

# UNIVERZITA KARLOVA

## 3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

*Klinika rehabilitačního lékařství FNKV*



**Adéla Ouhrabková**

### **Korelace objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly**

*Bakalářská práce*

Praha, květen 2019

Autor práce: Adéla Ouhrabková

Studijní program: Fyzioterapie

Bakalářský studijní obor: Specializace ve zdravotnictví

Vedoucí práce: **Mgr. Magdaléna Marková**

Pracoviště vedoucího práce: **3. LF UK a Klinika rehabilitačního  
lékařství FNKV**

Předpokládaný termín obhajoby: 13. 9. 2019

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci vypracovala samostatně a použila výhradně uvedené citované prameny, literaturu a další odborné zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby má diplomová/ bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací. Potvrzuji, že tištěná i elektronická verze v Studijním informačním systému UK je totožná.

V Praze dne **28. června 2019**

Adéla Ouhrabková

.....

## **Poděkování**

Tímto bych chtěla poděkovat své vedoucí bakalářské práce Mgr. Magdaléně Markové, za odborné vedení, za pomoc a rady při zpracování této práce. Dále panu Janu Oldřichovi za technické rady a pomoc při vytváření této práce.

## **Abstrakt**

Cílem této bakalářské práce bylo v první řadě postavit a porovnat proti sobě objektivní vyšetření svalové síly měřené a zaznamenané pomocí moderní výpočetní techniky a subjektivní vyšetření svalové síly provedené jako součást studie spolehlivosti MFK (manuální fyzioterapeutická korekce) metody, která proběhla v MFK Centru v Praze. Subjektivní vyšetření bylo provedeno pomocí manuálních svalových testů, které jsou součástí MFK metody. Každé vyšetření bylo provedeno dvakrát nezávisle na sobě dvěma zkušenými fyzioterapeuty s více než 5letou praxí s MFK metodou. Dalším cílem této bakalářské práce pak bylo postavit proti sobě jednotlivá subjektivní vyšetření a zjistit tak jejich vzájemnou shodu. Obě vyšetření byla provedena na skupině 20 lidí.

### **Klíčová slova**

objektivní vyšetření, subjektivní vyšetření, svalová síla, MFK metoda

## **Abstract**

The aim of this bachelor thesis was to firstly compare and to stand against each other the objective of the muscle strength measurement of measured and recorded aid of modern computer technology and the subjective examination of the muscle strength performed by the Jandov muscle test. The subjective examination was examined twice independently by two experienced physiotherapists from the MFK Center. Another aim of this bachelor thesis was to put individual subjective examinations against each other and to find out their mutual agreement. Both tests were performed on a group of 20 people.

### **Keywords**

objective examination, subjective examination, muscle strength, MFK metod



# Obsah

<b>Úvod .....</b>	<b>3</b>
<b>1 Teoretická východiska práce .....</b>	<b>5</b>
1.1 Obecná myologie kosterního svalu .....	5
1.1.1 Základní anatomická stavba příčně pruhovaného svalu .....	5
1.1.2 Anatomické části kosterního svalu .....	6
1.1.3 Histologická stavba kosterního svalu .....	7
1.1.4 Typy svalových vláken.....	9
1.2 Svalová síla.....	9
1.2.1 Faktory ovlivňující svalovou sílu .....	10
1.2.1.1 Anatomický a fyziologický průřez svalu.....	10
1.2.1.2 Motorická jednotka .....	11
1.2.1.3 Frekvence akčních potenciálů .....	12
1.2.1.4 Rychlost kontrakce .....	13
1.2.1.4.1 Druhy svalové kontrakce .....	13
1.2.1.5 Výchozí délka svalu.....	14
1.3 M. opponens pollicis (oponující sval palce).....	15
1.4 M. latissimus dorsi (široký zádový sval).....	16
1.5 Vyšetření svalové síly.....	19
1.5.1 Objektivní vyšetření svalové síly.....	19
1.5.1.1 Dynamometrie.....	19
1.5.2 Subjektivní vyšetření svalové síly .....	20
1.5.2.1 Funkční svalový test dle Jandy .....	21
1.5.2.2 Manuální fyzioterapeutická korekce (MFK) metoda.....	23
<b>2 Cíle a úkoly práce, hypotézy .....</b>	<b>25</b>
<b>3 Metodika práce .....</b>	<b>26</b>
3.1 Návrh studie.....	26
3.2 Popis sledovaného/výzkumného souboru .....	26
3.3 Použité metody.....	27

3.4	Sběr dat.....	27
3.5	Analýza dat .....	30
3.5.1	Subjektivní vyšetření .....	30
3.5.2	Objektivní vyšetření.....	32
3.5.2.1	Analýza problematických jevů u snímaných dat .....	34
3.5.2.2	Zpracování naměřených dat.....	37
3.5.2.3	Míra shody subjektivního a objektivního měření .....	44
<b>4</b>	<b>Výsledky .....</b>	<b>48</b>
4.1	Hypotéza č. 1 .....	48
4.2	Hypotéza č. 2 .....	48
4.3	Hypotéza č. 3 .....	49
<b>5</b>	<b>Diskuse .....</b>	<b>51</b>
5.1	Subjektivní vyšetření svalové síly .....	51
5.2	Objektivní vyšetření svalové síly.....	52
5.3	Analýza a vyhodnocení dat.....	54
5.4	Studie.....	55
	<b>Závěr .....</b>	<b>62</b>
	<b>Souhrn .....</b>	<b>64</b>
	<b>Summary .....</b>	<b>65</b>
	<b>Seznam použitých symbolů a zkratk.....</b>	<b>66</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>67</b>
	<b>Seznam obrázků a tabulek.....</b>	<b>71</b>



## Úvod

Cílem této bakalářské práce bylo v první řadě postavit proti sobě objektivní vyšetření, které bylo provedeno pomocí moderní výpočetní techniky a subjektivní vyšetření svalové síly vyšetřované za pomoci manuálních svalových testů. A poukázat tak na výhody a nevýhody těchto metod. Dále pak ozřejmit rizika spojená s jejich využíváním.

Subjektivní vyšetření, zvláště pak vyšetření manuální, jsou stále neopominutelnou a nezastupitelnou doménou celého oboru fyzioterapie. Umožňují nám nejen zhodnotit svalovou sílu, či určit rozsah pohybu v kloubech, ale dávají nám možnost cítit a opravdu poznat pacienta jako celek. Právě subjektivita je i tou největší slabinou, pro kterou jsou tyto metody často napadány a kritizovány. Z tohoto důvodu se dnes stále častěji setkáváme se snahou tyto testy objektivizovat, či je zcela nahradit metodami objektivními. Ty sebou ale přináší řadu jiných nevýhod a rizik spojených s jejich využíváním. Přináší nutnost proškolení terapeutů pro bezpečnou a bezchybnou manipulaci s danými přístroji, tak aby nedocházelo ke zkreslování a znehodnocování vyšetřovaných dat. Dále pak schopnost správné interpretace zjištěných výsledků a jejich vyhodnocení a určení významnosti pro konkrétního pacienta.

Data a výchozí údaje použité v mé práci byly získány jako součást mezinárodní studie spolehlivosti a realizovatelnosti MFK metody. Studie proběhla v pražské privátní fyzioterapeutické klinice (MFK Centrum) a její součástí bylo subjektivní vyšetření vybraných svalů a svalových skupin fyzioterapeutem pomocí manuálních svalových testů dle metody MFK a dále pak testování vybraných svalů objektivní metodou, kdy byl snímán a zaznamenán průběh svalové kontrakce pomocí piezoelektrického senzoru.

Do studie bylo přijato 20 účastníků, kteří byli vyšetřeni dvěma fyzioterapeuty pomocí manuálních svalových testů. Manuální svalové testování bylo provedeno celkem na 41 svalových skupinách. Pro tuto práci byly použity výsledky testování svalů m. opponens pollicis a m. latissimus dorsi.

# 1 Teoretická východiska práce

V následujících několika kapitolách teoretické části popíšu obecné vlastnosti kosterního svalu a základní faktory, které ovlivňují svalovou sílu. Dále zde také zmíním základní anatomické a fyziologické vlastnosti svalů *m. opponens pollicis* a *m. latissimus dorsi*, které byly testovány v rámci studie, ze které vycházím v praktické části mé bakalářské práce.

## 1.1 Obecná myologie kosterního svalu

Kosterní sval je orgán tvořený především svalovou tkání, která nám díky kontraktilnímu mechanismu umožňuje pohyb. Jedná se o funkční složku pohybového aparátu člověka, kde dochází k přeměně chemické energie na energii kinetickou a teplo<sup>[1]</sup>. Aktivita kosterního svalstva je řízena a ovládána vůlí, díky somatotropické inervaci míšními a hlavovými nervy<sup>[2]</sup>.

V lidském těle se nachází kolem 600 svalů, z nichž většina je párová - tedy 300 svalů v každé polovině těla. Celková svalová hmota tvoří zhruba 35% celkové tělesné hmotnosti člověka a u trénovaných jedinců může dosáhnout až 45% celkové váhy člověka. Naopak u kachektických pacientů procentuální váha svalové soustavy klesá až pod 30% celkové váhy jedince. Z celkového množství svalové hmoty připadá více než polovina na svalstvo dolních končetin, 28% hmotnosti na horní končetiny a přibližně 16% na hlavu a trup<sup>[2]</sup>. Metabolismus svalové tkáně představuje téměř 45% látkové výměny organismu<sup>[3]</sup>.

### 1.1.1 Základní anatomická stavba příčně pruhovaného svalu

Primární aktivní strukturou kosterních svalů jsou příčně pruhovaná svalová vlákna. Jedná se o mnohojaderný útvar, silný mezi 10 -100 $\mu$ m, jehož délka bývá nejčastěji od 1 – 45 $\mu$ m. Maximální délka svalových vláken je ale až 15cm (*m. sartorius*)<sup>[2]</sup>. Každé svalové vlákno je obaleno sarkolemou, která svalové vlákno chrání a zajišťuje šíření depolarizačního akčního potenciálu. Spojením tisíců jednotlivých svalových buněk

(*myocytů*) vznikají mnohojaderné buněčné útvary tzv. syncytia. Svalová vlákna se skládají do primárních snopců, které mohou obsahovat 10-100 jednotlivých svalových vláken<sup>[1]</sup>. Primární snopce pak tvoří přímo už malé svaly nebo se dále skládají do sekundárních a vyšších řádů snopců a snopečků<sup>[2]</sup>. Jednotlivá primární svalová vlákna jsou obalena vazivovým obalem endomysium, kterým probíhá kapilární systém vyživující sval. Vyšší řády snopců a snopečků jsou obaleny perimysiem, které přechází na vazivo šlachy a slouží k přenosu tahu na osový skelet<sup>[1]</sup>. Snopce svalových vláken se pak skládají do samotných svalů, které drží pohromadě díky vazivové bláně epimysiu. Sval pak dále obaluje ještě tuhý vazivový obal, tzv. fascie. Ta sval ohraničuje a vymezuje nejen jednotlivé svaly a skupiny svalů, ale i jednotlivé funkční úseky pohybového aparátu člověka. Dále fascie vytváří takzvané osteofibrózní kanály a faciální prostory, jimiž probíhají například nervy a cévy<sup>[2]</sup>.

Proto další nezbytnou součástí tvořící svalovou soustavu je právě vazivo, které spojuje a obaluje jednotlivá svalová vlákna a celý sval a jako šlacha (pruh tuhého fibrózního vaziva) zajišťuje i přenos síly svalové kontrakce na pasivní části pohybové soustavy (kosti či kloubních pouzder) nebo v případě mimických svalů do kůže.

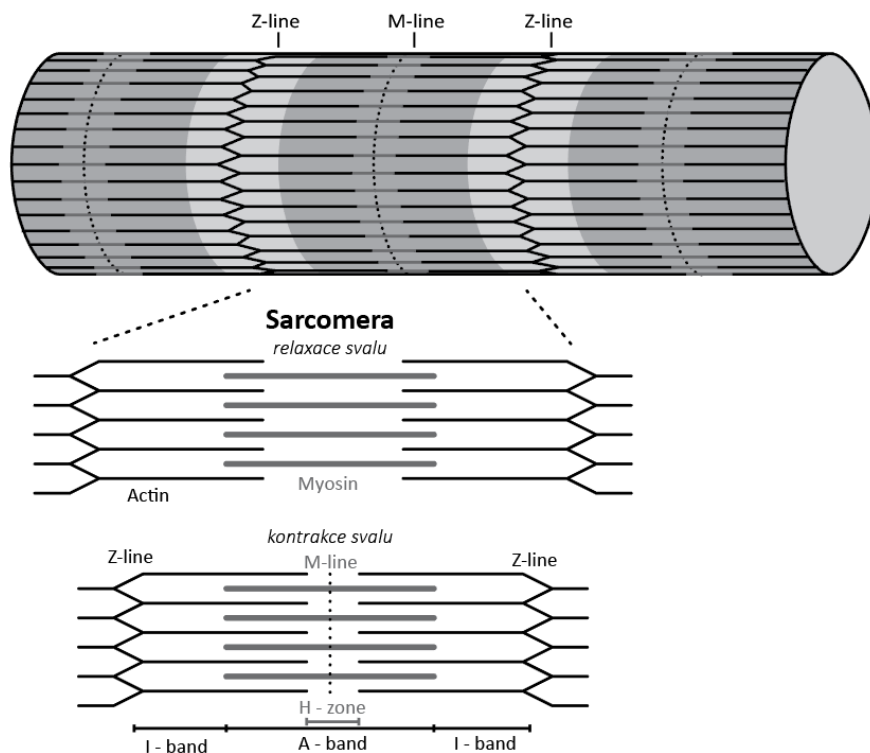
### **1.1.2 Anatomické části kosterního svalu**

- Origo - Část kosterního svalu, kde se sval pojí pomocí kratší šlachy s kostí. Tedy v podstatě začátek svalu, místo kam se sval stahuje.
- Caput musculi - Část svalu která se pojí se šlachou, takzvaná hlava svalu.
- Venter musculi - nejširší část svalu, takzvané svalové břicho.
- Cauda musculi - Přejít svalu v úponovou šlachu, takzvaný ocas svalu.
- Intertio - Část kosterního svalu, kde se sval pojí pomocí delší šlachy s kostí.<sup>[1]</sup>

### 1.1.3 Histologická stavba kosterního svalu

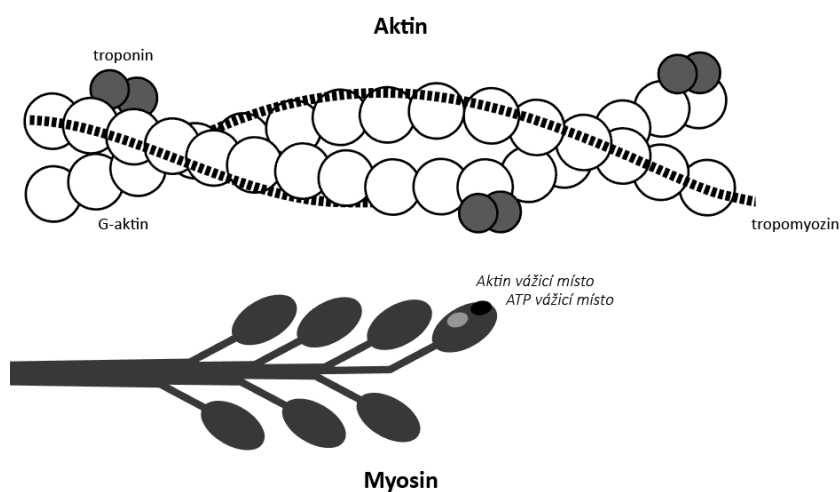
Základním stavebním prvkem svalové tkáně kosterního svalstva je příčně pruhované svalové vlákno. Mnohojaderný útvar obalený 7,5nm silnou cytoplazmatickou membránou, takzvanou sarkolemou. Sarkolema tvoří charakteristické vychlípeniny, které jdou do nitra vlákna, takzvané transverzální tubuly (T-tubuly) sahající až k sarkoplazmatickému retikulu, které funguje jako rezervoár kalciových iontů nezbytných pro spuštění kontrakce svalu, ke které dochází po vylití iontů z terminálních cisteren sarkoplazmatického retikula.<sup>[4][6]</sup>

Nitro příčně pruhovaného svalového vlákna vyplňuje sarkoplasma, obsahující kromě základních buněčných organel jako jsou: jádra; jadérka; mitochondrie; sarkoplazmatická retikula; Golgiho aparát; cytoskelet; ribozomy; transportní váčky; lysozomy, i pro svalové buňky typický aktinomyozinový komplex. Tvořící tisíce podélně orientovaných vláken, myofibril o průměru 20 až 150 $\mu$ m a délku 0,5 až 20cm. Jedna myofibrila obsahuje kolem 1500 aktinových a až 3000 myozinových vláken.<sup>[4][6]</sup>



obr.1 Struktura sarcomery (Zdroj: vlastní tvorba)

Myozinová vlákna pak díky své stavbě umožňují kontrakci svalu. Základní funkční jednotkou myofibril je sarcomera. Jedná se o pravidelně se opakující úsek myofibrily ohraničený z obou stran silnou vazivovou přepážkou, takzvanými Z-disky (obr. 1). Ve kterých jsou ukotvena aktinová filamenta. Tenká bílkovinná vlákna složená ze dvou spirálovitě stočených makromolekul aktinu s tzv. aktivními místy, která jsou krytá dvoušroubovicí tropomyozinu (obr. 2). Spojení těchto dvou bílkovin pak zajišťuje troponin, který se při aktivaci komplexu váže na  $\text{Ca}^{2+}$  a odkryje tak aktivní místa aktinových filament. Čímž umožní dočasné navázání aktinových filament na silnější myozinová filamenta, která přecházejí přes střední linii sarcomer, kde jsou fixována bílkovinou tvořící M-linii (obr. 1). Myozinová filamenta jsou tvořena z více než 200 molekul myozinu II. Tyto molekuly se skládají z více než šesti polypeptidových řetězců a mají charakteristický tvar umožňující kontrakci. Kulovitá hlava umožňuje myozinu vázat se na aktivní místa aktinových filament a ATP. Ohebný krk a tělo myozinu pak umožňuje zasunutí myozinových vláken mezi aktivovaná vlákna (obr. 2). Čímž dojde ke zkrácení myozinových vláken a tím pak ke kontrakci samotného svalu. Kontrakci sarcomery tedy realizují především bílkoviny myozin a aktin. Návrat sarcomery do původní pozice pak zajišťují bílkoviny titin a nebulin, které kladou elastický odpor proti protažení svaleného vlákna.<sup>[4] [6]</sup>



obr. 2 Struktura aktinových a myozinových vláken (Zdroj: vlastní tvorba)

#### 1.1.4 Typy svalových vláken

Dnes rozeznáváme několik typů svalových vláken. Pomalá červená vlákna, typu I., rychlá červená (přechodná) vlákna typu II.a, rychlá bílá vlákna typu II., rychlá bílá vlákna typu II.b a přechodová vlákna III. typu<sup>[5]</sup>. Každý sval nebo třeba i určitá část svalu má jiný poměr zastoupení rychlých a pomalých vláken, což předurčuje jeho funkci. Svaly s vyšším zastoupením pomalých červených vláken jsou díky zvýšenému počtu mitochondrií, vysokému obsahu hemoglobinu a lepšímu krevnímu zásobení schopny dlouhodobé kontinuální svalové aktivity. Naopak svaly s vyšším počtem rychlých bílých vláken jsou díky rozsáhlému sarkoplazmatickému retinaculu, které umožňuje rychlé uvolnění velkého množství  $Ca^{2+}$  a zvýšenému počtu glykolytických enzymů, nezbytné k získávání energie pro sval pomocí glykolýzy při nedostatečném zásobení kyslíkem, uzpůsobeny k rychlejšímu a silnějším kontrakcím. Dochází však rychle k jejich vyčerpání a potřebují delší dobu pro regeneraci a obnovení zásob.<sup>[6]</sup>

Přestože procentuální rozložení vláken je pro jisté svalové skupiny typické, je ovlivněno také geneticky. Někteří lidé mají tedy lepší predispozice k sprintu a jiní naopak spíše uběhnou maraton. I přesto je možné určitými sporty či aktivitami dosáhnou diferenciací svalových vláken a tím toto procentuální zastoupení ovlivnit.

### 1.2 Svalová síla

Svalová síla je jedním z hlavních ukazatelů "svalové funkce". Není však jediným parametrem, na který je potřeba při testování svalu brát zřetel. Navíc je třeba si uvědomit, že svalová síla je ovlivňována celou řadou nejrůznějších faktorů. Zjednodušeně lze říci, že svalová síla je výsledkem kontrakce svalových vláken, při které se sval může zkrátit až o 40% své délky<sup>[2]</sup>. Nebo že je rovna maximální hmotnosti, kterou je schopen sval udržet v rovnováze proti gravitaci<sup>[3]</sup> a že maximální síla, kterou je sval schopen vyvinout během kontrakce, dosahuje kolem 30 - 40N na  $cm^2$

příčného průřezu svaem<sup>[6]</sup>. Hodnocení velikosti svalové síly v praxi však není zcela jednoduché a jednoznačné<sup>[3]</sup>. V klinické praxi měříme svalovou sílu hlavně pomocí dynamometrů či daných svalových testů zaměřených na určitý sval (svalovou skupinu). Musíme si přitom ale uvědomit, že žádný pohyb nedělá žádný sval sám. Vždy dochází ke kooperaci více svalů<sup>[3]</sup>.

### 1.2.1 Faktory ovlivňující svalovou sílu

Jak již bylo řečeno, faktorů ovlivňujících sílu svalu je mnoho. Z anatomického hlediska je svalová síla ovlivňována například **anatomickým a fyziologickým průřezem svalu, délkou svalu, svalovou texturou**, počtem, velikostí a typem aktivovaných **motorických jednotek, frekvencí akčních potenciálů** přicházejících do svalu přes moto-neurony, nebo například **výchozí délkou svalu**, tedy i působením elastické složky svalu a šlachy.<sup>[3]</sup>

#### 1.2.1.1 Anatomický a fyziologický průřez svalu

Svalová síla závisí přímou úměrou na počtu aktivovaných svalových vláken<sup>[2]</sup>. Tedy čím více svalových vláken, tím větší může být potenciální síla. Počet vláken ve svalu lze zjistit buď přímo pomocí magnetické rezonance, nebo pomocí fyziologického průřezu svalu<sup>[3]</sup>. Což je součet všech příčných průřezů všemi vlákny konkrétního svalu. Jelikož přímé měření by bylo v praxi poměrně obtížné, používá se k odhadu tzv. Weberův vzorec: *fyziologický průřez (FP) = hmotnost svalu (W) / střední délka svalu (L)*<sup>[3]</sup>. Navíc fyziologický průřez bude anatomickému průřezu odpovídat pouze v případě svalu s podélnými vlákny. Svaly se šikmými vlákny, tzv. svaly zpeřené budou mít fyziologický průřez výrazně větší, než bude hodnota anatomického průřezu svaem<sup>[2]</sup>. Proto dalším faktorem ovlivňujícím svalovou sílu je vnitřní struktura svalu, tzv. svalová textura. Uspořádání svalových vláken ovlivňuje hlavní mechanismy pohybu a to sílu, výšku zdvihu a rychlost, se kterou sval kontrahuje<sup>[2]</sup>.



Svaly zpeřené mají při kontrakci oproti svalům s podélnými vlákny menší výšku zdvihu, ale zato díky většímu potencionálnímu množství vláken větší sílu. Proto jsou tyto svaly často upnuty blíže ose kloubu, kde je potřeba na menší vzdálenosti uplatnění velké síly.<sup>[2]</sup>

### **1.2.1.2 Motorická jednotka**

Motorická jednotka je skupina disperzně rozptýlených svalových vláken inervovaných jedním alfa moto-neuronem v určitém svalovém okrsku. Pokud dojde ke vzniku akčního potenciálu na principu “vše nebo nic” reaguje na podráždění moto-neuronem vždy celá motorická jednotka<sup>[7]</sup>. Proto u svalů, které vykonávají jemné, rychlé a přesné pohyby, jsou motorické jednotky složeny z jednotek až desítek svalových vláken<sup>[2]</sup>. Naopak u svalů, které vykonávají jednoduché a hrubé pohyby nalezneme v jedné motorické jednotce až stovky svalových vláken<sup>[2]</sup>. Jedna motorická jednotka vždy obsahuje pouze svalová vlákna stejného histologického typu<sup>[6]</sup>. Tedy například pouze pomalá červená vlákna typu I. nebo pouze rychlá bílá vlákna typu II.

Proto mezi faktory ovlivňující svalovou sílu uvádíme jak počet aktivovaných motorických jednotek, tak jejich typ. Dalším důležitým parametrem je i frekvence akčních potenciálů a s ní související asynchronicita či synchronicita jejich zapojení. Při činnosti svalu se uplatňuje Adrian-Bronckův zákon z r. 1929, který popisuje asynchronní aktivaci motorických jednotek, tedy postupným náborem motorických jednotek v lineární závislosti na vyvíjeném úsilí. Zvyšování úsilí tedy probíhá tzv. prostorovou sumací. Asynchronní aktivace nám umožňuje plynulý nárůst svalové síly, ale neumožňuje nám dosáhnout maximální síly svalu. Té lze dosáhnout tzv. synchronní aktivací motorických jednotek, která způsobuje rychlou únavu svalů a ztrátu plynulosti kontrakce až do objevení sakadovaného pohybu (třesu). Synchronizace se objevuje za fyziologických situací krátce na konci maximálního úsilí. A ani tehdy nedochází k aktivaci všech motorických jednotek najednou. K aktivaci extrémně vysokého počtu

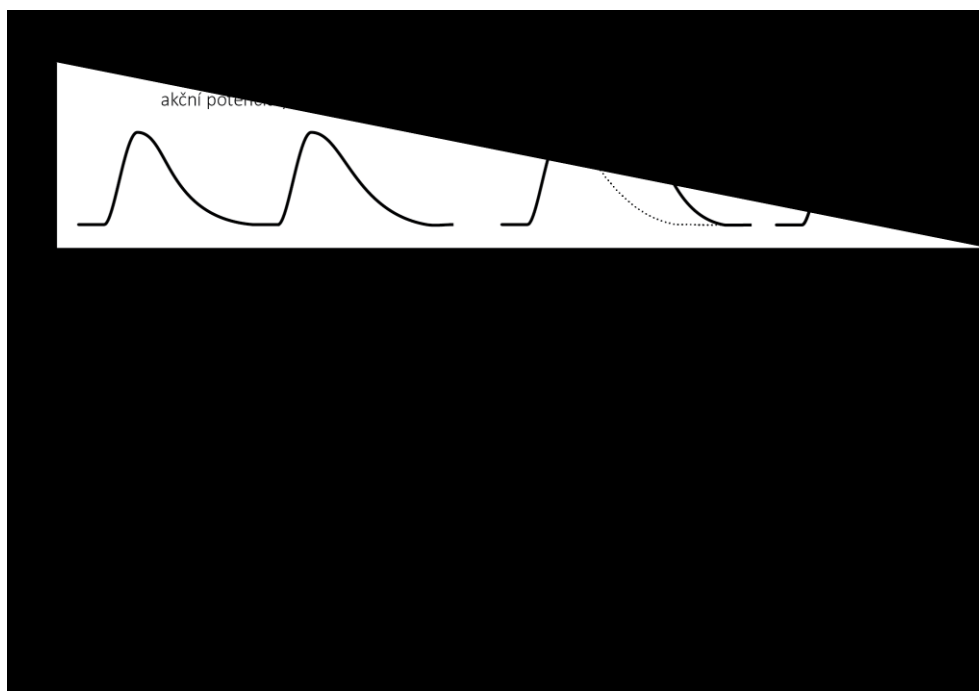
svalových jednotek může dojít v extrémních stresových situacích, například při ohrožení života.<sup>[3][6][7]</sup>

Nábor motorických jednotek probíhá v určitém daném pořadí. Při nižší požadované síle kontrakce jsou přednostně vybírána pomalá tonická vlákna, která jsou řízená malými alfa moto-neurony. Při potřebě větší síly, se zapojují i fázická rychlá vlákna, řízena velkými alfa moto-neurony. Nábor motorických jednotek tedy probíhá od nejmenších moto-neuronů až po ty největší. Čímž se tělo snaží o zmírnění a oddálení zbytečného unavení svalu.<sup>[6][7]</sup>

### **1.2.1.3 Frekvence akčních potenciálů**

Dalším důležitým parametrem svalové síly je frekvence příchozích akčních potenciálů vyvolávající kontrakci svalu. Osamocený akční potenciál by vyvolal pouze záškub motorické jednotky. Proto, pokud chceme vyvolat delší kontrakci, musí přijít řada rychle po sobě jdoucích akčních potenciálů. Pro malou sílu kontrakce typická frekvence 5 - 10 akčních potenciálů za sekundu oproti maximální síle, kdy se frekvence může blížit až k 50Hz. Při obranných reflexech nebo při začínající kontrakci může však frekvence dosáhnout až 150Hz. Při vzrůstající výšce frekvence dochází častěji k vylití  $Ca^{2+}$  do cytoplazmy svalové buňky a snižuje se čas pro odčerpání  $Ca^{2+}$ , tím postupně dochází k zvyšování množství vápníku v cytoplazmě. To v konečném důsledku zvyšuje sílu kontrakce a dochází k tzv. časové sumaci (obr. 3), která je základem regulace svalové síly kontrakce. Při časové sumaci rozeznáváme dva typy kontrakce svalu: hladký a vlnitý tetanus. Hladký tetanus popisujeme ve chvíli, kdy síla vztahu mezi jednotlivými akčními potenciály neklesá (obr. 3). K tomu dochází při sumaci akčních potenciálů. K sumaci dochází v okamžiku, kdy nový akční potenciál přichází ještě v čase kontrakce svalového vlákna. Pokud nový akční potenciál přijde až ve chvíli sestupné fáze záškubu, říkáme tomuto jevu tzv. superpozice a vzniká vlnitý tetanus (obr. 3). Síla stahu během hladkého tetanu přestává

růst v okamžiku dosažení efektivní koncentrace vápníku v sarcomeře a dosahuje síly až čtyřnásobně vyšší než u izolovaného záškubu.<sup>[3][6]</sup>



obr. 3 Vliv rychlosti akčních potenciálů na kontrakci (Zdroj: vlastní tvorba)

#### 1.2.1.4 Rychlost kontrakce

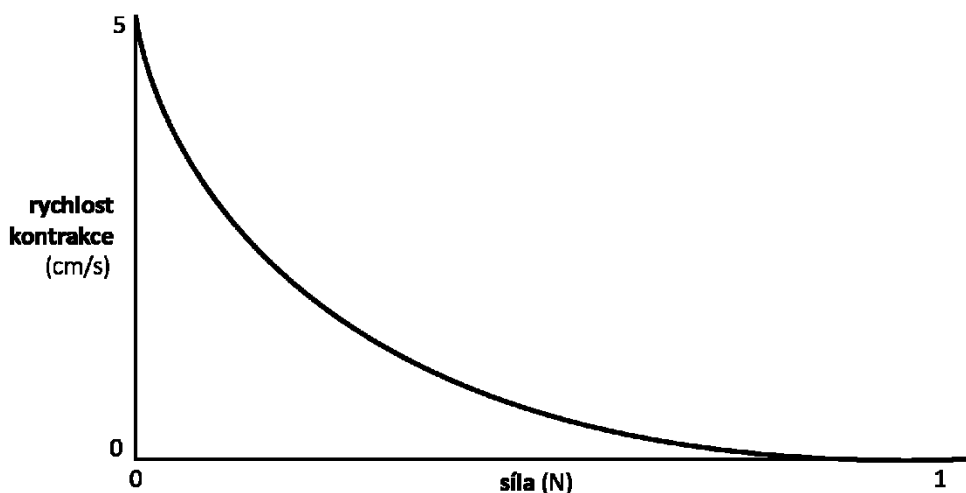
Čím vyšší je rychlost kontrakce, tím méně aktino-myosinových vazeb se stihne navázat. Tedy tím menší bude síla stahu. Proto sval dosahuje největší síly při izometrické kontrakci při optimální délce svalu.

##### 1.2.1.4.1 Druhy svalové kontrakce

**Izometrická kontrakce** = svalová činnost, při které nedochází ke změně postavení v kloubu. Nedochází tedy ke změně vzdálenosti mezi úponem a začátkem svalu. Dochází pouze ke změně napětí ve svalu.<sup>[12]</sup>

**Dynamická kontrakce** (izotonická) = svalová činnost, při které dochází ke změně postavení v kloubu. Mění se tedy vzdálenost mezi úponem a začátkem svalu, naopak napětí svalu zůstává stejné, bez výraznějších změn. Rozeznáváme dva typy dynamické kontrakce: 1. kontrakci koncentrickou a 2. kontrakci excentrickou.<sup>[12]</sup>

- 1 **Koncentrická kontrakce** = svalová činnost, při které dochází ke zkracování svalu a akceleraci pohybu<sup>[12]</sup>. Maximální síly při koncentrické kontrakci dosahujeme při 30% rychlosti a síly maxima<sup>[13]</sup>.

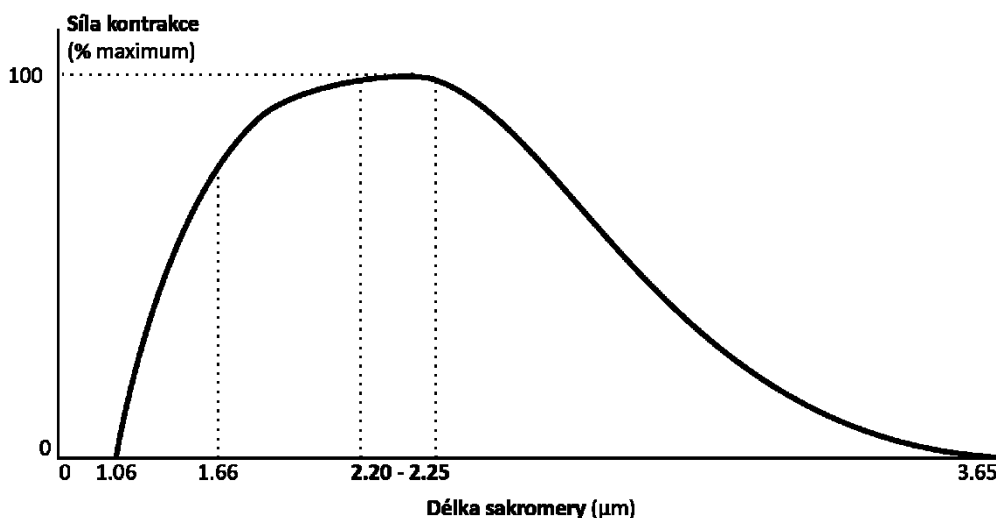


obr. 4 Vliv rychlosti koncentrické kontrakce na sílu kontrakce (Zdroj: vlastní tvorba)

- 2 **Excentrická kontrakce** = činnost svalu, ke které dochází při brždění proti protažení svalu. K protažení kosterního svalu může dojít pouze za pomoci vnějšího zdroje síly. Například vlivem gravitace nebo nejčastěji jiného svalu (antagonisty). Kosterní sval nemá sám o sobě schopnost protažení.

#### 1.2.1.5 Výchozí délka svalu

Další veličinou, která ovlivňuje sílu kontrakce svalového vlákna je výchozí délka svalu. Respektive výchozí délka sarcomery. Ta ovlivňuje počet můstků vytvořených mezi aktinem a myozinem podle tzv. skluzného modelu. Čím větší protažení sarcomery, tím méně můstků se vytváří. Nakonec se může výsledná síla blížit nule. Naopak při zkracování výchozí délky sarcomery dochází ke zvyšování vyvinuté síly. Největší síly kontrakce dosahuje sval při klidové délce sarcomer 2.0 - 2.25 $\mu$ m (obr. 5).



obr. 5 Vliv délky sarcomery na sílu kontrakce (Zdroj: vlastní tvorba)

Tedy v okamžiku, kdy sval nevyvíjí pasivní elastickou sílu. Nekontraktilní vazivová složka svalu udržuje sval v klidové délce a klade odpor při deformaci. Proto při prodlužování nad klidovou délku roste pasivní elastická síla, která v momentě, kdy přestane působit deformující síla, pomáhá vracet sval zpět do své klidové délky. S narůstajícím protažením dochází ke strmému vzestupu elastické síly až do okamžiku, kdy může dojít k překročení hranice pevnosti a sval se trhá. Pokud se ale výchozí délka sarcomery zkracuje dále pod hranici klidové délky, síla se začne opět zmenšovat. Protože se filamenta začnou přibližovat k M-linii a tím začne opět ubývat funkčních můstků mezi aktinem a myozinem<sup>[6]</sup>. Tuto závislost znázorňuje tzv. Gordonova křivka (obr. 5).<sup>[3]</sup>

### 1.3 M. opponens pollicis (oponující sval palce)

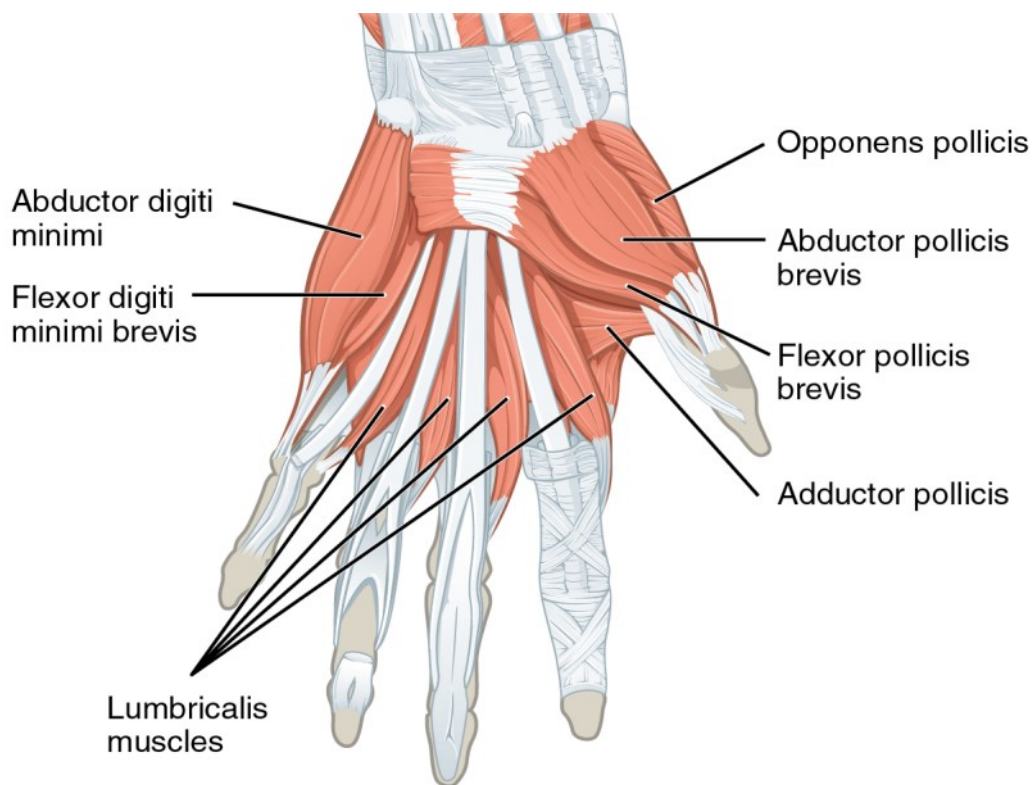
Krátký sval patří spolu s m. abductor pollicis brevis, m. flexor pollicis brevis a m. adductor pollicis mezi svaly thenaru (palce), které spolu tvoří thenarový val.

**Začátek svalu:** Sval začíná na eminentia carpi radialis kosti vřetení (os radii), hrbolku (tuberculum) sedlové kosti (os trapezum) a na části retinaculum musculorum flexorum.

**Úpon svalu:** Upíná se po celé délce na crista musculi opponens pollicis první záprstní kosti (os metacarpi primum).

**Funkce svalů:** Pomáhá při pohybu palce v karpometacarpálním kloubu do opozice proti ostatním prstům a účastní se i při flexi palce. Testování tohoto svalů je ale samo o sobě poměrně obtížné, protože se pohybu opozice palce účastní více svalů (především abduktory palce: m. flexor pollicis brevis, m. adductor pollicis a ve finální fázi pak sám m. opponens pollicis) a jedná se o poměrně složitý pohyb. M. opponens pollicis se účastní hlavně při rotaci palce do opozičního postavení (tedy asi kolem 60° rozsahu pohybu). Vzácně může sval zcela chybět či být spojen s okolními svaly.

**Inervace svalů:** n. medianus C6-7 <sup>[1][2][8]</sup>



obr .6 Svaly ruky (Zdroj: [https://en.wikipedia.org/wiki/Opponens\\_pollicis\\_muscle](https://en.wikipedia.org/wiki/Opponens_pollicis_muscle))

## 1.4 M. latissimus dorsi (široký zádový sval)

Plochý sval patří mezi svaly povrchové vrstvy zádových svalů tzv. svaly spinohumerální (svaly začínající na columna vertebralis, upínající se na kost pažní (os humeri) či lopatku (os scapulae).

Kaudální část svalu se fyziologicky řadí mezi tzv. svaly posturální, neboli tonické. Které mají vyšší podíl červených vláken typu I. Díky čemuž jsou schopny pracovat a udržovat zvýšené napětí po delší dobu, čímž umožní udržování vzpřímené polohy, fixaci těla při pohybu a udržování polohy části těla v prostoru. Posturální svaly ale mají často tendenci zapojovat se přespříliš do pohybových stereotypů a nahrazovat tak oslabené svaly. Čímž často dochází k jejich přetěžování, zvyšování klidového napětí, tuhnutí a zkracování svalu.

Kraniální část m. latissimus dorsi se naopak fyziologicky řadí mezi tzv. svaly fázické, které mají zvýšený počet rychlých bílých vláken typu II.b. Díky čemuž jsou schopny rychlé a silné kontrakce, ale pouze po poměrně krátkou dobu. Jsou rychle unavitelné a potřebují delší dobu k regeneraci. Při nedostatečné zátěži mají naopak tendenci spíše k ochabnutí a často vypadávají z pohybových stereotypů.

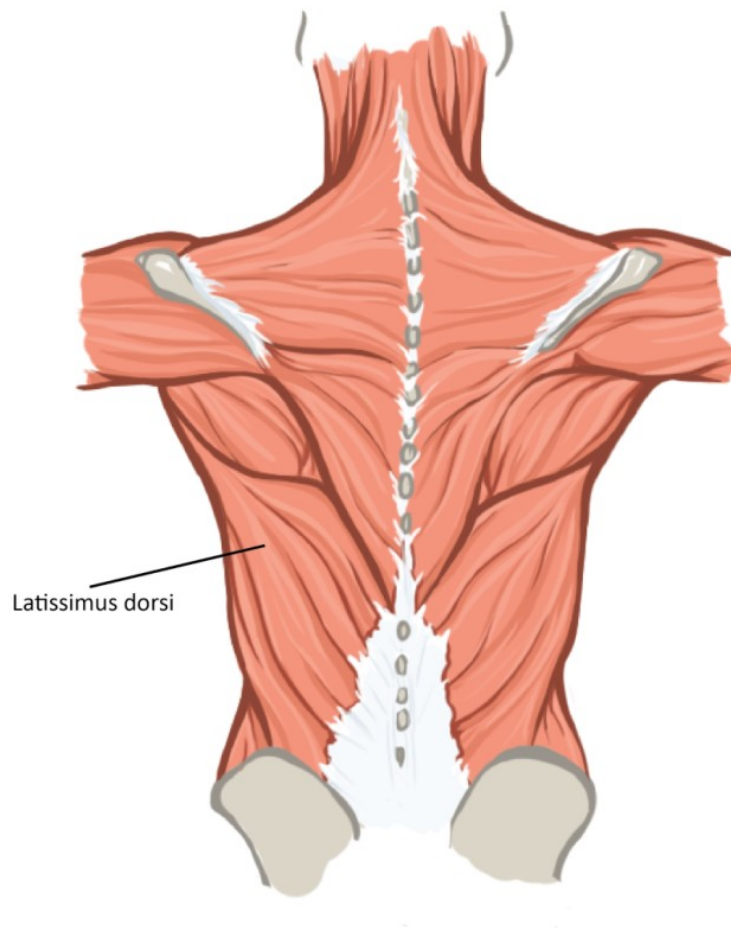
**Začátek svalu:** M. latissimus dorsi začíná shora od processu spinosi hrudních obratlů (vertebrae thoracicae) Th7(8) - Th12, dále začíná pomocí fascie thoracolumbalis na processu spinosi bederních obratlů (vertebrae lumbales) a crista sacralis mediana kosti křížové (os sacrum) L1 - S5, z pánevní kosti (os coxae) na spina iliaca posterior superior a crista iliaca a z 10. - 12. žebra (os costae).

**Úpon svalu:** M. latissimus dorsi se upíná pomocí silné šlachy na crista tuberculi minoris kosti pažní (os humeri). Cestou překrývá dolní úhel lopatky (os scapulae), tvoří dorzální axilární řasu a obtáčí se o 180° přes úpon m. teres major.

**Funkce svalu:** M. latissimus dorsi se zapojuje při upažení horní končetiny spíše jako pomocný sval při pohybech v ramenním kloubu. Jeho účinnost se zvětšuje až při vzpažení, předpažení či rozpažení, kdy dochází k protažení svalu. Účastní se při **vnitřní rotaci** v ramenním kloubu (articulatio humeri) spolu s m. deltoideus, m. teres major, m. subscapularis a m. pectoralis

major. Při **addukci** v ramenním kloubu (articulatio humeri) spolu s m. infraspinatus, m. teres major, m. teres minor, m. subscapularis, m. biceps brachii, m. coracobrachialis, m. triceps brachii a m. pectoralis major. Při **extenzi** v ramenním kloubu (articulatio humeri) spolu s m. deltoideus, m. teres major a m. triceps brachii. Dále funguje jako pomocný nádechový sval při fixaci horní končetiny, kdy pomáhá zdvihat žebra a jako pomocný výdechový sval. Při prudkém výdechu, kdy zvýrazňuje zakřivení hrudní páteře a zmenšuje tak objem hrudního koše.

**Inervace svalu:** n. thoracodorsalis (C6-C8) <sup>[1][2][8]</sup>



obr .7 m. latissimun dorsi (Zdroj: vlastní tvorba)



## 1.5 Vyšetření svalové síly

Snaha o objektivizování lidské síly či výkonnosti sahá hluboko do lidské historie. Stovky let před naším letopočtem. Avšak počátky vývoje manuálního svalového testu se datují teprve do období před první světovou válkou, kdy bostonský profesor ortopedie R.W. Lovett začal poprvé používat manuální metody pro vyšetřování svalové síly u pacientů s dětskou obrnou<sup>[8]</sup>. Roku 1917 vydal knihu "The Treatment of Infantile Paralysis", kde v kapitole o testování poprvé popsal stupně testování svalové síly. Tato metoda byla během let různě upravována a modifikována do mnoha rozdílných metod, které se mohou lišit pozicemi předepsanými pro testování různých svalů, fixací, počtem opakování, velikostí aplikované síly testujícím, či rozsáhlostí stupnice. Nicméně všechny tyto metody stále sdílejí v podstatě stejný základ a základní principy.<sup>[15]</sup>

Počátky objektivního vyšetřování svalové síly (stisku ruky, tahu paží, síly zad) se datují o celé století před počátky zrodu manuálních metod. První praktický přenosný dynamometr byl sestaven roku 1798 Edme Regniem. Ještě o pár let dříve sestavil Graham-Desaguliers přístroj na měření síly předloktí pomocí zvedání závaží.<sup>[15]</sup>

### 1.5.1 Objektivní vyšetření svalové síly

Kvantitativní neboli objektivní metody, jsou metody, které využívají nástroje na měření síly. Proto nejsou přímo závislé na úsudku terapeuta. Přesto stále podléhají lidské chybě v podobě chybné manipulace či interpretace výsledků. Mezi hlavní nevýhody těchto metod patří často větší časová náročnost, nemožnost vyšetření všech svalových skupin a potřeba přítomnosti specializovaných nástrojů pro měření. Proto se používá spíše v laboratorních podmínkách než v klinické praxi.<sup>[16]</sup>

#### 1.5.1.1 Dynamometrie

Měření svalové síly, tzv. dynamometrie se dělí na izometrickou dynamometrii a izokinetickou dynamometrii. Izometrická dynamometrie je

založena na měření izometrické svalové kontrakce. V praxi se používají piezoelektrické tenzometry, které jsou schopny snímat jak svalovou sílu jedné svalové skupiny, tak i svalovou sílu větších svalových skupin. Při měření se používají přenosné tenzometry nebo speciální tenzometrické jednotky zabudované v křesle a dalších zařízeních. Izokinetické dynamometry jsou založeny na měření maximálního silového výkonu svalových skupin v celém rozsahu pohybu při různých rychlostech pohybu. Ke zhodnocení síly stisku ruky se používají Hand-Grip dynamometry. Tato zařízení mohou být hydraulické, pneumatické, mechanické nebo „Strain-gauge“ typy.<sup>[16]</sup>

### **1.5.2 Subjektivní vyšetření svalové síly**

Přestože nám technický pokrok neustále skýtá nové a nové možnosti, jsou manuální svalové testy spolu s funkčními testy dodnes stále nejpoužívanějšími metodami pro vyšetřování svalové síly v klinické praxi. A to i přes svou subjektivitu, kdy je výsledek testování zcela závislý na zkušenostech a schopnostech vyšetřujícího. Mezi největší výhody těchto metod patří rychlost a možnost poměrně efektivního vyšetření bez přítomnosti drahého vybavení. A dává nám možnost vyšetřit všechny svalové skupiny.<sup>[8] [16]</sup>

Manuální testování svalové síly patří mezi takzvané pomocné analytické metody, které využívá fyzioterapie pro vyšetření svalové síly jednotlivých svalových skupin. Základním principem těchto metod je zhodnocení schopnosti svalu/svalové skupiny překonat vnější odpor a vykonat pohyb. Hodnotí se jak síla svalu, tak i kvalita pohybu. Hledí se na plynulost, rozsah a způsob provedení pohybu. Dále koordinace a časové zapojení různých svalových skupin, protože žádný pohyb nikdy neprovádí pouze jeden sval. Ještě před zahájením pohybu dochází k aktivaci stabilizačních a neutralizačních svalů. Samotný pohyb pak provádí agonista, tedy hlavní sval vedoucí pohyb, k němuž se připojují svaly pomocné, tzv. synergisté.

K usměrňování a korekci pohybu je nezbytné také zapojení svalů antagonistických. Tedy svalů hlavních u opačného pohybu.<sup>[2] [7]</sup>

Primárním posláním svalových testů je a bylo určení rozsahu a lokalizace poškození periferního nervového systému. Případně pak zhodnocení postupu regenerace. Častěji se s ním však setkáme jako s nástrojem pro rychlé a efektivní ozřejnění svalové síly a jednoduchých svalových stereotypů. Například po zavedení totálních endoprotéz nebo po zlomeninách. Dává nám možnost rychle zhodnotit, k jak velkému oslabení svalu došlo a zda se terapie ubírá správným směrem. Svalové testy jsou naopak obecně kontraindikovány pro centrální poškození mozku. Dalším omezením těchto metod je bolest, která způsobuje omezení rozsahu pohybu a pak samotné omezení v plném pasivním rozsahu pohybu.<sup>[16]</sup>

Mezi nejpoužívanější svalové testy na území České republiky jednoznačně patří funkční svalový test dle Jandy. V zahraničí se pak spíše setkáme s Manual Muscle Testing dle Kendalla a kol., dále pak s Medical Research Council (MRC) nebo Manual Muscle Testing dle Daniels & Worthingham.<sup>[16]</sup>

#### **1.5.2.1 Funkční svalový test dle Jandy**

Svalový test dle Jandy je odstupňován podle síly do šesti stupňů 0-5. V případě, že svalová síla odpovídá stavu mezi danými stupni, můžeme napsat za stupeň znaménko +/- . Což odpovídá přidané nebo odebrané hodnotě zhruba 5 až 10%.

- St. 5 N (normal) - normální = Odpovídá normálnímu svalu s velmi dobrou funkcí. Sval je schopen překonat odpor způsobený terapeutem v plném rozsahu se 100% kvalitou. Nicméně to ale neznamená, že je sval zcela normální ve všech jeho funkcích. Například v unavenosti, která se pomocí svalového testu vyšetřuje jen velmi omezeně.

- St. 4 G (good) - dobrý = odpovídá přibližně 75% normální síly konkrétního svalu/svalové skupiny. Pacient zvládne provést pohyb v celém rozsahu proti lehkému odporu terapeuta.
- St. 3 F (fair) - slabý = Svalová síla svalu či svalové skupiny vykonávající pohyb odpovídá přibližně 50% normální síly. Pacient zvládne pohyb v celém rozsahu ve chvíli, kdy překonává pouze odpor gravitace.
- St. 2 P (poor) - velmi slabý = Odpovídá zhruba 25% normální svalové síly. Této hodnoty pacient dosahuje ve chvíli, kdy nedokáže překonat odpor gravitace a provádí tak pohyb v celém rozsahu v pozici, při které dochází k co největšímu možnému vyloučení vlivu gravitace.
- St. 1 T (trace) - stopa = Palpujeme pouze záškub svalu při pokusu o kontrakci. Síla odpovídá asi 10% normální svalové síly.
- St. 0 nula = Žádné známky aktivity svalu při pokusu o vykonání požadovaného pohybu.

Při provádění vyšetření podle svalového testu dle Jandy má každý sval či svalová skupina jasně danou výchozí pozici pacienta pro každý stupeň svalové síly a jasně dané zásady testování, které je nezbytně nutné dodržovat, aby došlo k maximální možné minimalizaci vlivu subjektivity. Proto nejsou možné žádné modifikace.

Zásady testování:

1. Testovat, pokud lze, jen celý rozsah pohybu, rozhodně ne pouze jeho začátek nebo konec.
2. Provádět pohyb v celém rozsahu pomalu, stále stejnou rychlostí a vyloučit švih.
3. Pokud jen lze, pevně fixovat.
4. Při fixaci nestlačovat šlachy nebo břicho hlavního svalu.
5. Odpor klást v celém rozsahu pohybu stále kolmo na směr prováděného pohybu.

6. Klást odpor stále stejnou silou a v průběhu pohybu jej neměnit.
7. Odpor neklást přes dva klouby, pokud jen lze.
8. Žádat provedení pohybu tak, jak je vyšetřovaný zvyklý, a teprve po zjištění kvality pohybu provést instruktáž nebo pohyb nacvičit.

Testovat se navíc doporučuje v tiché klidné místnosti, tak aby se pacient mohl plně soustředit. Spolehlivost svalového testu stoupá při opakovaném provádění stejným pracovníkem při přesném dodržování předepsaného postupu.

### **1.5.2.2 Manuální fyzioterapeutická korekce (MFK) metoda**

Manuální fyzioterapeutická korekce je poměrně mladá léčebná metoda využívaná ve fyzioterapii. Jedná se o metodu, která spojuje klasickou fyzioterapii a moderní informační technologie (IT). Nejmodernější hardwarové a softwarové technologie zde neslouží jen jako diagnostická zařízení a databázová úložiště, ale zároveň i jako navigátor samotné terapie. Do speciálního softwaru jsou vloženy diagnostické údaje zjištěné při vstupním vyšetření klienta, ty jsou pak následně vyhodnoceny. Na základě těchto výsledků pak může terapeut zvolit vhodnou léčebnou techniku, která bude řešit hlavní příčinu problémů klienta. Autorkou metody je Martina Končalová.<sup>[14]</sup>

Metoda se snaží ve své podstatě pohlížet na pacienta jako na celek a na základě jeho symptomů najít základní příčinu jeho potíží. Celá metoda se skládá z pěti hlavních komponent. První a často nejdůležitější komponentou je anamnéza, která je vytvořena při vstupním pohovoru klienta. Ta je za spolupráce klienta a fyzioterapeuta vložena do softwaru MFS Systém. Anamnéza se zaměřuje především na současné, ale i minulé zdravotní obtíže klienta. Prodělaná zranění a případné operace. Další důležitým prvkem je manuální vyšetření terapeutem, které hodnotí myokinetickou aktivaci proti normě<sup>[14]</sup>. Standardně se vyšetřuje celkem 41 svalových testů bilaterálně<sup>[14]</sup>. Hodnocení svalové síly vychází z Jandovy stupnice pro vyšetření svalové síly dle svalového testu. Tedy na stupnici

0 až 5, více viz. kapitola 1.5.2.1 *Funkční svalový test dle Jandy*. K testování svalu dochází takzvaným “break” testem, kdy terapeut klade odpor na konci rozsahu pohybu.<sup>[22]</sup> Postupným zvyšováním síly pak terapeut subjektivně určí, jestli pacient „prošel“ nebo „neprošel“<sup>[22]</sup>. Po převodu do Jandovy stupnice, by pak „prošel“ měl odpovídat stupni 5 a „neprošel“ stupňům 0 až 4.<sup>[14]</sup>

Výsledky jsou pak opět zapsány do MFK System. Následuje další část, kterou je diagnostika. Ta je provedena na základně speciálně vytvořeného algoritmu, který vychází ze závislostí mezi částmi jednotlivých tělních systémů. Výsledky jsou pak následně graficky vyobrazeny, což slouží nejen terapeutům na zvolení správné terapie, ale zároveň klientům. Ti mohou reálně vidět a snadno tak pochopit příčinu svých obtíží. Čtvrtou komponentou je samotná terapie zvolená specificky pro každého klienta. Poslední složkou je kontrola, která je prováděna po každé terapii.<sup>[14]</sup>

## 2 Cíle a úkoly práce, hypotézy

Cílem této bakalářské práce bylo objektivizování a porovnání výsledků vyšetření svalové síly dle subjektivního vyšetření terapeuty a objektivního vyšetření pomocí přístroje. Dále zjistit vzájemný vztah mezi výsledkem subjektivního vyšetření od dvou různých terapeutů, kteří vyšetřovali nezávisle na sobě, pomocí stejného předem stanoveného postupu ve stejný den.

### Stanovené hypotézy:

**H1:** Cohen's kappa coefficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. latissimus dorsi bude alespoň 0,61 (nadprůměrná shoda).

**H2:** Cohen's kappa coefficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. opponens pollicis bude alespoň 0,61 (nadprůměrná shoda).

**H3:** Cohen's kappa coefficient subjektivního vyšetření svalové síly mezi terapeutem jedna a dva alespoň 0,61 (nadprůměrná shoda).

## **3 Metodika práce**

### **3.1 Návrh studie**

Studie probíhající ve spolupráci soukromé kliniky MFK Centrum v Praze a studentů magisterského studia fyzioterapie z Umeå University ve Švédsku měla za úkol zhodnotit spolehlivost manuálních svalových testů používaných v rámci MFK.

Testování se uskutečnilo v MFK Centru v Praze, kde byli vybráni dva čeští fyzioterapeuti s a více než 5 letou zkušeností s MFK metodou. Ti pak nezávisle na sobě provedli na výzkumném souboru účastníků celkem 41 bilaterálních manuálních svalových testů. Oba fyzioterapeuti byli předem seznámeni se standardizací testů, testovacích procedur a s celkovým průběhem studie.

### **3.2 Popis sledovaného/výzkumného souboru**

Do výzkumného souboru bylo přijato celkem dvacet účastníků, kteří splnili požadovaná kritéria výběru. Jako kritéria pro výběr byla určena věková hranice mezi 18 a 65 lety věku a absence diagnostikovaného závažného onemocnění, které by mohlo ovlivnit výsledky prováděných vyšetření. Do studie byli přijati účastníci s bolestmi pohybového aparátu i účastníci bez jakýchkoliv obtíží. Bolest byla objektivizovaná pomocí stupnice 0 až 10. Kde 0 představovala stav bez bolesti a číslo deset naopak maximální představitelný stupeň bolesti.

Konečná genderová vyváženost souboru byla 7:3, kdy bylo přijato 14 žen a 6 mužů s věkovým rozptylem od 18 do 63 let a věkovým mediánem souboru 34 let. Rozsah bolesti byl od 0 do 7 při mediánu 2,5. Dále byla změřena výška a váha účastníků studie (tabulka 1) z čehož byl posléze určen body mass index, jehož hodnoty se pohybovaly od 19.1 (normální) od 32 (obezita) s mediánem 23.7 (normální).



	Medián	Minimum	Maximum	Standardní deviace
Věk	34	18	63	15
Výška	171	1,62	1,88	7,8
Váha	69,8	52	107	13,9
BMI	23,7	19,1	32	3,5
Bolest	2,5	0	7	0,25/4,75

tab. 1 Složení výzkumného souboru (Zdroj: . An inter-tester reliability and feasibility study of the Manual Physiotherapeutic Correction (MFK) method)

### 3.3 Použité metody

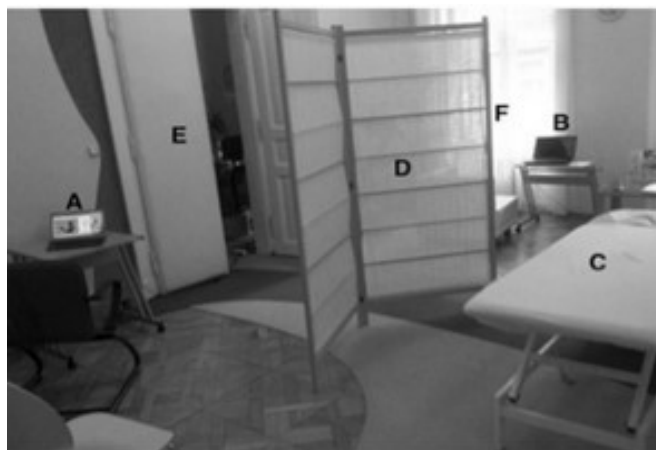
Pro subjektivní a objektivní vyšetření 1.5.2.2. Manuální fyzioterapeutická korekce (MFK) metoda a kapitola 3.4. Sběr dat

### 3.4 Sběr dat

Data byla sbírána v MFK Centru v Praze během dvou dnů, dvanáct účastníků bylo vyšetřeno první den a zbylých osm den druhý. Během vyšetření nebylo terapeutům dovoleno jakkoliv komunikovat mezi sebou, aby nedocházelo k ovlivňování výsledků. Proto po dobu celého vyšetření byli v místnosti přítomni dva vedoucí pracovníci studie (pozice **E** a **F** na obr. 8). Jednotliví účastníci studie pak byli instruováni nekomunikovat s terapeuty během vyšetření a nechat se terapeuty manuálně dovést do pozice pro jednotlivá vyšetření.

Samotný průběh vyšetření byl pak následující. První terapeut navedl pacienta do předem určené pozice pro daný manuální svalový test a provedl samotné vyšetření jak pro levou, tak pro pravou stranu (bilaterálně). Zatím co druhý terapeut stál otočený čelem ke zdi (pozice **A** nebo **B** na obr. 8). Po dokončení vyšetření pak první terapeut napsal do přiděleného osobního počítače (pozice **A** nebo **B** na obr. 8) výsledek testu a to buďto s výslednou hodnotou T (prošel) nebo F (neprošel). Po provedení zápisu se pak postavil čelem ke zdi za svým osobním počítačem (pozice **A** nebo **B** na obr. 8). Jeden z vedoucích pak vyzval druhého terapeuta, aby

provedl to samé vyšetření a následně zaznamenal výsledek u druhého osobního počítače. Tato procedura byla opakována pro všech 41 svalů. Přičemž pořadí terapeutů se při vyšetření střídalo. Oba osobní firemní počítače měly nainstalován OS Windows 8 s MFK systémem s jehož pomocí byla data zaznamenána a shromážděna.



obr .8 Vyšetřovací prostory (Zdroj: . An inter-tester reliability and feasibility study of the Manual Physiotherapeutic Correction (MFK) method)

Pro vyšetření svalu m. opponens pollicis byl účastník posazen k psacímu stolu a instruován k zaujetí ergonomického sedu. Byl mu vysvětlen postup vyšetření pomocí piezoelektrického senzoru a řídicí jednotky od firmy Kistler. Senzor byl umístěn v molitanové podložce tak, aby samostatně stál a vyšetřovaný ho nemusel přidržovat. Měření vždy začínalo na dominantní horní končetině vyšetřovaného. Proband byl posléze vyzván, aby položil předloktí na stůl a uchopil senzor mezi palec a malíček. Jednotlivé vyšetření pak proběhlo třikrát pro každou ruku. Vyšetřovaný byl instruován, aby na dohodnutý pokyn od vyšetřujícího „ted“, krátce zmáčknul piezoelektrický senzor s co největší možnou silou. Na pokyn „stop“ pak čidlo pustit. Datový soubor z každého měření byl pak uložen pod číslem účastníka studie a číslem určujícím sval a vyšetřovanou stranu. Vyšetřující při pokynu „ted“ spustil snímání čipem a po vteřině trvání měření zastavil. Před každým měřením proběhlo nastavení přístroje.

Vyšetření svalu m. latissimus dorsi probíhalo ve stoje, kdy byl proband vyzván vyšetřujícím k zaujetí určeného postoje a následnému krátkému zmáčknutí senzoru. Jednotlivé vyšetření opět proběhlo třikrát pro každou vyšetřovanou stranu. Výsledná data byla posléze uložena pod číslem účastníka studie a číslem určujícím sval a vyšetřovanou stranu.

## 3.5 Analýza dat

### 3.5.1 Subjektivní vyšetření

Do pomocných tabulek pro příslušné svaly či svalové skupiny byly pod unikátním kódem pro každého účastníka studie zaznamenány výsledky z jednotlivých manuálních svalových vyšetření. Pro každý vyšetřovaný sval (svalovou skupinu) tak máme 20x2 (20 pacientů x 2 strany) údajů T/F(prošel/neprošel). Pro účely mé bakalářské práce jsem dostala k dispozici záznamy pro m. latissimus dorsi a m. opponens pollicis, které byly zároveň měřeny izokinetickým dynamometrem. Výsledky z vyšetření pro sval m. latissimus dorsi ukazují procentuální shodu terapeutů 82.5%. Přičemž negativní shoda je 82.5% a pozitivní shoda 0%. To znamená, že nedošlo ani v jediném případě k zhodnocení toho svalu jako plně funkčního (viz tab. 2). Výsledky pro sval m. opponens pollicis ukazují procentuální shodu terapeutů 70%. Přičemž negativní shoda je 45% a pozitivní shoda 25% (viz tab. 3).

m. opponens pollicis				m. latissimus dorsi			
	Terapeut 1				Terapeut 1		
		T	F			T	F
Terapeut 2	T	10	7	Terapeut 2	T	0	6
	F	5	18		F	1	33
Procentuální shoda			70%	Procentuální shoda			82.5%
Shoda negativních testů			45%	Shoda negativních testů			82.5%
Shoda pozitivních testů			25%	Shoda pozitivních testů			0%

tab. 2 a 3 Výsledky vyšetření terapeutů pro m. opponens pollicis a m. latissimus dorsi

Pro zjištění shody mezi terapeutem 1 a terapeutem 2 jsem zvolila nevážený výpočet („unweighted kappa“) **Cohen's kappa coefficient ( $\kappa$ )**, takzvaný **ukazatel shody  $\kappa$  (kappa)**. Jde o objektivní míru srovnávací podíl skutečně dosažené shody po odečtení vlivu shody, které by bylo dosaženo náhodně. Koeficient kappa říká, jaký podíl z maximálně možné shody byl

dosažen nad rámec shody zcela náhodné. Určení koeficientu je provedeno na základě tabulky rozložení shody (tab. 2 a 3) podle vzorce: <sup>[21]</sup>

$$\kappa = \frac{Po - Pe}{1 - Pe}$$

*Po* = podíl dosažené shody

*Pe* = podíl náhodné shody

$\kappa$  = coefficient kappa

m. latissimus dorsi				
	T1			Suma
T2		ok = 0	fail = 1	
	ok = 0	0	6	6
	fail = 1	1	33	34
Suma		1	39	40
Dosažená shoda		0	33	33
Náhodná shoda		0.15	33.15	33.30
$\kappa$ (kappa)		-0.04	n/a	

tab. 4 Cohen's kappa coefficient pro a m. latissimus dorsi

m. opponens pollicis				
	T1			Suma
T2		ok = 0	fail = 1	
	ok = 0	10	7	17
	fail = 1	5	18	23
Suma		15	25	40
Dosažená shoda		10	18	28
Náhodná shoda		6.38	14.38	20.75
$\kappa$ (kappa)		0.38	spíše slabá	

tab. 5 Cohen's kappa coefficient pro m. opponens pollicis

Pro sval m. opponens pollicis vyšel Cohen's kappa coefficient shody terapeutů 0.38 tedy spíše slabá shoda (tab. 6). Tento údaj se ale zcela rozchází s výsledky, které byly vyhotoveny v rámci studie, ze které byla naměřená data přejata, kde byl ukazatel shody  $\kappa$  (kappa) vyhodnocen -0.05

(n/a)<sup>[17]</sup> viz tabulka 3 na str. 6 článku *An inter-tester reliability and feasibility study of the Manual Physiotherapeutic Correction (MFK) method* zveřejněného v *European Journal of Physiotherapy 2016*<sup>[17]</sup>. U vyhodnocení pro sval m. opponens pollicis udává poměr negativních testů prvního a druhého terapeuta 39/23. Což neodpovídá souboru dat, který jsem měla k dispozici pro tuto bakalářskou práci. Kde pro sval m. opponens pollicis vychází poměr negativní shody terapeutů 25/23. Pro sval m. latissimus dorsi se výsledky shodovali na -0,04 (n/a)<sup>[17]</sup>. Kdy vyhodnocení pomocí Cohen's kappa je zavádějící kvůli nulové pozitivní shodě (nulová hodnota ve jmenovali).

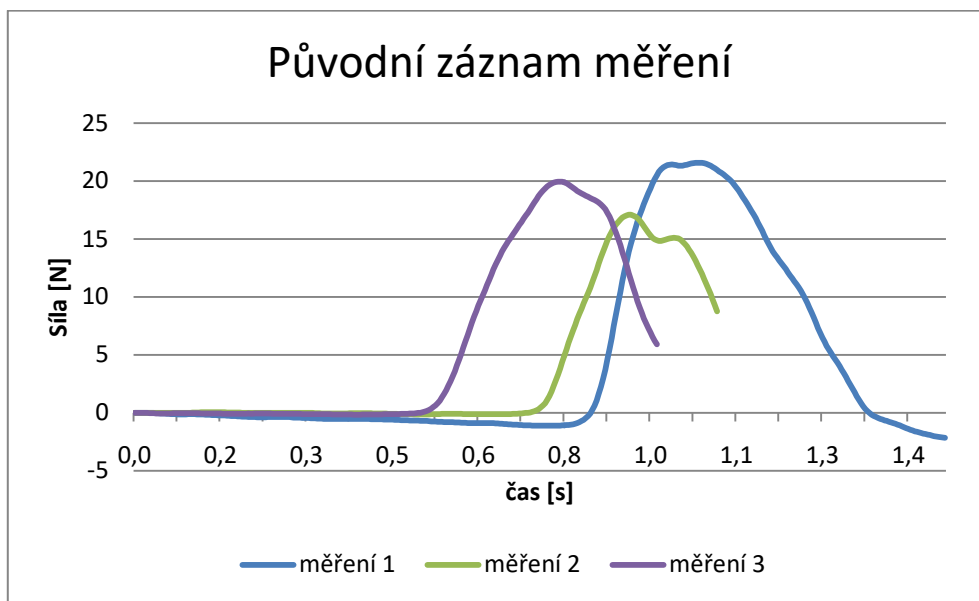
Ukazatel shody $\kappa$ (kappa)	
0.01 - 0.20	velmi nízká
0.21 - 0.40	spíše slabá
0.41 - 0.60	průměrná
0.61 - 0.80	nadprůměrná
0.81 - 1	skoro dokonalá

tab. 6 – Cohen's kappa coefficient

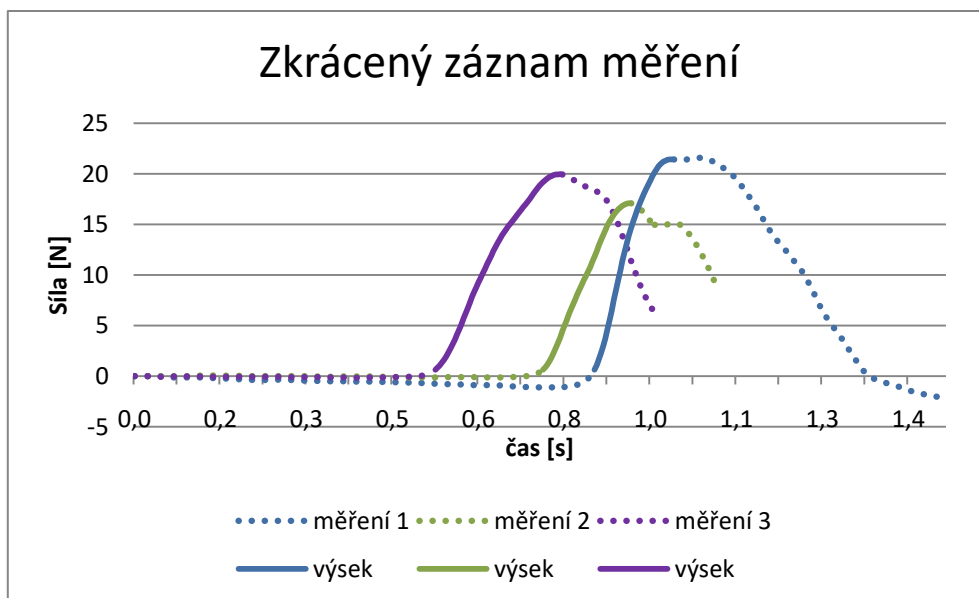
### 3.5.2 Objektivní vyšetření

Objektivní vyšetření proběhlo dle metodiky, viz kap. 3.4. Data z jednotlivých vyšetření svalu byla měřena a zaznamenána pomocí piezoelektrického senzoru a řídicí jednotky od firmy Kistler a následně uložena do jednotlivých textových souborů. Pro každý sval proběhlo 3x2 měření (3 pokusy x 2 strany). Vyšetření se zúčastnilo celkem 19 z 20 účastníků studie. Po vložení naměřených údajů z jednotlivých textových souborů do grafu vzniká křivka vyjadřující nárůst síly v čase. Na obr. 9 je vidět průběh tří měření jednoho účastníka studie pro m. opponens pollicis levé ruky. Pro další zpracování dat jsem vypracovala krátký algoritmus v programu Rubymine. Pomocí algoritmu byla pak naměřená data zkrácena na výšeč dat od maximální nabyté hodnoty zpět do prvního čísla většího 0.5N viz obr. 10. Tuto výšeč dat pak algoritmus uložil do nového textového

soboru. Algoritmus navíc zaznamenal a uložil do zvláštního textového souboru informaci o délce každého měření, minimální hodnotu a poslední naměřenou hodnotu z průběhu celého snímání síly. Takto získané údaje jsem dále zpracovala v nástroji MS Excel.

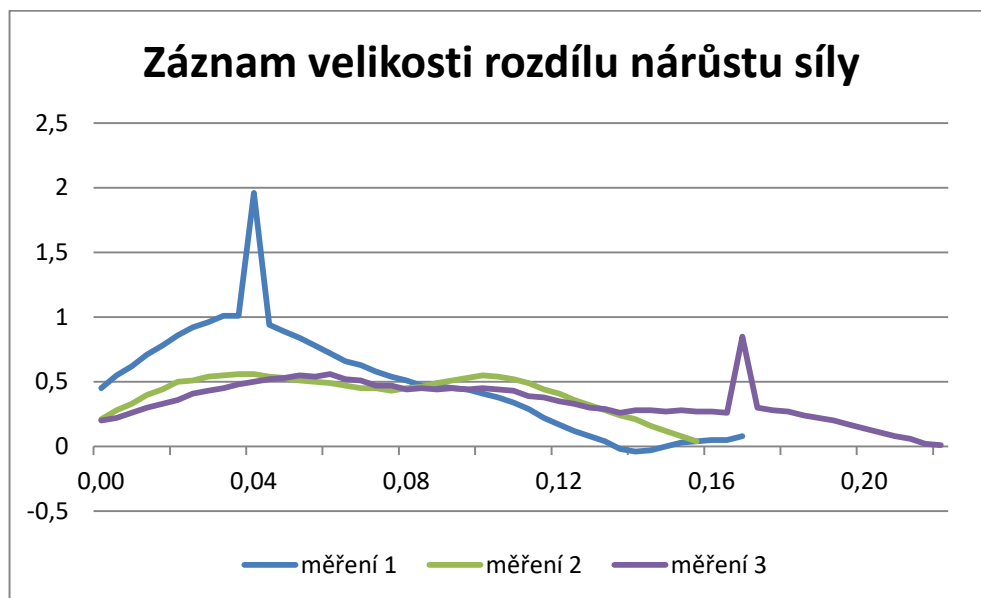


obr .9 Grafické zobrazení nameřených dat z objektivního měření (Zdroj: vlastní tvorba)



obr .10 Grafické zobrazení zkrácených dat z objektivního měření (Zdroj: vlastní tvorba)

Jednotlivé výseče dat z objektivního vyšetření pro každý sval jsem následně překopírovala do Excelového souboru a vytvořila k nim data odpovídající velikosti změny zaznamenané hodnoty síly mezi jednotlivými číselnými záznamy.

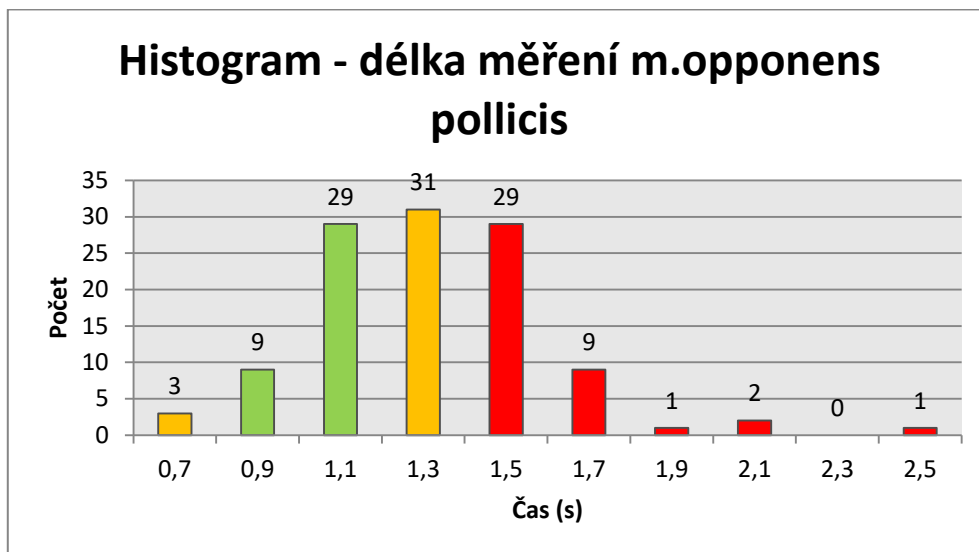


obr .11 Grafické zobrazení rychlosti nárůstu síly (Zdroj: vlastní tvorba)

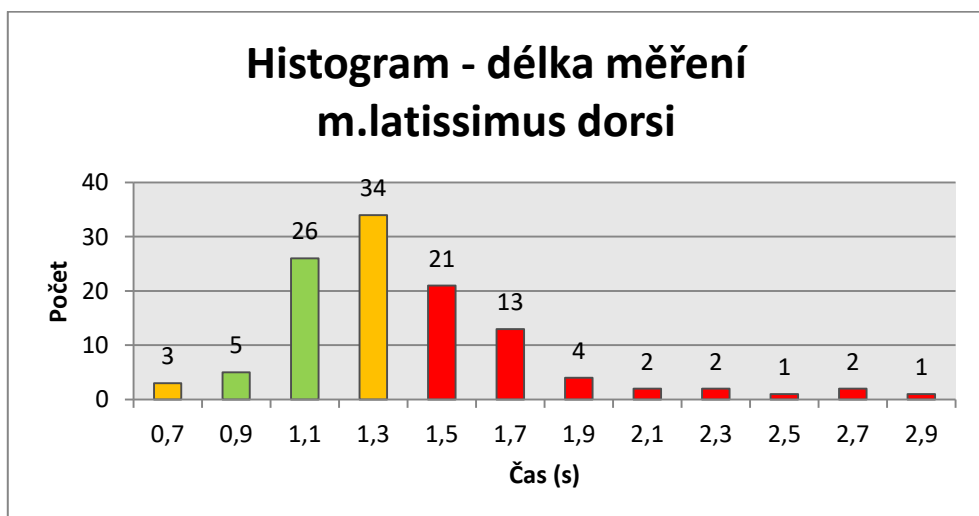
### 3.5.2.1 Analýza problematických jevů u snímaných dat

Metodika, podle které bylo objektivní vyšetření provedeno, uvádí, že snímání nárůstu síly trvá přesně 1 sekundu. Histogram na obr. 12 a obr. 13 graficky zobrazuje skutečné rozložení délek jednotlivých měření. Z histogramů je vidět četnost vyšetření, kdy prodloužení nebo naopak zkrácení doby měření vykazuje hodnoty v rozpětí od 0,55 do 2,9s. Přičemž průměrná délka měření byla 1.22s. Čímž docházelo k narušení standardizovaných podmínek při vyšetření a porušení zadané metodiky. Zde narážíme na zásadní problém metodiky, kdy dle mého názoru mělo dojít buďto k nastavení programem časovaného zastavení snímání nebo nechat měření běžet v průběhu celého stisku a následného uvolnění piezoelektrického senzoru.





obr. 12 Histogram délky objektivního vyšetření m.opponens pollicis (Zdroj: vlastní tvorba)



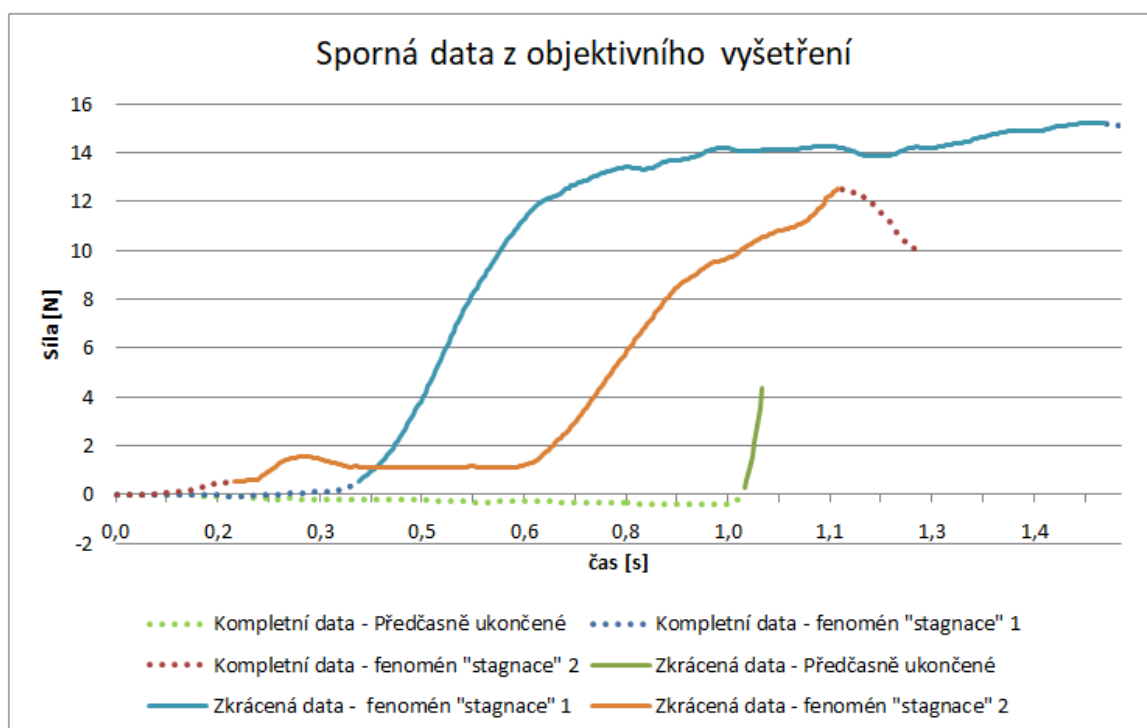
obr. 13 Histogram délky objektivního vyšetření m.latissimus dorsi (Zdroj: vlastní tvorba)

Snímáním celého průběhu stisku až po úplné přerušení kontaktu s piezoelektrickým senzorem by se také eliminoval problém ukončení měření ještě v průběhu nárůstu síly. Pomocí vytvořeného excelového makra jsem zaznamenala celkem 130 případů z celkového počtu 228 měření, kdy nedošlo v poklesu síly o více než 1N od maximální zaznamenané hodnoty síly. A celkem u 83 případů nedošlo k poklesu síly od maximální zaznamenané hodnoty síly o více než 0,2N. K tomu to jevu mohlo dojít již výše zmíněným zastavením měření během nárůstu síly (obr. 14 - zelená křivka) nebo chybou v komunikaci s účastníkem studie, kdy místo krátkého silného stisknutí vyšetřovaný senzor držel delší dobu (obr. 14 - modrá křivka). Výrazně větší množství sporných měření se vyskytlo v datech pro m. opponens pollicis (tab. 7).

Dalším problémovým prvkem, který se opakovaně vyskytoval ve sledovaných datech, je fenomén stagnace nárůstu síly. Pro sledování výskytu stagnace na křivce jsem vytvořila makro, které po vložení sloupce dat vrátí proměnou nabývající dvou hodnot „ok” nebo „fail”. V případně potřeby může vypsát celkový počet záznamů nižších než stanovená hodnota a maximální počet těchto záznamů v řadě za sebou. Pro defaultní nastavení jsem zvolila hodnotu 0,0999 a počet prvků 20. Pokud se v datech o změně zaznamenané hodnoty síly mezi jednotlivými číselnými záznamy vyskytne 20 a více po sobě jdoucích údajů nižších nebo rovno 0,0999 vrátí makro hodnotu „fail”. Pro takto nastavené parametry nastalo 82 případů s vyhodnocením „fail”. V těchto případech je zvýšená možnost, že došlo k narušení křivky dat a zkreslení tak hodnoty průměrného nárůstu (obr. 14 - modrá a oranžová křivka). Hodnota průměrného nárůstu pak může být neúměrně nízká oproti hodnotám maximální dosažené síly a nárůstu. Více takto sporných dat se vyskytlo u měření m. opponens pollicis (tab. 7) Za velkou četností výskytu tohoto fenoménu stojí s největší pravděpodobností chyba v komunikaci či instruktáži účastníků studie.

	m.latissimus dorsi	m.opponenc pollicis	celkem
	fenomén "stagnace"		
"ok"	91	55	146
"fail"	23	59	82
	zastavení měření před dosažením maxima		
"ok"	58	40	98
"fail"	53	74	127

tab. 7 Četnost výskytu sporných dat (Zdroj: vlastní tvorba)



obr. 14 Ukázkové grafické zobrazení sporných dat z objektivního vyšetření (Zdroj: vlastní tvorba)

### 3.5.2.2 Zpracování naměřených dat

Ze zkráceného úseku dat, odpovídajícího části křivky, kdy dochází k nárůstu síly od 0,5N do maximální naměřené hodnoty objektivního měření jsem stanovila hodnotu maximální naměřené síly, hodnotu maximálního nárůstu mezi jednotlivými údaji a hodnotu průměrného nárůstu pro každé měření. Z těchto údajů jsem následně získala jednotlivé průměry, mediány, minimální a maximální hodnoty pro všechna jednotlivá

měření daného svalu. Dále z důvodů poměrně vysokého výskytu sporných vyšetření a výsledků měření, při kterých mohlo dojít k narušení výpovědní hodnoty některých dat, jsem určila i průměr, medián, minimální a maximální hodnotu pro všechny nejlepší pokusy z každého měření pro daný sval (účastník studie měl 3 pokusy pro levou a 3 pokusy pro pravou ruku). Totéž jsem určila i pro dva nejúspěšnější pokusy (tab. 8 a 9). Tuto variantu jsem nakonec zvolila pro další zpracování ve snaze eliminovat nejvíce sporných pokusů a co možná nejmenší ztrátou množství naměřených dat.

Dalším krokem bylo přiřazení výsledků ze subjektivního vyšetření k datům získaných při objektivním vyšetření a jejich následné rozřazení do tří skupin. V první skupině nastala mezi terapeuty takzvaná pozitivní shoda tedy v případě, kdy oba terapeuti označili sval za plně funkční. V druhé skupině kde nastala tzv. negativní shoda mezi terapeuty (oba terapeuti označili sval jako nefunkční) a v poslední třetí skupině nedošli terapeuti ke stejnému závěru. Pro každou z těchto skupin jsem určila průměr, medián, minimální a maximální hodnotu z hodnot maximální naměřené hodnoty síly, maximálního nárůstu mezi daty a průměrného nárůstu všech měření (tab. 8 a 9).

Po přiřazení dat ze subjektivního vyšetření jsem byla nucena z dalšího zpracování vyřadit všechna data z objektivního vyšetření pro sval m. latissimus dorsi, neboť nedošlo mezi terapeuty k žádné pozitivní shodě a data tak nebyla nadále k dalšímu zpracování vhodná.

V tab. č. 9, která obsahuje hodnoty průměrů, mediánů, minimálních a maximálních hodnot pro všechna naměřená data, jak celkově tak i pro jednotlivé skupiny. Tabulka dále ukazuje, že skupina s pozitivní shodou mezi terapeuty měla lepší výsledné hodnoty než druhá skupina s negativní shodou mezi terapeuty a že skupina kde se terapeuti neshodli, měla ještě lepší výsledné hodnoty, než měření s pozitivní shodou.

Pro určení statistické významnosti rozdílu mezi jednotlivými skupinami jsem použila metodu analýzy rozptylu (ANOVA), která umožní určit, zda jsou rozdíly mezi výběrovými průměry náhodné nebo nenáhodné a v základním souboru statisticky prokazatelné nebo neprokazatelné. Metoda spočívá ve srovnání mezi výběrové variability s vnitro výběrovou variabilitou hodnot daných testovaných souborů.

Stanovené testované hypotézy:

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3$$

H<sub>1</sub>: alespoň mezi dvěma středními hodnotami existuje statisticky významný rozdíl

V případě, kdy dojde k zamítnutí nulové hypotézy, je možné provést testy mnohonásobného porovnání. Které umožní zjistit, mezi kterými konkrétními skupinami se od sebe střední hodnoty statisticky významně liší. Porovnání se provádí pro všechny možné kombinace výběrů. V mém případě jsem zvolila tzv. Tuckeyho test mnohonásobného porovnání.

Pro ověření mé hypotézy, že mezi třemi skupinami dat, které byly rozděleny dle shody mezi terapeuty, je statisticky významný rozdíl, jsem do ANOVA testu vložila trojici jednotlivých sad údajů o maximální hodnotě dosažené síly, maximální hodnoty nárůstu síly, průměrnou hodnotu nárůstu. Vznikly mi tak tři na sobě nezávislé tabulky ukazující výsledky ANOVA testů pro jednotlivé sady dat. Aby došlo k co možná nejmenšímu zkreslení dat, rozhodla jsem se jako základ ANOVA testů použít sady údajů získaných z nejlepších dvou pokusů měření pro sval m. opponens pollicis. U všech tří provedených ANOVA testů došlo k zamítnutí nulové hypotézy a tady k prokázání statické významnosti rozdílu u alespoň jedné skupiny. Proto jsem dále provedla Tuckeyho test mnohonásobného porovnávání, který ukázal pro hodnoty z testu ANOVA pro data maximální dosažené hodnoty síly významný rozdíl mezi skupinou dvě, kde terapeuti došli k negativní shodě a skupinou tři, kde se terapeuti neshodli (tab. 10).

Pro výsledné hodnoty z testu ANOVA založeného na údajích o maximálních dosažených hodnotách nárůstu síly ukázal Tuckeyho test významný rozdíl mezi skupinou dvě, kde došlo k negativní shodě mezi terapeuty a skupinou tři, kde se terapeuti neshodli (tab. 11). V tomto případě ukázal Tuckeyho test ještě významnější rozdíl mezi skupinou jedna, pozitivní shoda terapeutů a skupinou dvě, negativní shoda terapeutů.

Třetí Tuckeyho test pro hodnoty z testu ANOVA založeného na údajích o průměrném nárůstu síly ukázal statisticky významný rozdíl mezi skupinou jedna, pozitivní shoda mezi terapeuty a skupinou dvě, kde došlo k negativní shodě. Druhý významný rozdíl ukázal test mezi skupinami, kde došlo k negativní shodě (skupina 2) a třetí skupinou, kde došlo k neshodě mezi terapeuty (tab. 12).

m. latissimus drosi			
Celkem			
	všechny	nejlepší měř.	nejlepší dvě měř.
průměr max. síla	62.03	60.72	65.29
průměr max. nárůst	2.69	8.12	3.12
průměr nárůst	0.85	1.21	0.98
medián max. síla	61.68	64.53	66.35
medián max. nárůst	1.85	2.32	2.14
medián nárůst	0.55	0.79	0.63
minimum max. síla	4.64	2.00	21.13
minimum max. nárůst	0.19	0.68	0.56
minimum nárůst	0.04	0.28	0.17
maximum max. síla	99.99		
maximum max. nárůst	12.63		
maximum nárůst	7.04		
Negativní shoda			
	všechny	nejlepší měř.	nejlepší dvě měř.
průměr max. síla	61.50	66.58	64.60
průměr max. nárůst	2.29	2.90	2.58
průměr nárůst	0.70	0.92	0.77
medián max. síla	61.58	68.49	63.41
medián max. nárůst	1.65	2.09	1.89
medián nárůst	0.50	0.73	0.54
minimum max. síla	4.64	21.13	21.13
minimum max. nárůst	0.19	0.68	0.56
minimum nárůst	0.04	0.28	0.17
maximum max. síla	99.99		
maximum max. nárůst	10.01		
maximum nárůst	3.07		
Neshoda			
	všechny	nejlepší měř.	nejlepší dvě měř.
průměr max. síla	64.37	69.79	66.35
průměr max. nárůst	4.47	5.94	5.13
průměr nárůst	1.48	2.44	1.85
medián max. síla	66.35	66.35	68.27
medián max. nárůst	2.82	4.69	2.96
medián nárůst	0.83	1.09	0.96
minimum max. síla	37.95	46.13	37.95
minimum max. nárůst	1.01	1.01	1.01
minimum nárůst	0.37	0.46	0.44
maximum max. síla	99.99		
maximum max. nárůst	12.63		
maximum nárůst	7.04		

tab. 8 Přehledová tabulka průměrných hodnot pro průměr, medián, minimálních a maximálních hodnot z měření svalů m. latissimus dorsi (Zdroj: vlastní tvorba)

m. opponens pollicis			
Celkem			
	všechny	nejlepší měř.	nejlepší dvě měř.
průměr max. síla	18.32	20.15	19.50
průměr max. nárůst	0.52	0.61	0.57
průměr nárůst	0.20	0.25	0.22
medián max. síla	17.37	19.71	18.75
medián max. nárůst	0.40	0.42	0.42
medián nárůst	0.14	0.20	0.16

minimum max. síla	3.76	10.21	9.75
minimum max. nárůst	0.11	0.21	0.14
minimum nárůst	0.05	0.08	0.05
maximum max. síla	36.12		
maximum max. nárůst	1.96		
maximum nárůst	0.73		
Negativní shoda			
	všechny	nejlepší měř.	nejlepší dvě měř.
průměr max. síla	16.29	16.50	16.75
průměr max. nárůst	0.37	0.43	0.40
průměr nárůst	0.13	0.17	0.15
medián max. síla	15.16	15.16	15.27
medián max. nárůst	0.33	0.35	0.35
medián nárůst	0.12	0.14	0.13
minimum max. síla	9.54	10.21	9.75
minimum max. nárůst	0.14	0.21	0.14
minimum nárůst	0.05	0.08	0.05
maximum max. síla	33.69		
maximum max. nárůst	1.00		
maximum nárůst	0.34		
Pozitivní shoda			
	všechny	nejlepší měř.	nejlepší dvě měř.
průměr max. síla	18.94	21.33	20.12
průměr max. nárůst	0.66	0.67	0.68
průměr nárůst	0.24	0.29	0.27
medián max. síla	19.09	22.25	20.74
medián max. nárůst	0.48	0.62	0.53
medián nárůst	0.16	0.23	0.17
minimum max. síla	6.74	14.58	11.98
minimum max. nárůst	0.11	0.27	0.27
minimum nárůst	0.05	0.13	0.05
maximum max. síla	28.65		
maximum max. nárůst	1.61		
maximum nárůst	0.73		
Neshoda			
	všechny	nejlepší měř.	nejlepší dvě měř.
průměr max. síla	20.51	24.02	22.63
průměr max. nárůst	0.62	0.80	0.71
průměr nárůst	0.26	0.31	0.27
medián max. síla	21.26	25.15	22.78
medián max. nárůst	0.47	0.56	0.53
medián nárůst	0.22	0.27	0.24
minimum max. síla	3.76	14.00	11.59
minimum max. nárůst	0.14	0.26	0.25
minimum nárůst	0.07	0.12	0.10
maximum max. síla	36.12		
maximum max. nárůst	1.96		
maximum nárůst	0.63		

tab. 9 Přehledová tabulka průměrných hodnot pro průměr, medián, minimální a maximální hodnoty z měření svalů *m. opponens pollicis* (Zdroj: vlastní tvorba)

\*žlutě zbarvené pole označují nejvyšší hodnotu pro konkrétní parametr mezi všemi třemi skupinami (pozitivní shoda, negativní shoda, neshoda)



Souhrn dat - MAX síla				
	Vyšetření			
	Pozit.shoda	Negat. shoda	Neshoda	Celkem
N	20	32	24	76
$\Sigma X$	402.49	536.06	543.12	1481.67
Průměr	20.1245	16.7519	22.63	19.496
$\Sigma X^2$	8522.8001	9939.354	13236.0408	31698.1949
Standartní odchylka	4.7178	5.563	6.4107	6.1232
Podrobnosti výsledku				
Zdroj	SS	df	MS	
Mezi vyšetřeními	484.5943	2	242.2971	F = 7.59954
V rámci vyšetření	2327.4692	73	31.8831	
Celkem	2812.0635	75		
Tukey HSD výsledky				
Vyšetření	Tukey HSD	Tukey HSD	Tukey HSD	
Pár	Q statistika	p-hodnota	závěr	
Pozit.shoda vs Negat. shoda	2.9634	0.097846	insignifikantní	
Pozit.shoda vs Neshoda	2.0726	0.3138688	insignifikantní	
Negat. shoda vs Neshoda	5.4521	0.0010053	** p<0.01	

tab. 10 ANOVA test výsledová tabulka pro data Maximální dosažené hodnoty síly(zdroj: Vlastní tvoba a [https://astatsa.com/OneWay\\_Anova\\_with\\_TukeyHSD/](https://astatsa.com/OneWay_Anova_with_TukeyHSD/))

Souhrn dat - MAX nárůst				
	Vyšetření			
	Pozit.shoda	Negat. shoda	Neshoda	Celkem
N	20	32	24	76
$\Sigma X$	13.69	12.75	16.94	43.38
Průměr	0.6845	0.3984	0.7058	0.571
$\Sigma X^2$	12.1765	6.6033	17.0324	35.8122
Standartní odchylka	0.3843	0.2217	0.4698	0.3839
Podrobnosti výsledku				
Zdroj	SS	df	MS	
Mezi vyšetřeními	1.6469	2	0.8234	F = 6.39163
V rámci vyšetření	9.4045	73	0.1288	
Celkem	11.0514	75		
Tukey HSD výsledky				
Vyšetření	Tukey HSD	Tukey HSD	Tukey HSD	
Pár	Q statistika	p-hodnota	závěr	
Pozit.shoda vs Negat. shoda	3.9542	0.017928	* p<0.05	
Pozit.shoda vs Neshoda	0.2776	0.8999947	insignifikantní	
Negat. shoda vs Neshoda	4.4853	0.0062003	** p<0.01	

tab. 11 ANOVA test výsledová tabulka pro data Maximální dosažené hodnoty nárůstu síly (zdroj: Vlastní tvoba a [https://astatsa.com/OneWay\\_Anova\\_with\\_TukeyHSD/](https://astatsa.com/OneWay_Anova_with_TukeyHSD/))

Souhrn dat - Průměrný nárůst				
	Vyšetření			
	Pozit.shoda	Negat. shoda	Neshoda	Celkem
N	20	32	24	76
$\sum X$	5.35	4.7	6.51	16.56
Průměr	0.2675	0.1469	0.2713	0.218
$\sum X^2$	2.2077	0.887	2.1339	5.2286
Standartní odchylka	0.2022	0.0797	0.1265	0.147
Podrobnosti výsledku				
Zdroj	SS	df	MS	
Mezi vyšetřeními	0.2789	2	0.1395	F = 7.59044
V rámci vyšetření	1.3413	73	0.0184	
Celkem	1.6203	75		
Tukey HSD výsledky				
Vyšetření	Tukey HSD	Tukey HSD	Tukey HSD	
Pár	Q statistika	p-hodnota	závěr	
Pozit.shoda vs Negat. shoda	4.415	0.0071766	** p<0.01	
Pozit.shoda vs Neshoda	0.1292	0.8999947	insignifikantní	
Negat. shoda vs Neshoda	4.8054	0.0031274	** p<0.01	

tab. 12 ANOVA test výsledová tabulka pro průměrné hodnoty nárůstu síly (zdroj: Vlastní tvoba a [https://astatsa.com/OneWay\\_Anova\\_with\\_TukeyHSD/](https://astatsa.com/OneWay_Anova_with_TukeyHSD/))

### 3.5.2.3 Míra shody subjektivního a objektivního měření

Před určením **Cohen's kappa coefficientu** (ukazatel míry shody) mezi daty z objektivního a subjektivního vyšetření bylo potřeba nejprve stanovit tzv. optimální dělicí bod pro vyhodnocení výsledků dat z objektivního vyšetření.

Pro stanovení optimálního dělicího bodu jsem využila ROC (Receiver Operating Characteristic) analýzu křivky. Nástroj ROC křivka se používá pro hodnocení a optimalizaci binárního klasifikačního systému pomocí grafického zobrazení a určení míry specifity a senzitivity daného testu.

- Senzitivita (s 95% intervalem spolehlivosti): Pravděpodobnost, že výsledek testu bude pozitivní, když je nemoc přítomna (skutečná pozitivní míra).
- Specifita (s 95% intervalem spolehlivosti): Pravděpodobnost, že výsledek testu bude negativní, když nemoc není přítomna (skutečná negativní míra).

Pro následné určení optimálního dělicího bodu na křivce jsem se rozhodla využít tzv. Youdenův index, který podle vzorce  $J = \text{senzitivita} + \text{specifita} - 1$

určí bod, kde je maximalizován poměr mezi pravděpodobnostmi senzitivity a specificity.

Při hledání optimálního dělicího bodu pro stanovení výsledné finální hodnoty pro jednotlivá objektivní vyšetření jsem jako základ pro sestavení a analýzu ROC křivky využila hodnoty o maximální dosažené svalové síle, dále hodnoty maximálního nárůstu síly a průměrného nárůstu. Vznikly tak tři na sobě nezávislé ROC křivky. S ohledem na množství sporných vyšetření, kdy mohlo dojít k ovlivnění míry výpovědní hodnoty parametru maximální dosažené síly a hodnot průměrného nárůstu síly a vzhledem k výsledným hodnotám AUC (area under the ROC curve = oblasti pod ROC křivkou) pro jednotlivé ROC křivky založené na vložených datech jsem se rozhodla použít křivku sestavenou na základě hodnot o maximálním nárůstu síly. Ta měla AUC 0.748 a byla nejméně ovlivněna spornými měřeními. Pro konkrétní určení dělicího bodu jsem využila Youden index, který vyšel 0,3750 se specifisitou 62,50 a senzitivitou 75,00.

Plocha pod křivkou	0.748
Standartní chyba <sup>a</sup>	0.0687
95% interval spolehlivosti <sup>b</sup>	0.608 to 0.858
z statistika	3.603
Hladina významnosti P (Area=0.5)	0.0003

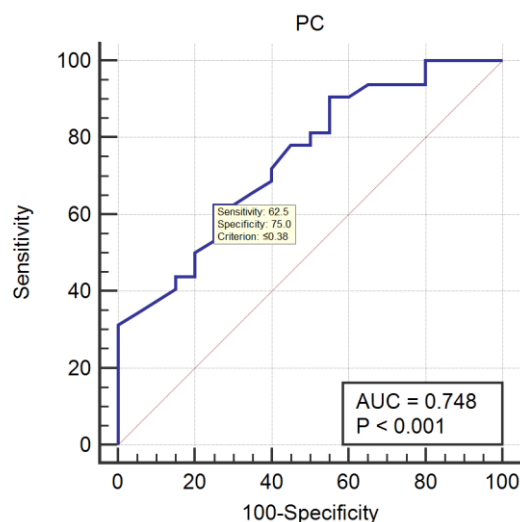
<sup>a</sup> DeLong et al., 1988

<sup>b</sup> Binomial exact

tab. 13 ROC analýza křivky – Area under the ROC curve (zdroj: Vlastní tvoba, program: MedCalc)

Youdenův index J	0.3750
Asociované kritérium	>0.38
Senzitivita	75.00
Specificita	62.50

tab. 14 – ROC analýza křivky – Youden index J (zdroj: Vlastní tvoba, program: MedCalc)



obr. 15 Grafické zobrazení ROC křivky (Zdroj: vlastní tvorba, Program: MedCalc)

Následně jsem na základě stanoveného dělicího bodu určila finální výsledné hodnoty pro všechna provedená objektivní měření pro sval m. opponens pollicis. Větší/rovno dělicímu bodu = 0 („prošel“), menší než dělicí bod = 1 („neprošel“).

Aby bylo možné vytvořit výsledný Cohen's kappa koeficient pro finální hodnoty z objektivního a subjektivního vyšetření, bylo zapotřebí nejprve přiřadit jednotlivé výsledné hodnoty ze subjektivního vyšetření k výsledným hodnotám z objektivního vyšetření. Aby však bylo možné jednotlivá data přiřadit, musely být nejdříve určeny výsledné hodnoty z všech tří pokusů, které měl účastník studie při objektivním vyšetření. Rozhodla jsem se vytvořit dvě varianty pro určení Cohen's kappa koeficientu. Variantu založenou na datech, kdy pokud alespoň při jednom z pokusů vyjde výsledek podle dělicího bodu jako kladný, vyhodnotí se vyšetření jako kladné, tedy 0 a druhou variantu, kdy je pro celkový kladný výsledek vyšetření potřeba minimálně dvou kladných pokusů.

Rozhodla jsem se také vypočítat Cohen's kappa koeficient nejen pro oba terapeuty dohromady, ale také pro každého terapeuta zvlášť. Výsledné tabulky pak ukázaly, že mírně lepších výsledku dosahuje varianta, kdy je výsledek objektivního vyšetření kladný, při alespoň jednom úspěšném pokusu.

Cohen's kappa koeficient			
	T1		Suma
	ok = 0	fail = 1	
PC1	ok = 0	14	14
	fail = 1	2	8
Suma		16	22
Dosažená shoda		14	8
Náhodná shoda		11.79	5.79
κ (kappa)		0.22	spíše slabá

Cohen's kappa koeficient			
	T2		Suma
	ok = 0	fail = 1	
PC1	ok = 0	15	13
	fail = 1	2	8
Suma		17	21
Dosažená shoda		15	8
Náhodná shoda		12.53	5.53
κ (kappa)		0.25	spíše slabá

\*PC1 = kladné pokud byl alespoň jeden pokus úspěšný

tab. 15 a 16 **Cohen's kappa koeficient** pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením (Zdroj: vlastní tvorba)

Cohen's kappa koeficient			
	T1		Suma
	ok = 0	fail = 1	
PC2	ok = 0	9	9
	fail = 1	7	13
Suma		16	22
Dosažená shoda		9	13
Náhodná shoda		7.58	11.58
κ (kappa)		0.15	velmi nízká

Cohen's kappa koeficient			
	T2		Suma
	ok = 0	fail = 1	
PC2	ok = 0	9	9
	fail = 1	8	12
Suma		17	21
Dosažená shoda		9	12
Náhodná shoda		8.05	11.05
κ (kappa)		0.10	velmi nízká

\*PC2 = kladné pokud byli minimálně dva pokusy úspěšné

tab. 17 a 18 **Cohen's kappa koeficient** pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením (Zdroj: vlastní tvorba)

Cohen's kappa koeficient			
	T1 + T2		Suma
	ok = 0	fail = 1	
PC1	ok = 0	9	9
	fail = 1	1	7
Suma		10	16
Dosažená shoda		9	7
Náhodná shoda		6.92	4.92
κ (kappa)		0.29	spíše slabá

Cohen's kappa koeficient			
	T1 + T2		Suma
	ok = 0	fail = 1	
PC2	ok = 0	5	5
	fail = 1	5	11
Suma		10	16
Dosažená shoda		5	11
Náhodná shoda		3.85	9.85
κ (kappa)		0.19	velmi nízká

\*PC1 = kladné pokud byl alespoň jeden pokus úspěšný

\*PC2 = kladné pokud byli minimálně dva pokusy úspěšné

\*T1 = terapeut 1

\*T2 = terapeut 2

\*T1 + T2 = shoda obou terapeutu

tab. 19 a 20 **Cohen's kappa coefficient** pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením (Zdroj: vlastní tvorba)

## 4 Výsledky

### 4.1 Hypotéza č. 1

**H0:** Cohen's kappa koeficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. latissimus dorsi bude alespoň 0,61 (nadprůměrná shoda).

**H1:** Cohen's kappa koeficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. latissimus dorsi bude méně než 0,61 (nadprůměrná shoda).

Hypotézu č. 1 nebylo možné určit. Neboť získaná data ze subjektivního vyšetření neobsahovala ani jednu pozitivní shodu. Data získaná z objektivního vyšetření, tak nebylo možné dále zpracovat a byla tak z dalšího postupu vyřazena.

### 4.2 Hypotéza č. 2

**H0:** Cohen's kappa koeficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. opponens pollicis bude alespoň 0,61 (nadprůměrná shoda).

**H1:** Cohen's kappa koeficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. opponens pollicis bude méně než 0,61 (nadprůměrná shoda).

Výsledný Cohen's kappa koeficient mezi výsledky subjektivního vyšetření a vyšetření objektivního pro sval m. opponens pollicis vyšel nejlépe 0,29 (tab. 19), tedy spíše slabá shoda (tab. 6).

Cohen's kappa koeficient				
	T1 + T2			Suma
		ok = 0	fail = 1	
PC1	ok = 0	9	9	18
	fail = 1	1	7	8
Suma		10	16	26
Dosažená shoda		9	7	16
Náhodná shoda		6.92	4.92	11.85
κ (kappa)		0.29	spíše slabá	

\*PC1 = kladné pokud byl alespoň jeden pokus úspěšný

\*T1 + T2 = shoda obou terapeutu

tab. 19 **Cohen's kappa coefficient** pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením (Zdroj: vlastní tvorba)

0,29 < 0,61 = nulová hypotéza pro shodu mezi terapeutem jedna a dva pro oba vyšetřované svaly byla zamítnuta

### 4.3 Hypotéza č. 3

**H0:** Cohen's kappa koeficient subjektivního vyšetření svalové síly mezi terapeutem jedna a dva alespoň 0,61 (nadprůměrná shoda).

**H1:** Cohen's kappa koeficient subjektivního vyšetření svalové síly mezi terapeutem jedna a dva bude méně než 0,61 (nadprůměrná shoda).

Výsledný Cohen's kappa koeficient mezi výsledky subjektivního vyšetření mezi terapeutem 1 a terapeutem 2 pro sval m. opponens pollicis vyšel 0,38 (tab. 4), tedy spíše slabá shoda (tab. 6). Pro m. latissimus dorsi vyšla, kvůli nulové hodnotě (ve jmenovateli) u položky pozitivní shody, záporná hodnota Cohen's kappa koeficientu -0,04 (tab. 5) (n/a) (tab. 6).

m. latissimus dorsi				
	T1			Suma
		ok = 0	fail = 1	
T2	ok = 0	0	6	6
	fail = 1	1	33	34
Suma		1	39	40
Dosažená shoda		0	33	33
Náhodná shoda		0.15	33.15	33.30
κ (kappa)		-0.04	n/a	

tab. 4 – Cohen's kappa coefficient pro a m. latissimus dorsi

m. opponens pollicis				
		T1		Suma
T2		ok = 0	fail = 1	
	ok = 0	10	7	17
	fail = 1	5	18	23
Suma		15	25	40
Dosažená shoda		10	18	28
Náhodná shoda		6.38	14.38	20.75
κ (kappa)		0.38	spíše slabá	

tab. 5 – Cohen's kappa coefficient pro m. opponens pollicis

Celkově pro oba vyšetřované svaly vyšel Cohen's kappa koeficient shody obou terapeutů 0,36 (tab. 5), tedy spíše slabá shoda (tab. 6).

Cohen's kappa koeficient				
		Terapeuti		Suma
PC		ok = 0	fail = 1	
	ok = 0	10	13	23
	fail = 1	6	51	57
Suma		16	64	80
Dosažená shoda		10	51	61
Náhodná shoda		4.60	45.60	50.20
κ (kappa)		0.36	spíše slabá	

tab. 21 – Cohen's kappa coefficient celkově pro subjektivní vyšetření

$0,38 < 0,61$  = nulová hypotéza pro shodu mezi terapeutem jedna a dva pro sval m. opponens pollicis byla zamítnuta

$-0,04 < 0,61$  = nulová hypotéza pro shodu mezi terapeutem jedna a dva pro sval m. latissimus dorsi byla zamítnuta

$0,36 < 0,61$  = nulová hypotéza pro shodu mezi terapeutem jedna a dva pro oba vyšetřované svaly byla zamítnuta

Ukazatel shody κ (kappa)	
0.01 - 0.20	velmi nízká
0.21 - 0.40	spíše slabá
0.41 - 0.60	průměrná
0.61 - 0.80	nadprůměrná
0.81 - 1	skoro dokonalá

tab. 6 – Cohen's kappa coefficient



## 5 Diskuse

Problematikou subjektivity a případné objektivizace manuálního testování svalové síly se během let věnovala již řada různě rozsáhlých studií. Příklady několika podobných studií uvedu dále v kapitole 5.4 studie. Výsledkem však zůstává fakt, že objektivizace všech vjemů, které terapeut během vyšetření svalové síly vnímá, je a bude velmi obtížný proces, při kterém se objevuje množství nejrůznějších překážek a problémů, které je třeba řešit. Během zpracování mé bakalářské jsem se setkala s řadou menších i větších problému, které se v další části pokusím ozřejmit.

### 5.1 Subjektivní vyšetření svalové síly

Přestože metodika pro subjektivní vyšetření svalové síly byla sestavena a posléze i dodržena zcela profesionálně, jsou výsledky vyšetření jen velmi málo uspokojivé. Celková shoda mezi oběma terapeuty pro oba vyšetřované svaly dosahovala podle výsledku Cohen's kappa koeficientu pouze spíše slabé shody (více viz kapitola 4.3 a tab. 6). Navíc nahlédneme-li do výsledkové tabulky ze subjektivního vyšetření celé studie, tedy všech 41 svalů, které byly vyšetřovány (viz citace 17 článek *An inter-tester reliability and feasibility study of the Manual Physiotherapeutic Correction (MFK) method*), zjistíme, že takto nízká shoda byla velmi neuspokojivá prakticky pro všechny vyšetřované svaly.

Já osobně jsem se zamýšlela, jestli se jedná opravdu o nedostatečnou spolehlivost subjektivního vyšetření v rámci MFK metody, která vedla k výsledné velmi malé shodě terapeutů při subjektivním vyšetření, nebo zda nejsou na vině i jiné faktory. Jako například omezení rozsahu bodování 0 až 5 jakou používá například klasický Jandův svalový test na pouhé dva možné výsledky a to 0 nebo 1. Pak například hranice mezi 4 a 5 je poměrně nejasná a záleží pouze na vnímání a úsudku terapeuta při kladení odporu proti kontrakci svalu. Dalším poměrně sporným bodem může být fakt, že terapeut automaticky nehodnotí pouze svalovou sílu, ale zcela podvědomě

vnímá i další složky pohybu, kterým posléze přiřkládá různou váhu. Právě proto snad byl jedním z terapeutů označen za ne zcela funkční sval, který při objektivním vyšetření při každém pokusu přesáhl maximální kapacitu piezoelektrického senzoru (99N). Dalším velmi důležitým faktorem, který mohl negativně ovlivnit výsledky měření, byl i fakt, že metodika měření byla vytvořena tak, že ani jeden z terapeutů nemohl s pacientem v průběhu celého vyšetření mluvit a proto mohlo dojít i k ne zcela správnému pochopení procesu vyšetření ze strany účastníka studie.

Dle mého názoru nejkritičtějším faktorem, který ovlivnil tuto studii, byl velmi nízký počet účastníků studie a zároveň i velmi nízký počet terapeutů, kteří vyšetření prováděli. Navýšením počtu účastníků a terapeutů by pak došlo nejen k navýšení objemu dat z vyšetření pro lepší a kvalitnější statistickou analýzu, ale zvýšila by se tak i důvěryhodnost a celková výpovědní hodnota celé studie. Osobně bych navrhovala navýšení počtu terapeutů minimálně na tři, kdy by bylo možné vidět, zda se jeden výrazněji neodchyluje od zbylých dvou. Ideální by bylo samozřejmě navýšení počtu terapeutů na mnohem vyšší počet, ale to by pak mohlo naopak způsobit zase jiné problémy. Jako například obtížná koordinace lidských zdrojů a výrazně zvýšená časová i finanční náročnost. Pravděpodobně by pak muselo dojít například k snížení celkového počtu vyšetřovaných svalů.

## **5.2 Objektivní vyšetření svalové síly**

Přestože sestavená metodika pro objektivní vyšetření během proběhlé studie byla sestavena a vedena v zásadě správně, domnívám se, že některé kroky, které byly obsaženy v této metodice mohly vést ke zbytečnému zkreslení naměřených dat. Bohužel se tyto drobnosti ukázaly až ve chvíli, kdy došlo ke zpracování a následné analýze výsledných dat. Převážnou většinu problémů, které jsem při práci s výslednými daty objevila, jsem již zmínila a rozebrala v kapitole 3.5.2 Objektivní vyšetření.

Myslím si, že v zásadě došlo jen k ne zcela obratnému využití možností, které nabízí současná technologie a jistému nepochopení mezi některými účastníky studie a instruuujícím terapeutem, v důsledku čehož mohlo docházet k prolongovanému tisknutí senzoru místo krátkého a rychlého stisku nebo naopak k uchopení senzoru ještě před začátkem měření.

Možným řešením některých problémů by mohla být úprava metodiky nebo případná automatizace vyšetření, kdy by terapeut neukončoval měření ještě v průběhu stisku, ale došlo by k ukončení měření až po poklesu síly na *ON* a případná názorná demonstrace vyšetření klientovi, aby se minimalizovala možnost nedorozumění.

Osobně bych tedy navrhovala, aby ještě před začátkem studie došlo ke konzultaci metodiky měření mezi fyzioterapeutem, případně lékařem a s odborníky s technickým a statistickým zaměřením. Případně pak k potřebnému zaškolení personálu, který bude vyšetření provádět. Aby nedocházelo k chybám, které vznikají při nedorozumění příslušného software nebo například chybné manipulaci s hardware. Tím by se mohly eliminovat chyby, které vznikly například ne zcela dobrou kalibrací piezoelektrického senzoru, nedodržením stejné délky jednoho měření a minimalizace faktoru lidské chyby, která pak může zdržovat následné zpracování dat. Příkladem běžné lidské chyby může být například nedodržování stejného stylu pojmenovávání složek a souborů s daty což znemožňuje následnou automatizaci zpracovávání dat. Nebo uložení dat do chybné složky. Ty je pak nutno speciálně vyhledávat a zjišťovat, zda se opravdu jedná o ona hledaná chybějící data.

Dále doporučuji natočit krátké a názorné instruktážní video pro pacienta, ve kterém bude jasně a stručně popsáno a názorně ukázáno co ho čeká. Před vyšetřením mu toto video přehrát a pak se jen zeptat na případné dotazy a v případě nejasností s ním pak tyto otázky podrobněji probrat. Tím by se měla minimalizovat možnost nedorozumění nebo případné špatné či nedostatečné instruktáže ze strany vyšetřujícího.

Dále bych doporučila pro takto malé studie použít spíše specializované vyšetřovací přístroje, na které jsou již zhotoveny vyhodnocovací algoritmy a jsou již obsazeny v softwaru, které celý proces kontroluje a rovnou vyhodnocuje. Zároveň na spoustu takovýchto přístrojů již existují konkrétní studie, se kterými je možné námi naměřená data porovnávat a případně je možné se i inspirovat při stanovení konkrétních metodik měření.

### **5.3 Analýza a vyhodnocení dat**

V rámci oblasti analýzy dat, kterou jsem prováděla v rámci této bakalářské práce (viz. kapitola 3.5 Analýza dat), jsem se nejvíce potýkala s faktorem lidské chyby. Kdy jsem se snažila svou práci opakovaně kontrolovat, aby nedošlo k chybě při kopírování a upravování dat. Celý proces jsem se snažila co nejvíce zautomatizovat, aby bylo co nejméně potřeba zasahovat do vyhodnocovacího procesu. To sice snížilo riziko vzniku chyb při kopírování dat ze zdrojových souborů a následné práci s nimi, ale na druhé straně to pak mohlo způsobit skryté chyby, které mohly vzniknout chybou v naprogramování jednotlivých procesů. Proto jsem se snažila všechny mnou naprogramované prvky procesu několikrát testovat na testovacích datech, abych eliminovala tyto rizika.

Přesto byl celý proces zpracování a vyhodnocení dat člověkem bez zkušeností v oborech analýzy dat a softwarového inženýrství poměrně diskutabilní a pro větší studie bych doporučovala předání zpracování dat do rukou odborníku v tomto oboru, případně firmám, které se na podobné věci specializují a mají k dispozici i speciální software. Výsledná zpracovaná data bych pak doporučila předat k vyhodnocení odborníkovi v oboru statistiky, nejlépe s praxí se zpracováváním výsledků studií v oblasti zdravotnictví.

Osobně si myslím, že největším otazníkem při analýze a zpracování dat v rámci mé bakalářské práce bylo vytvoření závěrů z objektivního vyšetření. Pro vytvoření závěrů jsem musela stanovit jeden konkrétní hraniční bod,

podle kterého následně určím, zda závěr vyšetření bude kladný, tedy zda pacient prošel nebo záporný, kdy pacient neprošel. Tuto hranici jsem určila pomocí ROC křivky a tzv. Youdenova indexu. Ale osobně si myslím, že tento způsob vyhodnocení je zcela nedostatečný a navíc je založen na velmi malém počtu dat. Myslím si, že pro vytvoření relevantních výsledků by bylo potřeba minimálně sestavit rovnici, která bere v úvahu mnohem více proměnných s různou výpovědní hodnotou a pomocí cyklů pak najít jejich nejvhodnější kombinaci. Takový postup byl však daleko za hranicí mých schopností.

## 5.4 Studie

Od počátku vzniku prvních přístrojových a manuálních vyšetřovacích technik pro objektivizování svalové síly vzniká celá řada nejrůznějších studií s často poměrně protichůdnými výsledky. Vznikaly jak studie obecné, zkoumající spolehlivost a přínosnost metod jako takových, tak i nepřeberné množství specificky zaměřených studií na použití různých metod měření na konkrétní sval/sv. skupinu nebo pacienty se specifickým onemocněním. Dále vznikla i celá řada studií, které porovnávaly jednotlivé metody vůči sobě.

Pro účely mé bakalářské práce jsem vybrala 10 studií, které se zaměřovaly právě na objektivní a subjektivní metody měření svalové síly. Přestože výsledky jednotlivých studií se od ostatních často v určitých částech různí a některé si dokonce protiřečí, myslím si, že poměrná část výsledků a závěrů z těchto studií potvrzuje některé mé domněnky, které jsem zmiňovala v předešlých podkapitolách, a zároveň upozorňují na další možné faktory, které mohly studii ovlivnit. Například výsledky studie č. 1 poukazují na fakt že MMT jsou výrazně méně vhodné pro určování vyšších stupňů svalové síly<sup>[23]</sup>. To potvrzují i další studie, které zjistily, že vyšší spolehlivosti MMT dosahuje, pokud síla terapeuta výrazně přesahuje sílu svalu, který vyšetřuje. A také, že pro vyšetření silnějších svalů je vhodnější terapeut

mužského pohlaví. Tento element se mohl projevit právě při vyšetření svalu m. latissimus dorsi, který byl terapeuty vyhodnocen opakovaně jako nefunkční, přesto že při měření pomocí piezo-elektrického senzoru přesáhl maximální kapacitu tedy 99N. Tento názor také naznačuje, že rozdělení na pouze dva stupně se může ukázat jako nevhodné.

Studie č. 3 naopak uznala obě metody jak MMT tak DMT jako spolehlivé, při dodržení jistých podmínek testování. Upozornila na to, že obě metody mají specifické použití a limitace. Podobných výsledků se dočkala i studie č. 6, kde korelační koeficient mezi MMT a DTM se pohyboval okolo hodnoty 0.92. Naopak studie č. 8 vykazuje podobné závěry jako studie, na kterou jsem psala mou bakalářskou práci. Kdy bylo celkem 27 pacientů vyšetřeno dvěma terapeuty. Koeficienty pro vnitřní spolehlivost byly od 0.833 do 0.957 a mezi vyšetřujícími pak 0.518 až 0.840. Zjišťuje tedy poměrně nízkou shodu mezi terapeuty.<sup>[28] [30]</sup>

Studie č. 2 naopak pouze zjišťovala spolehlivost MMT metod. Výsledky ukázaly, že spolehlivost MMT metod je poměrně nízká. Procento terapeutů, kteří hodnotili stejným stupněm, se pro 4 svalové skupiny pohybovalo od 50% do 60%<sup>[24]</sup>.

Studie č. 4 a č. 10 hodnotily spolehlivost metod DMT jako spolehlivé pokud jsou prováděny pouze jedním zkušeným testerem. Proti tomu se částečně staví studie č. 5, která naopak shledala DMT jako poměrně spolehlivou a to i pro testování více terapeutů.<sup>[32] [26] [27]</sup>

<b>Studie</b>	<b>Comparison of three methods to assess muscular strength in individuals with spinal cord injury</b>	<b>Rok</b>	1998
<b>Počet účastníků</b>	31 mužů, 7 žen 1 terapeut	<b>Věk</b>	14-63
<b>Metodika</b>	Vyšetření svalové síly horních končetin u jedinců se zraněním páteře v oblasti C5-L3. Vyšetřeno metodami MMT, myometrií a izokinetickou dynamometrií.		
<b>Výsledky</b>	Korelace MMT x myometrie: pro paraplegiky a ( $0.26 \leq r \leq 0.67$ ) a ( $0.50 \leq r \leq 0.95$ ) pro tetraplegiky. Korelace MMT x dynamometrie: pro paraplegiky a ( $0.26 \leq r \leq 0.67$ ) a ( $0.50 \leq r \leq 0.95$ ) pro tetraplegiky. Korelace dynamometrie x myometrie: ( $0.7 \leq r \leq 0.9$ ) pro paraplegiky a ( $0.57 \leq r \leq 0.96$ ) pro tetraplegiky.		
<b>Závěr</b>	MMT se ukázala nedostatečně senzitivní na vyhodnocení mírných zlepšení v průběhu rehabilitace. Její přesnost je akceptovatelná v nižších hodnotách stupnice. Objektivní metody jsou tedy silně doporučeny pro použití v klinické praxi.		

tab. 22 – Přehledová tabulka studie č.1 [23]

<b>Studie</b>	<b>Clinical Reliability of Manual Muscle Testing: Middle Trapezius and Gluteus Medius Muscles</b>	<b>Rok</b>	1987
<b>Počet účastníků</b>	110 pacientů s různými diagnózami 11 terapeutů	<b>Věk</b>	-
<b>Metodika</b>	Vyšetření svalové síly m.trapezius a m. gluteus medius pomocí MMT		
<b>Výsledky</b>	Výsledky ukázaly, že vnitřní spolehlivost pro svaly m. trapezius a m. gluteus medius byla nízká. Procento terapeutů, kteří hodnotili stejným stupně, se pro 4 svalové skupiny pohybovalo od 50% do 60%.		
<b>Závěr</b>	Závěrem je, že MMT je diskutabilní metodou pro přesné klinické vyhodnocení stavu pacienta.		

tab. 23 – Přehledová tabulka studie č.2 [24]

<b>Studie</b>	<b>Intrarater Reliability of Manual Muscle Testing and Hand-held Dynamometric Muscle Testing</b>	<b>Rok</b>	1987
<b>Počet účastníků</b>	11 pacientů, 1 terapeut	<b>Věk</b>	-
<b>Metodika</b>	Vyšetření pomocí MMT a DMT celkem 5 svalů, opakováno po dvou dnech.		
<b>Výsledky</b>	Korelační koeficienty byly vysoké a významně různé od nuly pro 4 svalové skupiny testované dynamometricky a dvě svalové skupiny testované manuálně.		
<b>Závěr</b>	Obě metody vyhodnoceny jako spolehlivé, při dodržení jistých podmínek testování. Obě metody mají specifické použití a limitace.		

tab. 24 – Přehledová tabulka studie č.3 <sup>[25]</sup>

<b>Studie</b>	<b>Test-Retest Reliability of Hand-Held Dynamometry During a Single Session of Strength Assessment</b>	<b>Rok</b>	1987
<b>Počet účastníků</b>	30 neurologických pacientů	<b>Věk</b>	-
<b>Metodika</b>	18 svalových skupin, 3x měřen každý sval ručním dynamometrem		
<b>Výsledky</b>	Vyhodnoceny korelační koeficienty a proveden ANOVA test pro opakovaná měření. Všechny korelace byly významné a jejich medián se pohyboval od 0,97 do 0,98. ANOVA ukázala významné rozdíly v hodnotách u abdukce ramene a kyčle.		
<b>Závěr</b>	DMT může být spolehlivá metoda, pokud je jedním zkušeným testerem.		

tab. 25 – Přehledová tabulka studie č.4 <sup>[26]</sup>



<b>Studie</b>	<b>Interrater Reliability of Hand-Held Dynamometry</b>	<b>Rok</b>	1987
<b>Počet účastníků</b>	30 neurologických pacientů	<b>Věk</b>	-
<b>Metodika</b>	6 svalových skupin měřeno ručním dynamometrem		
<b>Výsledky</b>	Korelační koeficienty v hodnotách 0.84 až 0.94 v hladině významnosti 0.001.		
<b>Závěr</b>	Ačkoli bylo zjištěno, že spolehlivost procedury mezi hodnotícími je pro testované skupiny svalů dobrá, výsledky t-testu naznačují, že ruční dynamometrie by měla podstoupit další zkoumání.		

tab. 26 – Přehledová tabulka studie č.5<sup>[27]</sup>

<b>Studie</b>	<b>Reliability of Hand-Held Dynamometry and Its Relationship with Manual Muscle Testing in Patients with Osteoarthritis in the Knee</b>	<b>Rok</b>	1992
<b>Počet účastníků</b>	43 pacientů	<b>Věk</b>	-
<b>Metodika</b>	Vyšetření extenze kolene pomocí MMT a DMT.		
<b>Výsledky</b>	Korelační koeficienty pro ruční měření se pohyboval okolo hodnoty 0.92. Ruční dynamometrie vykazala míru spolehlivosti, zejména pak ve vyšších stupních hodnocení.		
<b>Závěr</b>	Pro účely dokumentace postupu v léčbě pacientů je ruční dynamometrie spolehlivá a kvantitativní metoda. Její použití slabými terapeuty, slabými pacienty a při nedostatečné stabilizaci je sporné. Ruční dynamometrie je vhodné pro klinické a výzkumné účely, kde isokinetická dynamometrie není proveditelná nebo příliš nákladná.		

tab. 27 – Přehledová tabulka studie č.6<sup>[28]</sup>

<b>Studie</b>	<b>Strength post-spinal cord injury: myometer vs manual muscle test</b>	<b>Rok</b>	1996
<b>Počet účastníků</b>	88 pacientů	<b>Věk</b>	-
<b>Metodika</b>	Vyšetření flexoru lokte pomocí MMT a DMT opakovaně v průběhu dvou let. Pacienti rozřazeni do skupin podle vstupního MMT skóre. Při opakovaných měření byla vyhodnocena průměrná síla skupiny dynamometrem a přiřazeno skóre MMT.		
<b>Výsledky</b>	Průměrná nasnímaná síla jednotlivých skupin pacientů se mezi jednotlivými měřeními vždy zvyšovala. MMT skóre skupiny se však ne vždy zvýšilo a to i při nárůstu síly oproti minulému měření až o 40 procent. Nejnižší nárůst síly skupiny při zvýšení MMT skóre byl o 26 procent.		
<b>Závěr</b>	Dynamometrickou metodou byly zaznamenány změny v průběhu terapie, které MMT nedetekovala.		

tab. 28 – Přehledová tabulka studie č.7<sup>[29]</sup>

<b>Studie</b>	<b>Intrarater and Interrater Reliability of Strength Measurements of the Biceps and Deltoid Using a Hand Held Dynamometer</b>	<b>Rok</b>	1988
<b>Počet účastníků</b>	27 pacientů 2 terapeuti	<b>Věk</b>	-
<b>Metodika</b>	Tři série měření pro dvě svalové skupiny.		
<b>Výsledky</b>	Koeficienty pro vnitřní spolehlivost byly od 0.833 do 0.957, mezi vyšetřujícími pak 0.518 až 0.840. Průměrná síla byla pro oba vyšetřující významně odlišná.		
<b>Závěr</b>	Jsou potřeba další studie ke zlepšení spolehlivosti pro určování svalové síly s použitím ručních dynamometrů.		

tab. 29 – Přehledová tabulka studie č.8<sup>[30]</sup>

<b>Studie</b>	<b>Relationship between two measures of upper extremity strength: Manual muscle test compared to hand-held myometry</b>	<b>Rok</b>	1992
<b>Počet účastníků</b>	122 pacientů 2 terapeuti	<b>Věk</b>	-
<b>Metodika</b>	Proběhlo 11 měření každého pacienta se zraněním páteře ručním myometrem a MMT. První 72 hodin po zranění a poslední po dvou letech.		
<b>Výsledky</b>	Analýza dat zahrnovala spearmanovy korelační koeficienty, lineární regresi a analýzu rozptylu. 22 z 24 korelací mezi MMT a myometrií byly významné s hladinou významnosti 0,001.		
<b>Závěr</b>	Rozsah měření pomocí myometrie se jeví přesnější odpovídajícím MMT stupňům pro hodnoty méně než 4 a méně specifický pro hodnoty 4 a více. Výsledky dále ukazují, že myometrie indikuje nárůst v průběhu času, které nejsou reflektovány změnami MMT skóre.		

tab. 30 – Přehledová tabulka studie č.9<sup>[31]</sup>

<b>Studie</b>	<b>Intertester reliability of the hand-held dynamometer for wrist flexion and extension</b>	<b>Rok</b>	1989
<b>Počet účastníků</b>	20 pacienti 3 terapeuti	<b>Věk</b>	-
<b>Metodika</b>	Testování flexoru a extenzoru zápěstí. Dvě měření ručním dynamometrem break testem všemi terapeuti.		
<b>Výsledky</b>	Pearsonovy korelační koeficienty v rozsahu 0.89 do 0.95 pro vnitřní spolehlivost a 0.91 a 0.85 mezi vyšetřujícími. Analýza rozptylu ukázala signifikantní rozdíly mezi vyšetřujícími.		
<b>Závěr</b>	Závěry ANOVA analýzy ukazují na omezenou spolehlivost měření mezi vyšetřujícími.		

tab. 31 – Přehledová tabulka studie č.10<sup>[32]</sup>

## Závěr

Prvním cílem mé bakalářské práce bylo objektivizování a porovnání výsledků vyšetření svalové síly dle subjektivního vyšetření terapeuta a objektivního vyšetření pomocí senzoru měřícího sílu. Bohužel tento cíl bakalářské práce nemůžu zhodnotit jako splněný. A to z důvodů nedostatečné průkaznosti výsledných údajů. Kdy byl samotný proces vyhodnocení dat z objektivních vyšetření založen na velmi nízké počáteční shodě terapeuta při subjektivním vyšetření svalové síly. Díky čemuž jsou výsledky jen velmi málo průkazné. Dále jsem také narazila na poměrně velké množství dat se spornou výpovědní hodnotou získaných pro objektivní vyšetření.

### **Hypotéza č. 1:**

***H0:** Cohen's kappa coefficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. latissimus dorsi bude alespoň 0,61 (nadprůměrná shoda).*

***H1:** Cohen's kappa coefficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. latissimus dorsi bude méně než 0,61 (nadprůměrná shoda).*

Hypotézu č. 1 nebylo možné určit, neboť získaná data ze subjektivního vyšetření neobsahovala ani jednu pozitivní shodu mezi terapeuty jedna a dva. Data z objektivního vyšetření tak nebylo možné dále zpracovat a byla tak z dalšího postupu vyřazena.

### **Hypotéza č. 2:**

***H0:** Cohen's kappa coefficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. opponens pollicis bude alespoň 0,61 (nadprůměrná shoda).*

***H1:** Cohen's kappa coefficient objektivního a subjektivního vyšetření svalové síly pro sval m. opponens pollicis bude méně než 0,61 (nadprůměrná shoda).*

Nulová hypotéza č. 2 pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením pro oba vyšetřované svaly byla zamítnuta.

Druhým cílem mé bakalářské práce bylo zjistit vzájemný vztah mezi výsledkem subjektivního vyšetření od dvou různých terapeutů, kteří vyšetřovali nezávisle na sobě, pomocí stejného předem stanoveného postupu ve stejný den. V této části bakalářské práce kde jsem vycházela z dat nasbíraných v rámci mezinárodní studie, bych hodnotila cíl jako splněný. A to i přesto že došlo k zamítnutí nulové hypotézy č. 3, jelikož se výsledná shoda terapeutů ukázala podle Cohen's kappa coefficientu jako pouze spíše slabá.

**Hypotéza č. 3:**

***H0:** Cohen's kappa coefficient subjektivních vyšetření svalové síly mezi terapeutem jedna a dva alespoň 0,61 (nadprůměrná shoda).*

***H1:** Cohen's kappa coefficient subjektivních vyšetření svalové síly mezi terapeutem jedna a dva bude méně než 0,61 (nadprůměrná shoda).*

## Souhrn

Cílem mé bakalářské práce bylo postavit proti sobě objektivní vyšetření, které bylo provedeno pomocí moderní výpočetní techniky a subjektivní vyšetření svalové síly vyšetřované za pomoci manuálních svalových testů. A poukázat tak na výhody a nevýhody těchto metod. Dále pak ozřejmit rizika spojená s jejich využíváním.

Práce se skládá z teoretické části a praktické části. Teoretická část je věnována především obecné myologii kosterního svalu, teorii svalové síly a základním faktorům, které tuto veličinu ovlivňují, dále mechanice svalové kontrakce a základnímu představení vybraných metod používaných k vyšetřování svalové síly. Praktická část obsahuje popis metodik použitých při získání a zpracování dat, jejich shrnutí a interpretaci.

Při analýze a zpracování naměřených dat jsem našla poměrně velké množství dat s možnou sníženou výpovědní hodnotou, z nichž některé jsem byla nucena z dalšího zpracování zcela vyřadit. Díky čemuž se mi nepovedlo zcela splnit všechny cíle bakalářské práce a byla snížena celková výpovědní hodnota dosažených výsledků. Tyto nedostatky jsem následně uvedla do diskuze, kde jsem se snažila uvést možnosti jiného postupu, který by mohl pomoci tyto chyby neopakovat.

## Summary

The aim of my bachelor thesis was to build an objective examination against each other, which was done using modern computer technology and subjective examination of muscle strength examined with the help of manual muscle tests. And point out the advantages and disadvantages of these methods. Furthermore, clarify the risks associated with their use.

The thesis consists of the theoretical part and the practical part. The theoretical part is devoted mainly to the general skeletal muscle myology, the theory of muscle strength and the basic factors that influence this quantity, the mechanics of muscle contraction and the basic presentation of selected methods used to investigate muscle strength. The practical part contains a description of methodologies used in data acquisition and processing, their summary and interpretation.

When analyzing and processing the measured data, I found a relatively large amount of data with a possible reduced notice value, some of which I was forced to completely exclude from further processing. Thanks to which I did not manage to fully meet all the objectives of the bachelor thesis and the overall value of the achieved results were reduced. Subsequently, I introduced these shortcomings to a discussion, where I tried to mention the possibilities of another procedure that could not repeat these mistakes.

## Seznam použitých symbolů a zkratek

MFK	manuální fyzioterapeutická korekce
m.	musculus
n.	nervus
nm	nanometr
cm	centimetr
μm	mikrometr
Hz	hertz
kg/cm <sup>2</sup>	kilogram na centimetr čtvereční
N	newton
N/cm <sup>2</sup>	newton na centimetr čtvereční
např.	například
tzv.	takzvaný
ATP	adenosintrifosfát
Ca <sup>2</sup>	Calcium
BMI	body mass index
MMT	manuální svalový test
DMT	dynamometry muscle test



## Seznam použité literatury

1. HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0.
2. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
3. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
4. ROKYTA, Richard. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, [2016]. ISBN 978-80-7492-238-1.
5. KUČERA, Miroslav a Ivan DYLEVSKÝ. *Sportovní medicína*. Praha: Grada Pub., 1999. ISBN 8071697257.
6. KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
7. VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
8. JANDA, Vladimír. *Funkční svalový test*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-208-5.
9. DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
10. VAŘEKA, I. *Posturální stabilita II. část: Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření*. 2002. ISSN 1211-2658.
11. NEUMANN, Donald A., Elisabeth Roen KELLY, Craig L. KIEFER, Kimberly MARTENS a Claudia M. GROSZ. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. Third edition. St. Louis, Missouri: Elsevier, [2017]. ISBN 9780323287531.
12. Druhy svalové kontrakce. *Základy sportovní kineziologie* [online]. [cit. 2019-02-13]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/druhy\\_svalove\\_kontrakce.html](https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/druhy_svalove_kontrakce.html)

13. HAMILL, Joseph a Kathleen KNUTZEN. *Biomechanical basis of human movement*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams and Wilkins, c2009. ISBN 0781791286.
14. Metoda MFK. *Metoda MFK - MFK Centrum* [online]. [cit. 2019-02-13]. Dostupné z: <http://www.mfkcentrum.cz/metoda-mfk>
15. Vyšetření svalové síly – úvod do svalového testu. *Informační systém Masarykovy univerzity* [online]. [cit. 2019-02-17]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/el/1451/jaro2013/bp1150/Vysetreni\\_svalove\\_sily\\_1.pdf](https://is.muni.cz/el/1451/jaro2013/bp1150/Vysetreni_svalove_sily_1.pdf)
16. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
17. TAPANI, Fredrik, Erik SINGH, Magdalena MARKOVA, Martina KONCALOVA a Ulrika AASA. An inter-tester reliability and feasibility study of the Manual Physiotherapeutic Correction (MFK) method. *European Journal of Physiotherapy*. 2016, **19**(1), 2-7. DOI: 10.1080/21679169.2016.1228013. ISSN 2167-9169. Dostupné také z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/21679169.2016.1228013>
18. CUTHBERT, Scott C a George J GOODHEART. *On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review*. 2007, **15**(1). DOI: 10.1186/1746-1340-15-4. ISSN 1746-1340. Dostupné také z: <https://chiromt.biomedcentral.com/articles/10.1186/1746-1340-15-4>
19. HAAS, Mitchell, Robert COOPERSTEIN a David PETERSON. *Disentangling manual muscle testing and Applied Kinesiology: critique and reinterpretation of a literature review*. 2007, **15**(1). DOI: 10.1186/1746-1340-15-11. ISSN 1746-1340. Dostupné také z: <https://chiromt.biomedcentral.com/articles/10.1186/1746-1340-15-11>
20. SCHMITT, Walter H, Scott C CUTHBERT a David PETERSON. *Common errors and clinical guidelines for manual muscle testing: "the arm test" and other inaccurate procedures*. 2008, **16**(1). DOI: 10.1186/1746-1340-16-16. ISSN 1746-1340. Dostupné také z: <https://chiromt.biomedcentral.com/articles/10.1186/1746-1340-16-16>
21. COHEN, Jacob. A Coefficient of Agreement for Nominal Scales. *Educational and Psychological Measurement* [online]. 2016, **20**(1), 37-46 [cit. 2019-02-24]. DOI:

- 10.1177/001316446002000104. ISSN 0013-1644. Dostupné z:  
<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/001316446002000104>
22. SCHMIDT, Jeffrey, Jennifer IVERSON, Scott BROWN a Paul A. THOMPSON.  
Comparative reliability of the make and break tests for hip abduction  
assessment. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2013, 29(8), 648-657  
[cit. 2019-07-06]. DOI: 10.3109/09593985.2013.782518. ISSN 0959-3985.  
Dostupné z:  
<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/09593985.2013.782518>
23. NOREAU, Luc a Joëlle VACHON. Comparison of three methods to assess  
muscular strength in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* [online].  
1998, 36(10), 716-723 [cit. 2019-07-29]. DOI: 10.1038/sj.sc.3100646. ISSN 1362-  
4393. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/3100646>
24. FRESE, Ethel, Marybeth BROWN a Barbara J. NORTON. Clinical Reliability of  
Manual Muscle Testing. *Physical Therapy* [online]. 1987, 67(7), 1072-1076 [cit.  
2019-07-29]. DOI: 10.1093/ptj/67.7.1072. ISSN 0031-9023. Dostupné z:  
<https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.1093/ptj/67.7.1072>
25. WADSWORTH, Carolyn T., Ruth KRISHNAN, Mary SEAR, Jean HARROLD a David  
H. NIELSEN. Intrarater Reliability of Manual Muscle Testing and Hand-held  
Dynametric Muscle Testing. *Physical Therapy* [online]. 1987, 67(9), 1342-1347  
[cit. 2019-07-29]. DOI: 10.1093/ptj/67.9.1342. ISSN 0031-9023. Dostupné z:  
<https://academic.oup.com/ptj/article/2728236/Intrarater>
26. BOHANNON, Richard W. Test-Retest Reliability of Hand-Held Dynamometry  
During a Single Session of Strength Assessment. *Physical Therapy* [online].  
1986, 66(2), 206-209 [cit. 2019-07-29]. DOI: 10.1093/ptj/66.2.206. ISSN 0031-  
9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/2727961/Test-Retest>
27. BOHANNON, Richard W. a A. Williams ANDREWS. Interrater Reliability of Hand-  
Held Dynamometry. *Physical Therapy* [online]. 1987, 67(6), 931-933 [cit. 2019-  
07-29]. DOI: 10.1093/ptj/67.6.931. ISSN 0031-9023. Dostupné z:  
<https://academic.oup.com/ptj/article/2728217/Interrater>
28. HAYES, Karen W. a Judith FALCONER. Reliability of Hand-Held Dynamometry and  
Its Relationship with Manual Muscle Testing in Patients with Osteoarthritis in  
the Knee. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1992, 16(3),

- 145-149 [cit. 2019-07-29]. DOI: 10.2519/jospt.1992.16.3.145. ISSN 0190-6011.  
Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1992.16.3.145>
29. HERBISON, Gerald J, Zacharia ISAAC, Michelle E COHEN a John F DITUNNO.  
Strength post-spinal cord injury: myometer vs manual muscle test. *Spinal Cord* [online]. 1996, **34**(9), 543-548 [cit. 2019-07-29]. DOI: 10.1038/sc.1996.98.  
ISSN 1362-4393. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/sc199698>
30. BYL, Nancy Nies, Shannon RICHARDS a Joe ASTURIAS. Intrarater and Interrater Reliability of Strength Measurements of the Biceps and Deltoid Using a Hand Held Dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1988, **9**(12), 399-405 [cit. 2019-07-29]. DOI: 10.2519/jospt.1988.9.12.399. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1988.9.12.399>
31. SCHWARTZ, STACI et al. Relationship between two measures of upper extremity strength: Manual muscle test compared to hand-held myometry *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 73, Issue 11, 1063 – 1068
32. RHEAULT, WENDY et al. Intertester reliability of the hand-held dynamometer for wrist flexion and extension *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 70, Issue 13, 907 - 910

## Seznam obrázků a tabulek

<i>obr.1 Struktura sarcomery</i>	7
<i>obr. 2 Struktura aktinových a myozinových vláken</i>	8
<i>obr. 3 Vliv rychlosti akčních potenciálů na kontrakci</i>	13
<i>obr. 4 Vliv rychlosti koncentrické kontrakce na sílu kontrakce</i>	14
<i>obr. 5 Vliv délky sarcomery na sílu kontrakce</i>	15
<i>obr .6 Svaly ruky</i>	16
<i>obr .7 m. latissimus dorsi</i>	18
<i>obr .8 Vyšetřovací prostory</i>	28
<i>obr .9 Grafické zobrazení nameřených dat z objektivního měření</i>	33
<i>obr .10 Grafické zobrazení zkrácených dat z objektivního měření</i>	33
<i>obr .11 Grafické zobrazení rychlosti nárůstu síly</i>	34
<i>obr. 12 Histogram délky objektivního vyšetření m.opponens pollicis</i>	35
<i>obr. 13 Histogram délky objektivního vyšetření m.lattisimus dorsi</i>	35
<i>obr. 14 Ukázkové grafické zobrazení sporných dat z objektivního vyšetření</i>	37
<i>obr. 15 Grafické zobrazení ROC křivky</i>	46
<i>tab. 1 Složení výzkumného souboru</i>	27
<i>tab. 2 Výsledky vyšetření terapeutů pro m. opponens pollicis</i>	30
<i>tab. 3 Výsledky vyšetření terapeutů pro m. latissimus dorsi</i>	30
<i>tab. 4 Cohen's kappa coefficient pro a m. latissimus dorsi</i>	31, 49
<i>tab. 5 Cohen's kappa coefficient pro m. opponens pollicis</i>	31, 50
<i>tab. 6 Cohen's kappa coefficient</i>	32, 50
<i>tab. 7 Četnost výskytu sporných dat</i>	37
<i>tab. 8 Přehledová tabulka průměrných hodnot pro průměr, medián, minimálních a maximálních hodnot z měření svalu m.latissimus dorsi</i>	41
<i>tab. 9 Přehledová tabulka průměrných hodnot pro průměr, medián, minimálních a maximálních hodnot z měření svalu</i>	

<i>m. opponenc pollicis</i>	41 - 42
<i>tab. 10 ANOVA test výsledová tabulka pro data Maximální dosažené hodnoty síly</i>	43
<i>tab. 11 ANOVA test výsledová tabulka pro data Maximální dosažené hodnoty nárůstu síly</i>	43
<i>tab. 12 ANOVA test výsledová tabulka pro průmerné hodnoty nárůstu síly</i>	44
<i>tab. 13 ROC analýza křivky – Area under the ROC curve</i>	44
<i>tab. 14 – ROC analýza křivky – Youden index J</i>	45
<i>tab. 15 Cohen's kappa coefficient pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením</i>	47
<i>tab. 16 Cohen's kappa coefficient pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením</i>	47
<i>tab. 17 Cohen's kappa coefficient pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením</i>	47
<i>tab. 18 Cohen's kappa coefficient pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením</i>	47
<i>tab. 19 Cohen's kappa coefficient pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením</i>	47, 49
<i>tab. 20 Cohen's kappa coefficient pro shodu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením</i>	47
<i>tab. 21 – Cohen's kappa coefficient celkově pro subjektivní vyšetření</i>	50
<i>tab. 22 – 31 Přehledová tabulka studie č.1 - 10</i>	57 - 61