodnota momentů síly v závislosti na úhlu byla poté odečtena od naměřených hodnot. Takto byly získány hodnoty momentu síly od samotné končetiny.



**Obrázek 3.1:** Graf závislosti momentu síly na úhlu v lokti – ukázka zpracování naměřených dat

Na obrázku 3.1 jsou naměřené hodnoty znázorněné modře (o), průměrné hodnoty momentů pro samotný systém jsou znázorněny červeně (\*) a výsledná závislost pro svalovou ztuhlost je znázorněna žlutě (+). Hodnoty momentu síly respektují směr namáhání hřídele systému. V první části průběhu je předloktí přitahováno gravitací a vyšetřující pohyb brzdí, po překonání úhlu 90 ° roste pasivní odpor svalu, vyšetřující v tuto chvíli vyvíjí na páku systému tlak, proto mají hodnoty opačnou orientaci.



**Obrázek 3.2:** Ukázka průběhu momentu síly na úhlu v lokti pro zdravý sval (+), končetinu s ortézou (\*) a simulaci zvýšené spasticity (o)

Na obrázku 3.2 jsou porovnány závislosti momentu síly na úhlu v lokti u pomalého pohybu pro zdravý sval (modře +), ortézu znesnadňující extenzi (červeně \*) a pro simulovaný zvýšený svalový tonus (žlutě o). Z grafu je zřejmé, že maximální hodnoty ortézy a simulace zvýšeného tonu dosahují vyšších hodnot momentu síly, než je tomu u zdravého svalu.

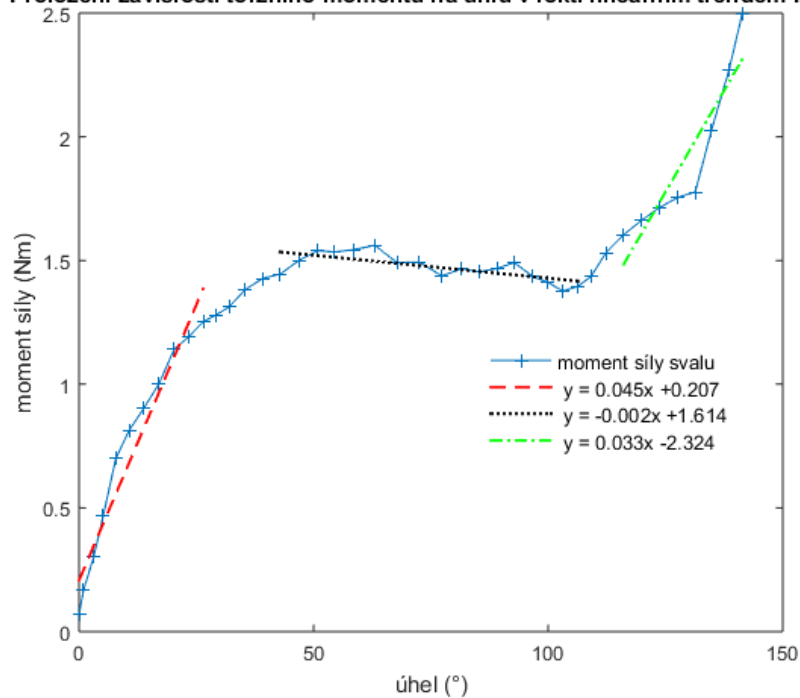
## 3.2 Hodnocení parametrů závislosti

Z rešerše bylo zjištěno, že pro stanovení závažnosti spasticity lze vycházet z měření svalové ztuhlosti, které jsou založeny na principu prokládání regresních přímek závislosti silového působení na pozici, úhlu nebo vykonaném pohybu a hodnocení sklonu této přímky.

Na obrázku 3.3 je ukázka naměřených hodnot ztuhlosti zdravého svalu. Závislost lze rozdělit na 3 lineární úseky, které jsou charakterizovány rovnicemi těchto lineárních trendů. Sklony lineárních trendů jsou označovány jako koeficienty tuhosti  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$ . Střední hodnoty koeficientů pro naměřené závislosti jsou vypsány v tabulce 3.1.

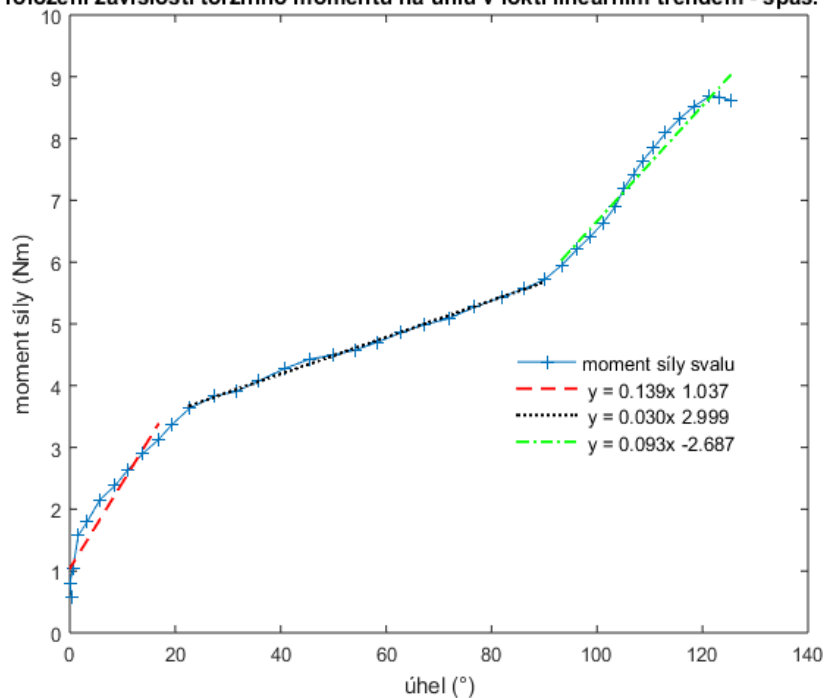
**Tabulka 3.1:** Střední hodnoty koeficientů tuhosti svalů u měřených probandů

proband	rychlost pohybu								
	pomalá			střední			rychlá		
	k1	k2	k3	k1	k2	k3	k1	k2	k3
zdraví	0,049	0,013	0,059	0,030	0,007	0,040	0,054	0,009	0,062
ortéza simul. spasticitu	0,131	-0,003	0,121	0,108	-0,049	0,152	0,106	-0,015	0,052
zatnutý sval	0,098	0,028	0,093	0,093	0,009	-0,002	0,089	0,002	-0,055

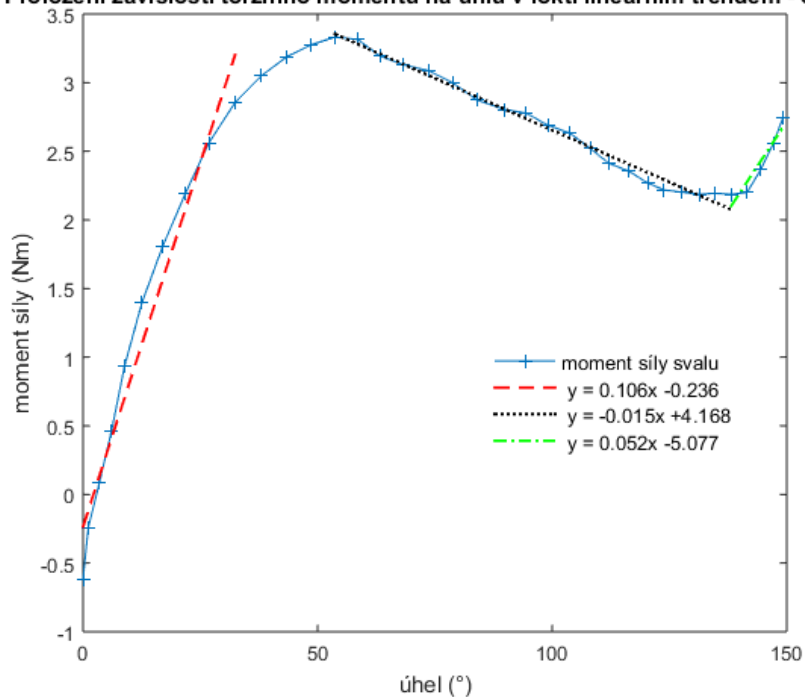
**Proložení závislosti torzního momentu na úhlu v lokti lineárním trendem ID010****Obrázek 3.3:** Graf závislosti momentu síly na úhlu proložený lineárními trendy, k1 –červeně (--), k2 – černě (..), k3 – zeleně (-.)

Na obrázcích 3.3–3.5 je ukázka grafů závislosti momentu síly na úhlu v lokti. Závislost na obrázku 3.4 představuje situaci, kdy proband úmyslně zvýšil odpor proti vykonávanému pohybu. Toto měření proběhlo za účelem demonstrace možného průběhu momentu síly v závislosti na úhlu při měření na subjektech trpících spasticitou. Ze stejného důvodu proběhlo i měření s ortézou zvyšující odpor svalů. V obou grafech si můžeme všimnout nárůstu maximálních hodnot momentu síly.

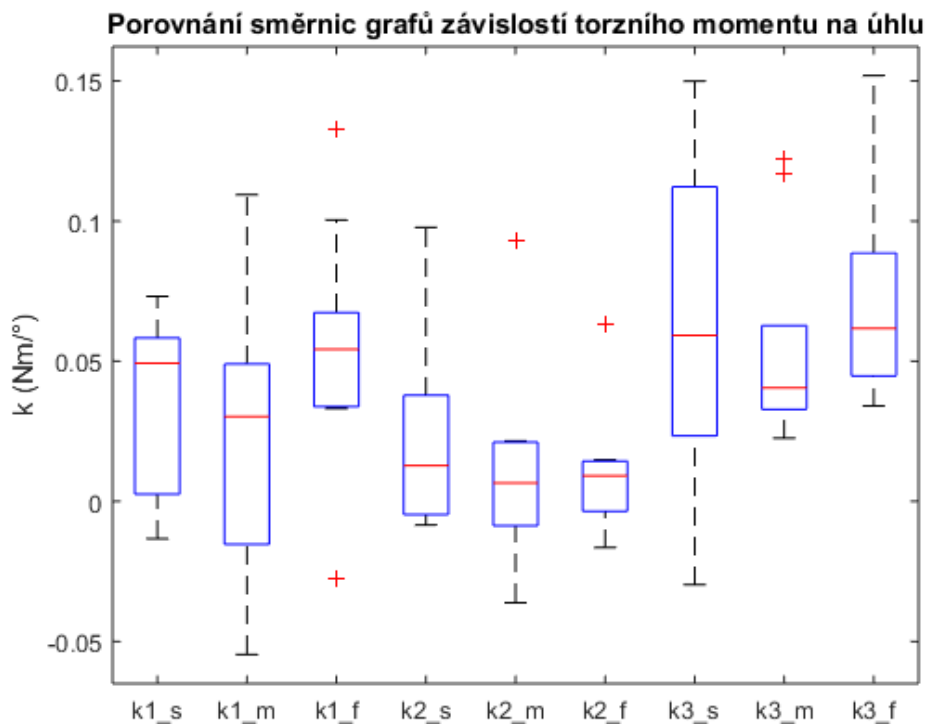
Proložení závislosti torzního momentu na úhlu v lokti lineárním trendem - spas. simul.

**Obrázek 3.5:** Ukázka závislosti momentu síly na úhlu v lokti při zatnutí flexorů lokte tak, aby byl zvětšen odpor proti extenzi vykonávané systémem

Proložení závislosti torzního momentu na úhlu v lokti lineárním trendem - ortéza

**Obrázek 3.4:** Ukázka grafu závislosti momentu síly na úhlu při měření s ortézou zvětšující pasivní odpor svalů paže

V grafu (obrázek 3.6) jsou vyneseny směrnice přímk prokládajících závislosti momentu síly na úhlu v lokti.



**Obrázek 3.6:** Graf porovnávající hodnoty směrnic přímk proložených naměřenými závislostmi. Čísla 1-3 označují 1. až 3. úsek závislosti, s – pomalý pohyb (slow), m – středně rychlý pohyb (medium), f – rychlý pohyb (fast)

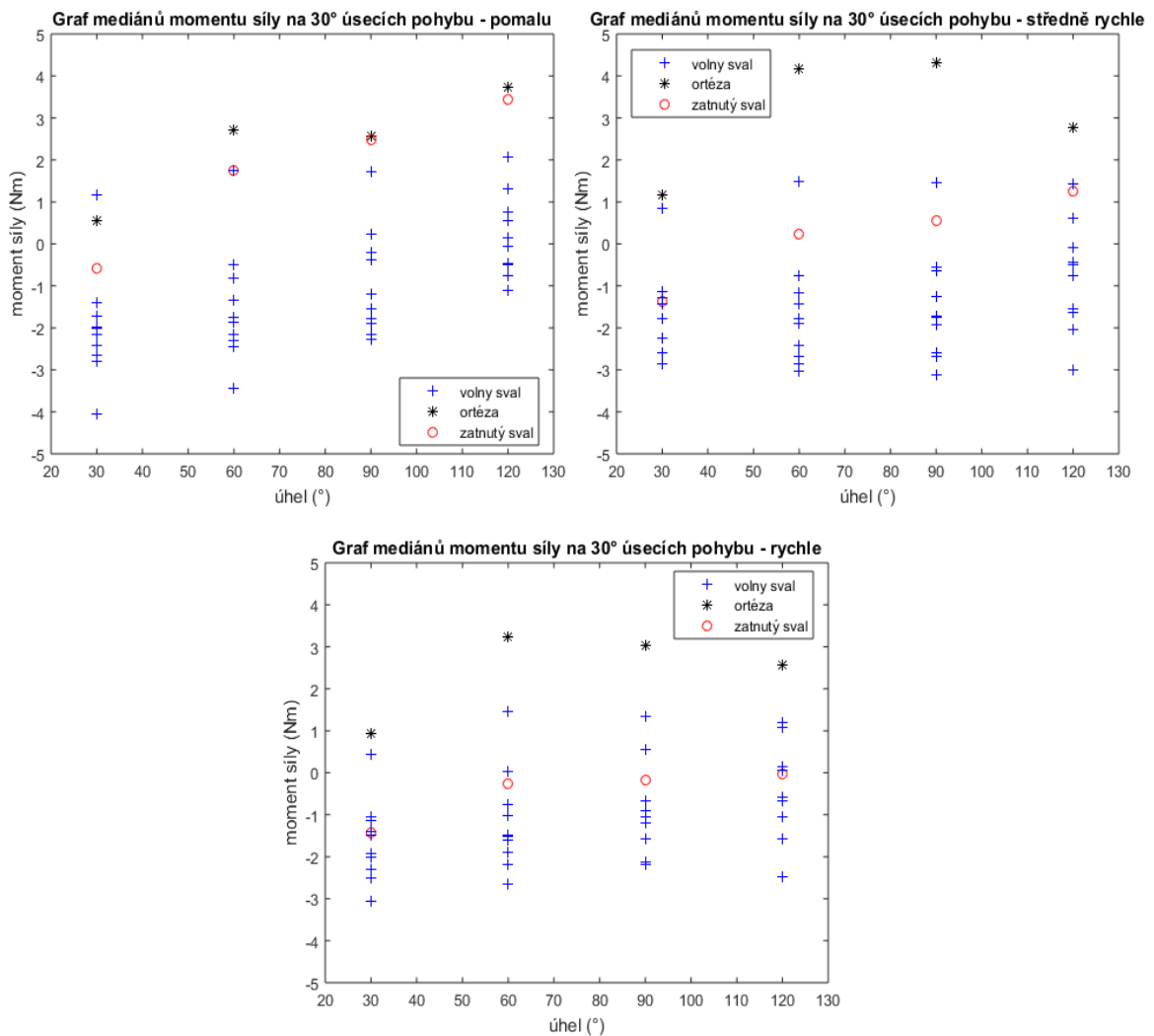
Z grafu na obrázku 3.6 je patrné, že střední část pohybu má mírnější sklon než první a poslední část pohybu. To odpovídá předpokladu o průběhu pasivního odporu svalu z [23, 24]. Statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými směrnicemi v různých částech pohybu je potvrzen statistickým vyhodnocením – viz kapitola 3.3.

Další navržený způsob hodnocení naměřených dat je rozdělit pohyb na 30° úseky, vypočítat střední hodnoty (medián) a porovnávat velikosti momentů síly v závislosti na jednotlivých úsecích. Vypočtené mediány torzních momentů jsou uvedeny v tabulce 3.2.

**Tabulka 3.2:** Tabulka mediánů naměřených moment síly na 30° úsecích pohybu

proband	pomalu				středně rychle				rychle			
	30 °	60 °	90 °	120 °	30 °	60 °	90 °	120 °	30 °	60 °	90 °	120 °
zdraví	-2,10	-1,81	-1,36	0,05	-2,02	-1,83	-1,72	-0,62	-1,70	-1,50	-1,13	-0,63
ortéza simul. spasticitu	0,56	2,70	2,56	3,73	1,16	4,17	4,31	2,77	0,94	3,23	3,04	2,58
zatnutý sval	1,43	2,72	2,48	3,44	0,98	2,29	2,87	2,96	0,23	3,82	4,32	3,94

Hodnoty mediánů pro zdravý sval, ortézu zvyšující pasivní odpor svalu a zatnutý sval jsou zobrazeny v grafech na obrázku 3.7. Společným znakem grafů jsou zvýšené hodnoty momentů síly v případě měření s ortézou. U zatnutého svalu nelze tuto skutečnost jednoznačně určit. Hodnoty momentu síly naměřené se zatnutými svaly jsou však závislé na aktuální vůli subjektu, proto se tyto hodnoty mohou měnit nezávisle na rychlosti nebo úseku pohybu.



**Obrázek 3.7:** Grafy mediánů momentů síly vypočítané na 30° úsecích pohybu pro pomalý, středně rychlý a rychlý pohyb. Zdraví probandi jsou vyznačeni modře (+), měření s ortézou je vyznačeno černě (\*) a měření se simulovaným zvýšeným odporem svalu je vyznačeno červeně



### 3.3 Statistické vyhodnocení experimentu

Byl proveden test normálního rozdělení pomocí Kolmogorova-Smirnova testu (K-S test). Na hladině významnosti 5 % byla zamítnuta nulová hypotéza, tedy že hodnoty pochází z normálního rozdělení. Od tohoto zjištění se odvíjelo použití dalších neparametrických metod k hodnocení výsledků.

#### 3.3.1 Hodnocení směrnic grafů

Jak bylo uvedeno výše, z rešerše vyplývá [15–17], že jednou z metod hodnocení průběhu momentu síly v závislosti na úhlu je proložení křivky lineárními trendy. Pro data naměřená v rámci experimentu jsem použila 3 lineární trendy, jejichž mediány směrnic jsem následně porovnávala v rámci jednoho pohybu v různých úsecích pohybu (k1 – pomalu, k2 – pomalu, k3 – pomalu atd.). Dále jsem porovnávala směrnice v jednom úseku pohybu napříč všemi skupinami úhlových rychlostí, které byly stanoveny pro měření (k1 – pomalu, k2 – středně rychle, k3 – rychle atd.). K testování, zda je mezi těmito skupinami statistický rozdíl jsem použila Kruskalův-Wallisův test, což je neparametrická alternativa testu ANOVA pro více než 2 skupiny dat.

Testování proběhlo na hladině významnosti 5 %, přičemž v případě porovnávání směrnic napříč rychlostmi se neprokázal rozdíl. V případě porovnávání směrnic k1-k3 v rámci pomalého pohybu vyšla hodnota  $p = 0,043$ ; středně rychlého  $p = 0,011$  a  $p = 0,0004$ ; ve všech těchto případech tedy můžeme konstatovat rozdíl mezi jednotlivými směrnicemi v rámci pohybu. Lze tedy usoudit, že je směrnice průběhu torzního momentu závislá na úhlu v lokti, nikoliv na rychlosti provedeného pohybu u zdravých subjektů, avšak u pacientů trpících spasticitou je podle [1] rychlost pohybu pro spuštění spastické odpovědi klíčová.

Byly porovnávány i směrnice grafů závislostí momentu síly na úhlu u zdravých subjektů a hodnot naměřených s ortézou simulující spasticitu a s hodnotami naměřenými na ztuhlém svalu. Pro testování byl použit Wilcoxonův test, jako alternativa Studentova T-testu pro data pocházející z normálního rozdělení. Rozhodování bylo provedeno na hladině významnosti 5 %. Z výsledků lze usoudit, že existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotami naměřenými na zdravých subjektech a hodnotami naměřených s ortézou simulující spasticitu, stejně tak s hodnotami naměřených se zatnutým svalem.

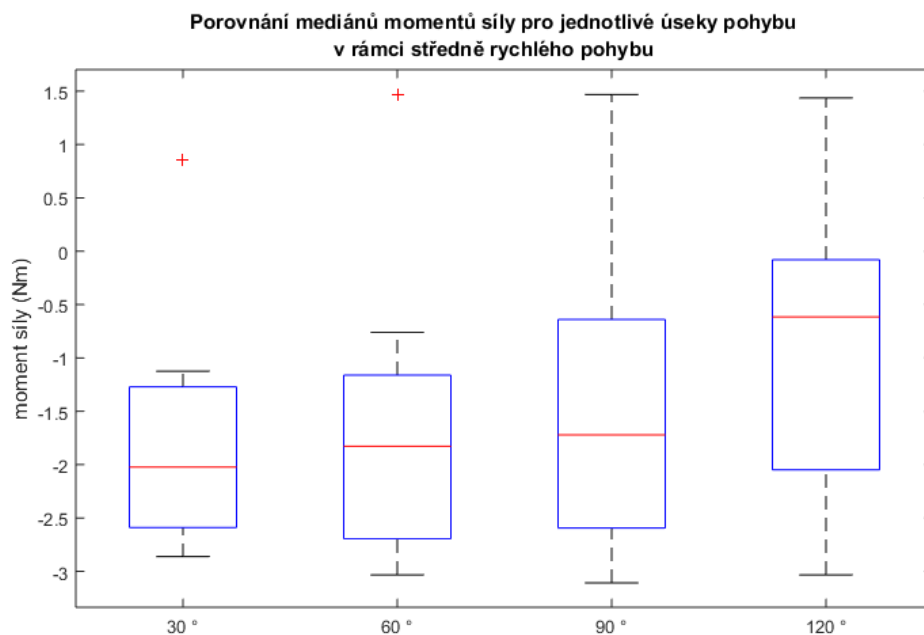
#### 3.3.2 Hodnocení středních hodnot

V souboru dat se objevují u zdravých subjektů odlehle hodnoty při náhlém zatnutí a uvolnění svalu, které se může během měření objevit. Stejně tak se podle rešerše [16] mohou objevit svalové záškuby v průběhu hodnocení spastických svalů, což se projeví náhlým nárůstem a poklesem momentu síly na malém úseku pohybu. Proto byly pro porovnávání velikostí jednotlivých souborů zvoleny mediány momentů síly.

Stejně jako v případě porovnávání směrnic byl pro porovnávání velikosti jednotlivých skupin momentů síly použit Kruskalův-Wallisův test. Jednotlivé průběhy momentu síly na úhlu v lokti byly rozděleny na 30° úseky, ve kterých byl vypočítán medián momentu síly – byly tedy získány 4 skupiny úseků – 30°, 60°, 90° a 120°, pro 3 rychlosti pohybů – pomalu, středně rychle a rychle.

V případě porovnávání jednotlivých úseků mezi jednotlivými skupinami rychlostí vyšly hodnoty p následovně: pro úseky 30° vyšlo  $p = 0,5502$ , pro 60°  $p = 0,4320$ , pro 90°  $p = 0,4583$  a pro 120°  $p = 0,3520$ . Z výsledků testu nemůžeme usoudit, že by byl statisticky významný rozdíl mezi středními hodnotami momentů v porovnání jednoho úseku pohybu napříč rychlostmi.

Při porovnávání jednotlivých 30° úseků v rámci jednoho pohybu vyšly hodnoty  $p = 0,0164$  pro pomalý pohyb,  $p = 0,5397$  pro středně rychlý pohyb a  $p = 0,1167$  pro rychlý pohyb. Statisticky významný rozdíl na hladině významnosti 5 % byl tedy průkazný pouze v případě pomalého pohybu, nelze proto říci, že by velikost pasivního odporu svalů u zdravých subjektů byla závislá na rychlosti pohybu.

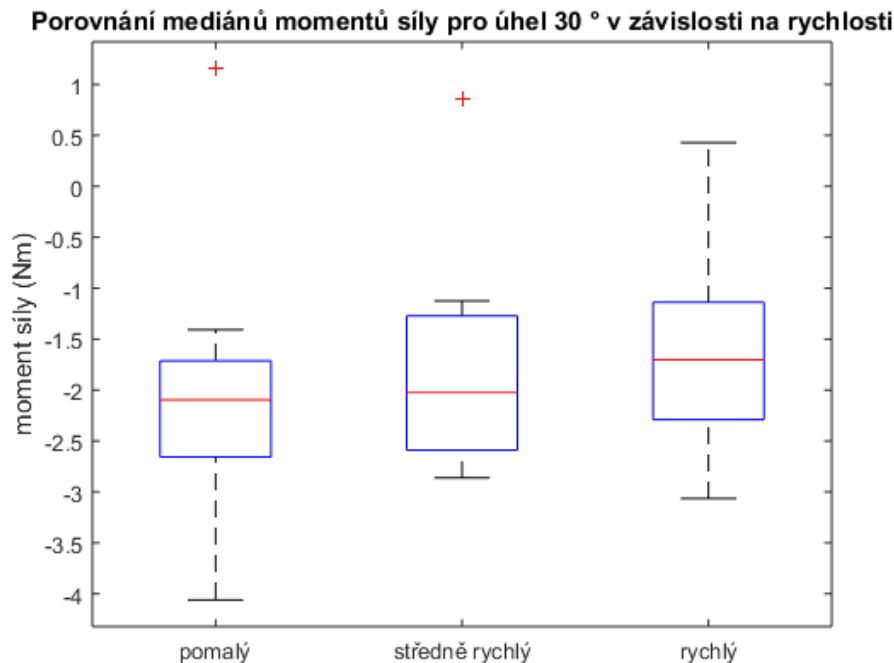


**Obrázek 3.8:** Graf znázorňující mediány momentů síly pro jednotlivé 30° úseky pohybů – ukázka pro středně rychlý pohyb

Z krabicového grafu na obrázku 3.8 je patrný nárůst střední hodnoty momentů síly na posledním úseku pohybu, avšak jak již bylo řečeno výše, statisticky významný rozdíl potvrzen nebyl.

V grafu na obrázku 3.9 lze opět vidět mírný nárůst středních hodnot momentů síly v závislosti na rychlosti pohybu. Tento nárůst však u zdravých subjektů nebyl potvrzen Kruskal-Wallisovým testem na hladině významnosti 5 %.

Wilcoxonův test odhalil statisticky významný rozdíl mezi středními hodnotami u zdravých subjektů v porovnání s měřením pomocí ortézy i v porovnání zdravých subjektů a schválně zatnutých svalů. Tento test byl proveden pouze pro získání orientačních závislostí momentu síly na úhlu v lokti.



**Obrázek 3.9:** Ukázka závislosti mediánů momentu síly pro úhel 30 ° v závislosti na rychlosti pohybu

### 3.4 Závěr kapitoly

Byl proveden experiment spočívající ve stanovení pasivního odporu svalů na 10 zdravých subjektech. Pro demonstraci průběhů naměřených hodnot momentu síly v závislosti na úhlu v lokti proběhlo navíc měření na záměrně ztuhlých svalech působících proti extenzi v lokti a také na končetině upnuté do speciální ortézy znesnadňující provedení extenze v lokti.

Po očištění dat od vlivu systému byly vytvořeny závislosti momentu síly na úhlu v lokti. U výsledných závislostí byly pozorovány 3 části, které byly proloženy lineárními trendy, jejichž sklon byl označen jako koeficient ztuhlosti. V rámci jednoho pohybu tak byly stanoveny 3 koeficienty, které byly dále porovnávány.

Z provedené statistické analýzy vyplývá, že směrnice průběhu torzního momentu je závislá na úhlu v lokti, nikoliv na rychlosti provedeného pohybu. Statisticky významný rozdíl byl pozorován při porovnávání koeficientů ztuhlosti mezi skupinami zdravých subjektů a hodnotami získanými měřením na zatnutém svalu a s ortézou zvyšující pasivní odpor svalů. Stejných výsledků bylo dosaženo při porovnávání středních hodnot.

## 4 Diskuze

---

V rámci diplomové práce byl vytvořen prototyp systému, software a metody pro kvantifikaci ztuhlosti svalů. Konstrukce systému vychází z mé bakalářské práce [30], ve které jsem zpracovala konstrukční návrh v podobě 3D modelu v softwaru SolidWorks [31]. Systém a metody jsou navrženy a zkonstruovány na základě rešerše a doporučení Neurologické kliniky VFN.

V současnosti existuje několik způsobů, jak hodnotit spasticitu svalů. Nejpoužívanějším z nich je posuzování pomocí Ashworthovy škály nebo její modifikované podoby, kdy vyšetřující pohybuje končetinou v různých úhlových rychlostech, až dojde ke spastické odpovědi – nárůst pasivního odporu svalu. Tento nárůst je hodnocen podle subjektivního posudku vyšetřujícím na základě jeho pocitu a předešlých zkušeností. Hodnocení spočívá v zařazení do jedné ze 4 nebo 5 skupin škály. Zřejmé je, že nevýhodou tohoto hodnocení je subjektivita a velmi nízká rozlišovací schopnost hodnotící metody, která obsahuje 4 (v případě modifikované škály 5) skupin závažnosti onemocnění.

Experimentálně jsou vytvářeny systémy, které by byly schopny spasticitu kvantifikovat. Tyto systémy mají podobné komponenty – podsystém pro uchycení končetiny, podsystém, který vykonává pohyb, podsystém snímající změny úhlu, úhlové rychlosti a momentu síly a výpočetní jednotku. Výhodou mnou navrženého systému je oproti těmto experimentálně vytvořeným, že subjektivní posudek vyšetřujícího není kompletně nahrazen automatickým systémem, ale je pouze doplněn měřicími senzory. Jinými slovy, systém kombinuje objektivní i subjektivní posouzení spasticity. U motorizovaných systémů je dále nebezpečí luxace kloubu nebo přetržení svalu, což je použitím manuálního pohonu eliminováno.

Navržený systém využívá ke snímání deformace na hřídeli vznikající působícím momentem síly od měřené končetiny tenzometrické známky. Známky jsou zapojeny do plného můstku pro teplotní kompenzaci a zlepšení rozlišující schopnosti. V mé bakalářské práci [30] byl navržen motorizovaný systém, který využíval k měření silových působení torzní měřič. Tento návrh je však velmi nákladný a rozměrný, proto od něj bylo pro účely diplomové práce, a tedy vytvoření metodiky měření, upuštěno. Pro informaci o aktuálním úhlu, popřípadě o úhlové rychlosti, využívá systém inkrementální enkoder. Nevýhodou navrženého systémů je, že využívá manuální pohon k provedení vyšetřovacího pohybu. Tudíž není možné dostatečně přesně kontrolovat a ovlivňovat úhlovou rychlost pohybu.

Jak již bylo řečeno, spasticita se projevuje zvýšením tonického napětí svalu [2] od tohoto faktu se odvíjely navržené metody zpracování výsledků. Pro účely diplomové práce však nebylo možné provést měření na pacientech trpících spasticitou s ohledem na

bezpečnost pacientů v testovací fázi systému. Proto proběhlo testování pouze na zdravých subjektech a spasticita byla pro demonstrativní účely simulována speciální ortézou zvyšující pasivní odpor svalu a volním zatnutím bicepsu probanda. Navržené metody předpokládají další využití u pacientů trpících spasticitou ve spolupráci s VFN.

Z dostupné literatury zabývající se kvantifikací spasticity vyplývá, že hlavním parametrem pro hodnocení spasticity je směrnice přímky proložené naměřenými momenty síly v závislosti na úhlu. Sklon této přímky je definován jako parametr RTPM – pasivní odpor svalu [15–17]. Proto byly vytvořeny závislosti naměřených momentů síly na úhlu v lokti. Výsledné závislosti je možno hodnotit jako po částech lineární závislosti, proto byly proloženy třemi lineárními trendy. Byly tedy získány 3 koeficienty ztuhlosti jako 3 směrnice přímek proložené naměřeným průběhem momentu síly na úhlu v lokti měřené končetiny –  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$ . Nevýhodou této metody hodnocení je ruční zpracování dat zvláště u konkrétního subjektu, což neumožňuje okamžitou informaci o závažnosti spasticity při měření. Další parametr hodnocený u subjektů trpících spasticitou je pasivní rozsah pohybu, který se s rostoucí závažností spasticity snižuje [16].

Pro snazší ovládání systému a částečnou informaci o naměřených hodnotách bylo navrženo ovládací okno GUI v softwaru Matlab. V ovládacím okně, kde jsou zobrazovány aktuální, maximální a minimální hodnoty úhlu a momentu síly jsou i tlačítka pro výběr připojení a start/stop měření. navíc jsou v horní části pole pro vyplnění údajů o pacientovi a je zde zobrazen aktuální datum a čas. V průběhu experimentu bylo zjištěno, že by dalším vhodným prvkem ovládacího okna bylo grafické okénko s probíhající závislostí měřeného momentu síly na aktuálním úhlu.

Při prvních pokusných měřeních bylo zjištěno, že je konstrukce pro uchycení předloktí těžká a že ovlivňuje výsledné hodnoty měření působícími setrvačnými silami. Proto byly vytvořeny průměrné závislosti momentu síly na úhlu pro každou ze tří skupin rychlostí. Tyto průměrné závislosti byly následně odečteny od naměřených hodnot torzních momentů u všech probandů, čímž byly získány hodnoty momentů samotné končetiny.

Protože je spasticita definována jako zvýšení pasivního odporu v závislosti na rychlosti protažení, byly definovány 3 skupiny rychlostí, které byly aplikovány při experimentu. Jelikož je systém ovládán manuálně, nebylo možné stanovit přesnou hodnotu rychlosti pro každé měření, a tudíž byly definovány rozsahy rychlostí 5–10 °/s, 10–15 °/s, 15–20 °/s.

Jako další parametry hodnocení byly zvoleny mediány naměřených momentů síly. Zkoumaný soubor dat se jevil nestejnorodě a objevovaly se v něm odlehle hodnoty, které by v případě použití aritmetického průměru zkreslily výsledek. Navíc byl použit Kolmogor-Smirnovův test (K-S test), který odhalil, že naměřená data nepochází z normálního rozdělení. Medián momentů síly byl počítán pro jednotlivé úseky pohybu, který byl rozdělen po 30 ° - tedy na úsecích 0 °–30 °, 30 °–60 °, 60 °–90 °, 90 °–120 °.

Byly tak vytvořeny 4 úseky pohybu, mezi kterými byly porovnávány mediány momentů síly v rámci jedné skupiny úhlových rychlostí pro informaci o chování momentu síly v závislosti na úhlu v lokti. Dále byly porovnávány mediány momentů síly pro stejné úseky pohybu mezi jednotlivými rychlostmi.

Pro porovnávání jednotlivých skupin dat byly použity neparametrické testy. Směrnice přímek u zdravých subjektů bez ortézy s povolenými svaly byly porovnávány Kruskal-Wallisovým testem. V případě porovnávání směrnic  $k_1$  vs.  $k_2$  vs.  $k_3$  v rámci pomalého, středně rychlého a rychlého pohybu byla ve všech třech případech prokázána odlišnost hodnot momentů síly. V případě porovnávání směrnic napříč rychlostmi (např.  $k_1$  u pomalého pohybu vs.  $k_1$  středně rychlého pohybu vs.  $k_1$  rychlého pohybu) bylo výsledné  $p > 0,05$ ; proto nelze konstatovat, že strmost průběhu momentu síly na úhlu v lokti je závislá na úhlové rychlosti pohybu v případě zdravých subjektů.

Porovnávání 4 skupin  $30^\circ$  úseků pohybu a 3 skupin rychlostí z hlediska mediánů momentů síly bylo provedeno stejným testem jako v případě směrnic. Z výsledků testu nemůžeme usoudit, že by byl statisticky významný rozdíl mezi středními hodnotami momentů v porovnání jednoho  $30^\circ$  úseku pohybu napříč rychlostmi, stejně jako u porovnávání směrnic. Statisticky významný rozdíl na hladině významnosti 5 % byl průkazný při porovnávání mediánů na jednotlivých úsecích, pouze v rámci pomalého pohybu, nelze proto říci, že by velikost pasivního odporu svalů u zdravých subjektů byla závislá na rychlosti pohybu. Neprůkazné rozdíly mezi výše popsány skupinami dat mohly být způsobeny tím, že bylo měření provedeno na zdravých subjektech, pro které neplatí stejné předpoklady, co se týče závislosti pasivního odporu svalů, popřípadě vyhodnocením neparametrickým Kruskal-Wallisovým testem, jehož nevýhodou je menší citlivost než například v případě parametrického testu ANOVA.

Jako alternativa k párovému t-testu, jehož předpoklad použití je normalita dat byl použit Wilcoxonův test pro zhodnocení rozdílu mezi daty naměřenými na uvolněných svalech zdravých subjektů a svalech s ortézou zvyšující pasivní odpor svalu, popřípadě se zatnutými svaly zdravých subjektů. Tato měření byla provedena pouze pro orientaci vývoje hodnot měřených na subjektech trpících spasticitou. Opět byly porovnávány směrnice lineárních trendů a mediány momentů síly mezi oběma skupinami. Ve všech testovaných případech byl potvrzen rozdíl ( $p < 0,05$ ) mezi skupinami, tzn. uvolněné zdravé svaly vs. ortéza a uvolněné zdravé svaly vs. zatnuté. V případě porovnávání těchto skupin se potvrdilo zvýšení koeficientů ztuhlosti svalů i středních hodnot u měření s ortézou zvyšující pasivní odpor svalu i u měření na zatnutých svalech.

Výrazně odlišné závislosti momentu síly na úhlu mohly být způsobeny špatnou spoluprací probanda, a sice špatným uvolněním svalu, popřípadě jinou svalovou poruchou, jejíž definice není předmětem této práce. Veškerá naměřená data jsou zanesena do grafů přiložených k práci na CD.

Nejistota měření tenzometrů byla otestována v rámci prvních experimentů (viz Tabulka 2.1), další chyby mohou být způsobeny například špatným nalepením známek [26]. Chyba měření enkoderu je udávána v datasheetu jako  $0,33^\circ$ . [27, 28]. Celková chyba měření navrženou metodikou je tedy dána charakteristikou použitých senzorů. Další chyby měření mohou vzniknout v důsledku špatné interpretace výsledků, popřípadě statistickými testy. Při použití systému na subjektech trpících spasticitou je předpokládáno, že vyhodnocení výsledků provede zkušený odborník na základě kombinace výsledků navržené metody a subjektivního posouzení.

## 4.1 Další možnosti a aplikace systému

Předpoklad využití systému pro kvantifikaci spasticity jako náhradu v současnosti používaných metod hodnocení spasticity je snadná manipulace se systémem, snadné ovládání a vyhodnocování dat a také finanční náklady spojené s pořízením přístroje.

Hlavním předpokladem použití systému vytvořeného v rámci diplomové práce je provedení dalších experimentů na subjektech trpících spasticitou. V rámci bakalářské práce [30] byly navrženy 4 alternativy pro měření nejen ztuhlosti lokte, ale i zápěstí, kolenního kloubu a kotníku. Dalším předpokladem vývoje systému je tedy i vytvoření alternativ pro použití na dalších částech těla. Motorizace systému, což je jedna z variant navržená v rámci bakalářské práce, umožní zajistit plynulost vyšetřovacího pohybu a konstantní úhlovou rychlost. Nevýhodou motorizovaného pohonu je však nárůst celkové ceny systému a kompletní nahrazení subjektivního posudku závažnosti spasticity vyšetřujícím, který je v případě manuálního pohonu pouze doplněn o objektivní hodnocení.

Usnadnění vyhodnocení dat je možné provést úpravou ovládacího prostředí, přidáním grafického okna pro vykreslení aktuálně měřených hodnot momentu síly v závislosti na úhlu. Dosavadně je zobrazování měřených dat řešeno pouze zobrazením aktuálních, maximálních a minimálních hodnot. Další usnadnění je možno provést v oblasti příjmu dat, a sice bezdrátovým propojením řídicího počítače a elektroniky tak, aby mohl příjem dat probíhat přes Wi-Fi. Možnosti inovace, co se týče ovládání mohou znamenat i vytvoření aplikace do chytrého telefonu, což ve výsledném efektu může zvýšit komfort při ovládání systému.

## 5 Závěr

---

V praxi používané metody hodnocení spasticity jsou závislé na subjektivním posudku vyšetřujícího. Z tohoto důvodu jsou experimentálně vyvíjeny systémy pro kvantifikaci spasticity. Hodnocené parametry jsou moment síly v závislosti na úhlu pohybu, popřípadě pasivní odpor svalu – směrnice lineárního trendu proložená naměřeným průběhem momentu síly. Experimentálně vytvářené systémy obsahují senzory pro měření síly – torzní měřiče, siloměry, dynamometry a senzory pro měření úhlu v měřeném kloubním spojení – goniometry, inkrementální enkodéry.

Systém vytvořený v rámci této diplomové práce obsahuje tenzometry a inkrementální enkodér pro měření momentu síly vznikajícího pohybem předloktí uchyceného do systému v závislosti na výchylce. Výstupy získané z měření jsou tedy torzní moment, úhel v lokti a čas. Další zpracování umožňuje získat informaci například o pasivním odporu svalů v závislosti na úhlové rychlosti, které jsou zkoumány i v dalších studiích jako parametry pro hodnocení spasticity.

Byla vytvořena metodika měření, která byla otestována experimentem na 10 zdravých subjektech. Bylo provedeno měření na uvolněných svalech, dále pak s ortézou zvyšující pasivní odpor svalu a na zdravých mírně zatnutých svalech. Měření momentu síly probíhalo v celém rozsahu extenze v lokti pro 3 skupiny rychlostí – pomalý pohyb (5–10 °/s), středně rychlý pohyb (10–15 °/s) a rychlý pohyb (15–20 °/s). Metodika měření a vyhodnocení naměřených dat je umístěna v přílohové části této práce.

Byly hodnoceny koeficienty ztuhlosti, tj. směrnice lineárních trendů proložené závislostmi momentů síly na úhlu v lokti a mediány momentů síly na 30° úsecích pohybu. Hodnocení proběhlo pomocí neparametrických statistických testů. Kruskal-Wallisův test byl použit pro porovnání jednotlivých koeficientů ztuhlosti v rámci jedné rychlosti, pro porovnání koeficientů ztuhlosti napříč třemi skupinami rychlostí a stejně pro porovnání středních hodnot. Statistický rozdíl byl odhalen pouze v případě porovnávání směrnic v rámci jednoho pohybu. Lze tedy říci, že strmost závislosti momentu síly na úhlu se mění v průběhu pohybu, avšak nemění se v závislosti na úhlové rychlosti pohybu.

Wilcoxonův test byl proveden pro orientační porovnání skupin zdravých uvolněných svalů se skupinami se zvýšeným pasivním odporem svalů, ať už volným zatnutím svalu nebo ortézou zvyšující pasivní odpor svalu. Na hladině významnosti 5 % byly zjištěny strmější závislosti momentu síly na úhlu v případě ortézy i zatnutého svalu, stejně tak vyšší hodnoty mediánů momentu síly na jednotlivých úsecích.

Předmětem této práce bylo vytvořit systém a metodiku měření pro kvantifikaci spasticity svalů včetně předzpracování dat z tenzometrických a inkrementálních snímačů. Navržený systém a metody měření pak otestovat na deseti subjektech a provést zhodnocení výsledků, což bylo splněno.



## Seznam použité literatury

- [1] LANCE, J. W., *Pathophysiology of spasticity and clinical experience with baclofen*. Chicago: Year Book Medical Publishers, 1980, stránky 185-203.
- [2] ŠTĚTKÁŘOVÁ, I. Mechanizmy spasticity a její hodnocení. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*. [Online] 2013. [Citace: 5. 1. 2018.] [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. *Medicina pro praxi*. [Online] 2012. [Citace: 5. 1. 2018.] <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2012/03/07.pdf>.
- [4] SMANIA, N. et al., 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. et al. 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] Velký lékařský slovník. [Online] Maxdorf, s.r.o., 1998-2018. [Citace: 10. 2. 2018.] <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/klonus>.
- [8] 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.
- [9] LEPŠÍKOVÁ, M. a SMĚKAL, D. Vyšetření svalové síly. [autor knihy] P. KOLÁŘ a et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha : Galén, 2009.
- [10] BOHANNON, R. W. Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test? *Clinical Rehabilitation*. 2005, stránky 662-667.
- [11] BALTZOPOULOS, V. a BRODIE, D. A. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Medicine*. 1989, 8(2), stránky 101-16.
- [12] KELLN, Brent M., et al. Hand-held dynamometry: Reliability of lower extremity muscle testing in healthy physically active young adults. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2008, stránky 160-170.

- [13] YEH, C. H., et. al. *Quantifying spasticity with limited swinging cycles using pendulum test based on phase amplitude coupling*. 2016. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 24(10), stránky 1081-1088.
- [14] KATZ, Richard T., et al. Objective quantification of spastic hypertonia: correlation with clinical findings. *Archives of physical medicine and rehabilitation*,. 1992, 73.4, stránky 339-347.
- [15] JOHNSON, Glenn R. Outcome measures of spasticity. *European Journal of Neurology*. 2002, 9.s1, stránky 10-16. DOI: 10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1010.x
- [16] PANDYAN, A.D.,et al. Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity. *Clinical Biomechanics*. 2001, 16.10, stránky 859-865.
- [17] KAMPER, D. G., SCHMIT, B. D. a RYMER, W. Z. Effect of muscle biomechanics on the quantification of spasticity. *Annals of biomedical engineering*. 2001, 29.12, stránky 1122-1134. DOI: 10.1114/1.1424918
- [18] PLOUTZ-SNYDER, Lori L., et al. Evaluation of spastic muscle in stroke survivors using magnetic resonance imaging and resistance to passive motion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006, 87.12, stránky 1636-1642. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.09.013
- [19] LEE, HM., et al. Validation of portable muscle tone measurement device for quantifying velocity-dependent properties in elbow spasticity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004, 14.5, stránky 577-589. DOI: 10.1016/j.jelekin.2004.02.002
- [20] KUXHAUS, L. a ZENG, S. ROBINSON, C.. J. Dependence of elbow joint stiffness measurements on speed, angle, and muscle contraction level. *Journal of biomechanics*. 2014, 47.5, stránky 2445-2451. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.12.008
- [21] KOBAYASHI, T., et al. Quantitative measurement of spastic ankle joint stiffness using a manual device: A preliminary study. *Journal of biomechanics*. 2010, 43.9, stránky 1831-1834. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.024
- [22] PISANO F., et. al. Quantitative evaluation of normal muscle tone. *Journal of the Neurological Sciences*. 1996, 135, stránky 168-172. DOI: 10.1016/0022-510X(95)00291-9
- [23] DRAKE, Will B. a CHARLES, Steven K. Passive stiffness of coupled wrist and forearm rotations. *Annals of biomedical engineering*. 2014, 42.9, stránky 1853-1866. DOI: 10.1007/s10439-014-1054-0

- [24] PENG, Qiyu, et al. Quantitative evaluations of ankle spasticity and stiffness in neurological disorders using manual spasticity evaluator. *Journal of rehabilitation research and development*. 2011, 48.4: 473.
- [25] KUTÍLEK P., ŽIŽKA A. *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*. Praha : České vysoké učení technické v Praze, 2012. ISBN 978-80-01-04993-8.
- [26] 27. HBM. *XY Torsion/Shear Strain Gauges with 2 Measuring Grids for Measurements on Torsion Bars and Determining Shear Stresses*. místo neznámé : HBM Germany.
- [27] 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>.
- [28] BROADCOM LIMITED HEDS-9000#T00 Incremental Encoder, Module, Optical, 2 Channel, 2000 Cycles. *Farnell element14*. [Online] Premier Farnell UK Limited. [Citace: 22. 4. 2016.] <http://cz.farnell.com/avago-technologies/heds-9000-t00/encoder-rotary-2000ppr-2ch/dp/1654866>.
- [29] The MathWorks, Inc. MATLAB®. Verze: R2015a. 2015.
- [30] ADAMOVIČ, B. *Návrh systému pro měření ztuhlosti svalů*. České vysoké učení technické, Fakulta biomedicínského inženýrství. Kladno : autor neznámý, 2016. Bakalářská práce.
- [31] Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp.,. SOLIDWORKS® 2015, ver. x64.

# Příloha A: Informovaný souhlas

---

## INFORMOVANÝ SOUHLAS

### Hodnocení svalové spasticity na základě analýz dynamických parametrů pohybu

Výzkum probíhá za účelem výzkumu “Hodnocení svalové spasticity na základě analýz dynamických parametrů pohybu“ jehož součástí je zpracování studentských prací vedených na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze a následné vědecké zpracování výsledků studentské práce.

Cílem tohoto výzkumu je vývoj podsystému přenosného dynamometru pro měření spasticity svalů během pohybu a vývoj metod pro určení parametrů kvantitativního hodnocení svalové spasticity během pohybu. V rámci výzkumu probíhá měření zdravých subjektů a stanovení norem a pilotních výsledků měřených kinematických a dynamických veličin pohybu s předpokladem vědecké prezentace. Účast osob ve výzkumu je dobrovolná a nehonorovaná.

Měření probíhá neinvazivně, bez medikace, jakéhokoliv vlivu na subjekt a bez jakýchkoliv důsledků na zdraví subjektu. Výzkum probíhá bez jakékoliv odpovědnosti měřených osob. Výzkumu se bude účastnit do 50 zdravých osob.

V rámci měření subjekt vykonává požadovanou pohybovou aktivitu se snímači pohybu a snímači sil a momentů sil, které jsou připevněny na měřený segment horní nebo dolní končetiny páskou zakončenou suchým zipem nebo obvazem. Snímače ani metodika nemá žádný vliv na subjekt po ukončení měření. Subjekt může na svou žádost přerušit měření a ukončit měření své osoby bez jakýchkoliv pozdějších důsledků.

Pro účely práce jsou zjišťovány pouze údaje: věk, výška těla a tělesná hmotnost, jiné osobní údaje nejsou zjišťovány. Naměřená data budou ihned po jejich pořízení anonymizována. Anonymizované záznamy budou uchovány jako důvěrné, v míře zaručené právními předpisy a veřejně zpřístupněny. Všechny veřejně přístupné výstupy z výzkumu a jeho analýzy budou citovány anonymně a bude s nimi nakládáno bez vazby na Vaši osobu.

Souhlasím účastí na měření pro účely výše popsaného výzkumného projektu.

V .....

Dne .....

Podpis účastníka:

Pracoviště výzkumníka: FBMI ČVUT v Praze

Podpis výzkumníka: doc. Ing. Patrik Kutílek, Ph.D.

Ing. Jonáš Palička

Bc. Barbora Adamová

Bc. Veronika Kotolová

Bc. Michaela Hourová

Bc. Pavel Král

# Příloha B: Souhlas etické komise FBMI



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

## Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

*Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board*

**Název projektu: Hodnocení svalové spasticity na základě analýz dynamických parametrů pohybu**

**Name of the project: Evaluation of muscle spasticity based on analysis of dynamic parameters of movement**

**Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail):**

doc. Ing. Patrik Kutílek, Ph.D.,

Katedra přírodovědných oborů, FBMI ČVUT

kutilek@fbmi.cvut.cz

**Stručný popis projektu (do 100 slov):** V rámci projektu SGS17/108/OHK4/1T/17 probíhá řešení bakalářských, magisterských a doktorských prací FBMI ČVUT jako součást výzkumu, vývoje a testování systémů a metod pro hodnocení svalové spasticity na základě analýz dynamických parametrů pohybu zdravých osob v souladu s požadavky a ve spolupráci s Všeobecnou FN UK. V rámci výzkumu probíhá na FBMI ČVUT v Praze, prostřednictvím měření zdravých subjektů, také stanovení norem a pilotních výsledků měřených kinematických a dynamických veličin pohybu s požadavkem jejich vědeckého publikování. V rámci výzkumu se na projektu participuje celkem do 50 měřených studentů FBMI ČVUT. Je měřena a určována svalová síla a úhlová rychlost pohybu pomocí neinvazivních snímačů pohybu. Snímače měří fyzikální veličiny pro rotační pohyb (moment síly a úhel). Snímače se připevňují k segmentům horních a/nebo dolních končetin páskou k tomu určenou nebo obvazem, systémy záznamu pohybu jsou určeny pro použití v klinické praxi. Měřené subjekty nejsou před, po a ani během měření nikterak zatíženy, pouze vykonávají požadovanou pohybovou aktivitu v souladu s metodikou měření pohybu. Metodika měření nemá žádný vliv na subjekt po realizaci měření.

**Charakter projektu:**

Grantová úloha (název agentury): Studentská grantová soutěž (SGS17/108/OHK4/1T/17) ČVUT v Praze

Výzkum výzkumného týmu (specifikace): výzkum a vývoj systémů a metod měření a hodnocení kinematiky a dynamiky pohybu osob a živočichů

Kvalifikační práce (specifikace): bakalářské práce, magisterské práce, doktorské práce

Jiné:

**Seznam příkládaných dokumentů:**

- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení
- plán experimentu

V Kladně dne 30. 9. / 2014

\_\_\_\_\_ *podpis hlavního řešitele*

## Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

*FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval*

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 26. 9. 2014  
pod číslem: A 008/1014

platný do: 11 / 2019

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková (předsedkyně), RNDr. Táňa Jarošíková, CSc., MUDr. Radek Matlach, prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., a Ing. Lucie Šedzrnáková, zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

ETICKÁ KOMISE  
České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
nám. Sítná 3105  
272 01 Kladno  
razítko etické komise FBMI ČVUT

V Kladně dne 30. 9. / 2014

\_\_\_\_\_ *Mgr. Martina ŠLIKOVÁ*  
*podpis předsedy etické komise*

ČVUT v Praze  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
nám. Sítná 3105  
272 01 Kladno

tel.: (+420) 224 358 419  
fax: (+420) 312 608 204  
www.fbmi.cvut.cz

IČ: 68407700  
DIČ: CZ68407700  
Bankovní spojení: KB Praha 6  
č.ú. 27-7380010287/0100

# Příloha C: Návrh metodiky měření

---

## Hodnocení spasticity svalů

Následující postup je vytvořen pro hodnocení ztuhlosti svalů pomocí systému navrženého v rámci této diplomové práce. Postup je rozdělen do několika dílčích kroků:

### 1. Informovaný souhlas

Subjekt měření musí být nejprve seznámen s průběhem experimentu, s možnými riziky spojenými s měřením a podepsat informovaný souhlas. Poté sdělí vyšetřujícímu potřebné osobní údaje a další informace potřebné k vyhodnocení výsledků měření.

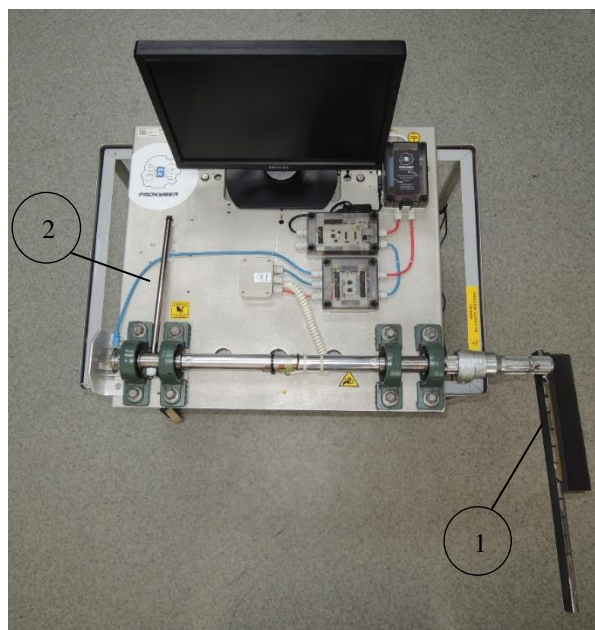
### 2. Příprava systému

Systém je před měřením nového subjektu očištěn, všechny části, kterých se dotýká vyšetřující nebo subjekt měření jsou vydesinfikovány. V případě přesunu systému na jiné místo proběhne kontrola zabrzdění koleček, aby nedošlo k pohybu stolku v průběhu měření. Poté je zapnut řídicí počítač, v případě připojení přes UART je připojena elektronika systému pomocí USB kabelu k počítači.

### 3. Příprava subjektu na experiment

Subjekt měření je usazen na židli vedle systému, výška židle je nastavena tak, aby rameno měřené končetiny bylo v anatomickém postavení. Vyšetřující uchytlí měřenou předloktí ke konstrukci k tomu určené (Obrázek 1, část 1) pomocí stahovacích pásků.

Ruka by neměla být příliš pevně uvázána, aby nedošlo k nedokrvení distálních částí ruky, ale ani příliš volně, aby se ruka v systému nehýbala. Loket měřené končetiny musí souhlasit s osou otáčení hřídele systému (viz Obrázek 2).



**Obrázek 1:** Prototyp systému pro kvantifikaci spasticity, 1 – konstrukce pro uchycení předloktí, 2 – páka pro provedení vyšetřovacího pohybu



**Obrázek 2:** Ukázka uchycení končetiny do systému

#### 4. Průběh měření

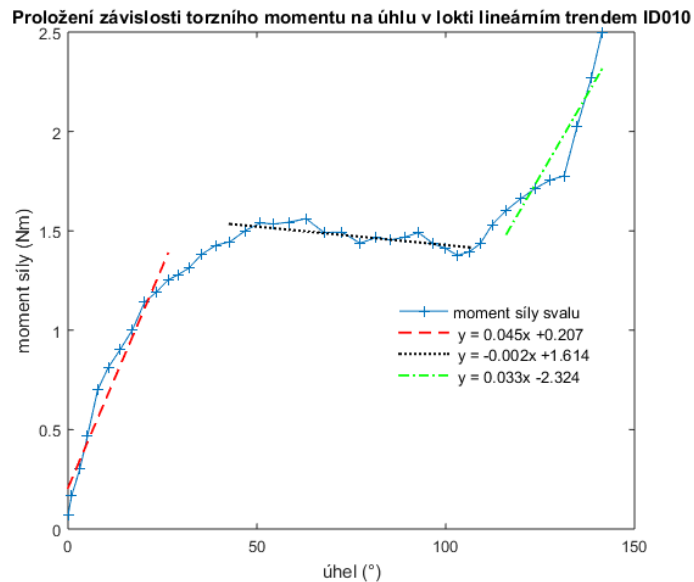
Vyšetřující vyplní potřebné údaje o subjektu měření v ovládacím okně, kliknutím na tlačítko se způsobem připojení vybere požadované připojení (UART/USB nebo TCP/IP).

**Obrázek 3:** Výchozí stav okna GUI před začátkem měření

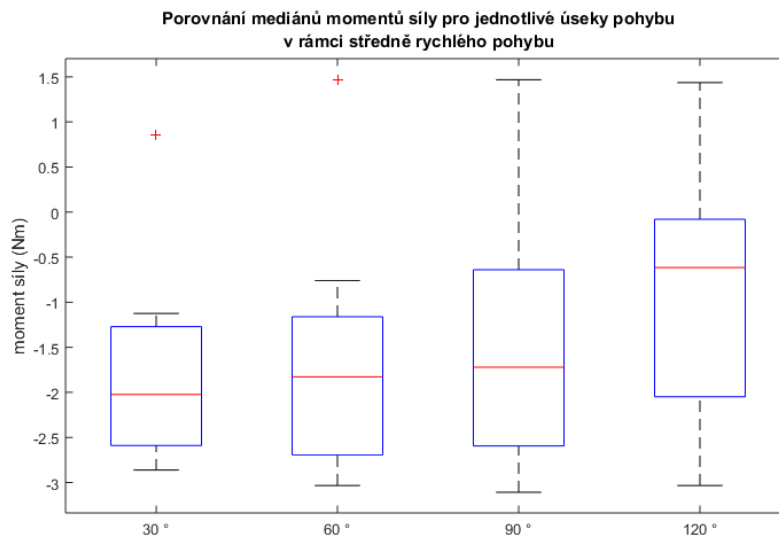
Subjekt je požádán, aby uvolnil měřené svaly a systému v pohybu nijak nepomáhal. Vyšetřující provede flexi v lokti tak, aby bylo předloktí kolmo k zemi. Poté zahájí měření stiskem tlačítka „Start měření“ a zahájí extenzi předloktí konstantní úhlovou rychlostí nejprve pomalu, tj. v rozsahu 5–10 °/s. Při dosažení maximálního rozsahu pohybu zastaví vyšetřující měření tlačítkem „Stop“. Měření se opakuje pro další rychlosti.

## 5. Vyhodnocení dat

K hodnocení spasticity se vynášší závislost momentu síly na úhlu v lokti pro každou rychlost zvlášť. Podle grafu na obrázku se závislost proloží po částech lineárními trendy. Směrnice těchto trendů  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$  představují koeficienty ztuhlosti svalů. Další možností hodnocení je porovnání mediánů momentů síly na jednotlivých úsecích pohybu.



**Obrázek 4:** Graf závislosti momentu síly na úhlu proložený lineárními trendy,  $k_1$  –červeně (--),  $k_2$  – černě (..),  $k_3$  – zeleně (-.)



**Obrázek 5:** Krabicový graf znázorňující mediány momentů síly pro jednotlivé 30° úseky pohybů – ukázka pro středně rychlý pohyb

## 6. Závěr měření

Na závěr zhodnotí vyšetřující výsledky. Očistí části systému, se kterými přišel on nebo subjekt měření do kontaktu a pokud není další subjekt měření, systém vypne.



## Příloha D: Seznam souborů na CD

---

- klíčová slova (česky i anglicky)
- abstrakt česky
- abstrakt anglicky
- naskenované zadání diplomové práce
- kompletní diplomová práce
- grafické zpracování dat pro všechny subjekty
- naprogramované funkce v programu Matlab včetně GUI