

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Lenka Juřicová

**Svalový test: historie až současnost.**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Olomouc 2012

# ANOTACE

## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

### Název práce v ČJ:

Svalový test: Historie až současnost.

### Název práce v AJ:

Muscle test: history to the present.

**Datum zadání:** 2011-10-27

**Datum odevzdání:** 2012-05-04

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Lenka Juřicová

**Vedoucí práce:** Mgr. Jana Tomsová

**Oponent práce:** MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

### Abstrakt v ČJ:

Cílem této práce je zobrazit vývoj hodnocení svalové síly od historie až po současnost. Shrnout nejenom anatomické, ale také ostatní faktory, které ovlivňují svalovou sílu. Přiblížit principy a odlišnosti jednotlivých nejvýznamnějších autorů svalového testu (MMT) a následně porovnat výhody a nevýhody subjektivní hodnocení oproti objektivním dynamometrům.

### Abstrakt v AJ:

The intention of this thesis is to show the evolution of evaluating the muscle strength from the very beginning to nowadays views. To summarise anatomic and all other aspects which influent the muscle strength. To approach principles and differences between each authors who describe the MMT and afterwards compare them - compare the advantages and disadvantages of the subjective evaluation and objective dynamometers.

**Klíčová slova v ČJ:** historický vývoj, svalová síla, svalový test, spolehlivost svalového testu, dynamometr

**Klíčová slova v AJ:** historical development, muscle strength, muscle test, reliability of muscle test, dynamometr

**Rozsah:** 63 s., 3 příl.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením  
Mgr. Jany Tomsové a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. dubna 2012

.....

podpis

Chtěla bych velmi poděkovat Mgr. Janě Tomsové za cenné připomínky a rady, které mi svým odborným vedením poskytla, a tím mi umožnila realizaci této bakalářské práce.

# OBSAH

ÚVOD .....	6
1 SVALOVÁ SÍLA .....	7
1.1 Faktory ovlivňující svalovou sílu .....	8
1.1.1 Anatomický průřez svalu.....	9
1.1.2 Fyziologický průřez svalu .....	12
1.1.3 Svalová textura.....	12
1.1.4 Motorická jednotka.....	13
1.1.5 Vliv frekvence akčních potenciálů na velikost síly.....	16
1.1.6 Vliv výchozí délky svalu na sílu .....	18
2 TESTOVÁNÍ SVALOVÉ SÍLY V HISTORICKÉM KONTEXTU .....	21
3 SOUČASNÉ HODNOCENÍ SVALOVÉ SÍLY .....	25
3.1 Manual Muscle Testing (MMT) dle Kendall et al. ....	27
3.2 Svalový test dle profesora Jandy .....	30
3.3 Medical Research Council (MRC) .....	32
3.4 Manual Muscle Testing dle Daniels & Worthingham.....	33
3.5 Dynamometrie .....	34
4 DISKUZE .....	37
ZÁVĚR .....	45
LITERATURA A PRAMENY .....	47
SEZNAM ZKRATEK .....	55
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	57
SEZNAM PŘÍLOH.....	58
PŘÍLOHY .....	59

# ÚVOD

Před tvorbou této práce jsem si pro vyhledávání formulovala tato klíčová slova: historický vývoj, svalová síla, svalový test, spolehlivost svalového testu a dynamometr. Na základě jejich anglického překladu jsem provedla rešerši, v období od prosince 2011 do dubna 2012, v databázích EBSCO, MEDLINE, ProQuest, Nursing & Allied Health Source a PubMed. K získání dalších odborných článků jsem také použila vyhledávač GOOGLE scholar. Většina použitelných zdrojů v jednotlivých databázích byla nalezena v anglickém jazyce.

Síla, jako projev statečnosti a tělesné zdatnosti, přitahovala pozornost lidstva již mnoho let před naším letopočtem. Odjakživa zrcadlila míru našeho zdraví, a tím nám umožňovala pohyb a práci. Již samotná velikost síly stisku při podání rukou nám o druhém člověku hodně vypovídá. V první části své bakalářské práce přibližuji čtenářům různorodost síly, jejíž velikost závisí na mnoha faktorech. Svalová síla každého z nás je ojedinělá a charakteristická. Vedle anatomie svalu se na její výsledné hodnotě podílí mnoho dalších činitelů. Mezi ty neovlivnitelné patří např. genetická predispozice, etnická rasa, věk, pohlaví a v neposlední řadě také nemoc. I my sami se snažíme sílu ovlivňovat např. tréninkem. V druhé kapitole předkládám poznatky o samotném historickém vývoji hodnocení svalové síly a o počátcích vzniku samostatného konceptu svalového testu. Od dob jeho vzniku, který je spojen se jménem Dr. Loweta, prodělal koncept hodně změn, ale základní principy zůstaly stejné. Mezi další významné osobnosti, které se problematikou testování svalů zabývali, patří terapeutka Kendall, Danielsová s Worthinghamovou a u nás profesor Janda. Používání svalového testu v klinické praxi má jak své výhody, tak na druhé straně je také v mnohém kritizován obzvláště kvůli jeho subjektivitě. Postupným zjištěním jak pozitiv tak negativ byla snaha objektivizovat hodnocení, a to přispělo ke vzniku dynamometrů. Svou pozornost jsem tedy zaměřila nejenom na charakteristiku svalového testu jednotlivých autorů, ale také na dynamometrii. Cílem mé práce je proto charakterizovat vybrané koncepty a přiblížit výhody a nevýhody v porovnání s dynamometrií. Odpovědět na otázku, zda je i v moderně přetechizovaném 21. století svalový test užitečný a respektive, v čem je nezastupitelný.

# 1 SVALOVÁ SÍLA

Svalová síla, která je v lineárním vztahu k počtu a absolutní velikosti svalových vláken, narůstá během prvních 20 let našeho života, poté v takové úrovni zůstává 5 nebo 10 let a následně postupně ve zbytku života klesá. U mužů se svalová síla rapidně zvyšuje od 2. do 19. roku života ve stejné míře jako hmotnost. Hlavní růstový spurt je tedy mezi 12. - 15. rokem, a poté dochází ke zpomalení a ustálení do 30 let života. S narůstajícím věkem však svalová síla klesá. U žen síla narůstá od 9 do 19 let, s růstovým spurtem mezi 10. - 11. rokem, a poté je průběh totožný jako u mužů (Daniels, Worthingham, 1972, s. 5; Máčková, Máček in Máček, Radvanský, 2011, s. 151 - 152). Excentrická kontrakce, hrající důležitou funkční roli pro běžné aktivity poskytnutím stabilizační a zbrzdňovací síly, je nejspíše méně poznamenaná věkem než koncentrická kontrakce. Se vzrůstajícím věkem dochází ke změnám v pasivních komponentách, ty se zvětšují. Změny spojovací tkáně by mohly být zodpovědné za zvýšený odpor během protahování při excentrické kontrakci. Síla během koncentrické kontrakce začíná upadat ve čtvrté dekádě života spíše než v dříve udávané páté. Excentrická síla se oproti tomu snižuje později a její úpadek je dříve u mužů než u žen (Lindle et al. 1997, s. 1581). Podle Johnston et al. pokračuje ubývání svalové hmoty po čtvrté dekádě rychlostí 0,5 - 1% ročně (Johnston, Lisio, Parise, 2008, s. 192)

Hlavním příčinou poklesu svalové síly u starších lidí je sarkopenie, ztráta svalové hmoty (Newman et al., 2003, s. 323). S tím se snižuje kvalita koordinace pohybů i rychlost svalové kontrakce současně se zvýšením výdeje energie obzvláště při složitých pohybových vzorech. Dochází ke změně počtu svalových vláken, kterých ubývá a to zejména bílých rychlých (II b) až o 26%, ale jejich velikost se nemění. Volná místa po nich můžou být obsazena červenými pomalými vlákny, jejichž počet je naopak relativně zvýšený. K poklesu obou typů vláken dochází od 65 let a v 80 letech může ztráta představovat až 40%. Současně se snižuje i počet kapilár až o 50% (Máček in Máček, Radvanský, 2011, s. 142 - 143).

Nejenom velikost svalu, ale také celková konstituce, má blízky vztah k produkované síle. Z toho plyne, že vyšší nebo obézní lidé mají sklon být silnější

než menší nebo hubenější. U starších obézních lidí je tomu naopak, mění se proporcionální složení ve prospěch tuku, a proto jsou slabší. Health ABC studie analyzuje svalovou hmotu, kvalitu a sílu ve vztahu k věku, rase a tělesnému schématu. Ze studie vyplývá, že muži jsou silnější než ženy a také v rámci rasy ukazuje, že černá rasa je silnější oproti bílé (Newman et al., 2003, s. 323 - 327). S tím se ztotožňují i Máčková a Máček, kteří uvádí, že statická síla horních končetin u žen představuje 56% a u dolních končetin 70% statické síly mužů a dynamická síla žen je asi o 30% menší než u mužů (Máčková, Máček in Máček, Radvanský, 2011, s. 153). Genetické faktory vysvětlují 81% rozdílů ve výšce a 50 - 60% ve svalové síle (Silventoinen et al., 2008, s. 341).

## 1.1 Faktory ovlivňující svalovou sílu

Svalová síla charakterizuje svalový stah. Je rovna maximální hmotnosti, kterou je schopen sval udržet v rovnováze proti gravitaci (Rokyta et al., 2000, s. 254).

Maximální síla, vyvinutá během kontrakce, dosahuje 30 - 40 N/cm<sup>2</sup> příčného průřezu svalem (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 108). Svaly se upínají na kosti, které se uplatňují jako páky, díky kterým se jednodimenzionální síla, vzniklá při kontrakci, diverzifikuje do trojrozměrných pohybů všech částí těla. Svalová síla je v klinické praxi hodnocena pomocí svalového testu nebo měřena dynamometry a udává se v jednotce kg/cm<sup>2</sup> (Dylevský, 2009, s. 214 - 215; Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 108 - 109; Rokyta et al., 2000, s. 254).

Výsledná svalová síla závisí na:

- anatomickém průřezu svalu,
- fyziologickém průřezu svalu,
- svalové textuře,
- velikosti a typu motorické jednotky,
- výstupní frekvenci akčních potenciálů daného motoneuronu,
- výchozí délce svalu (Dylevský, 2009, s. 215 - 216).

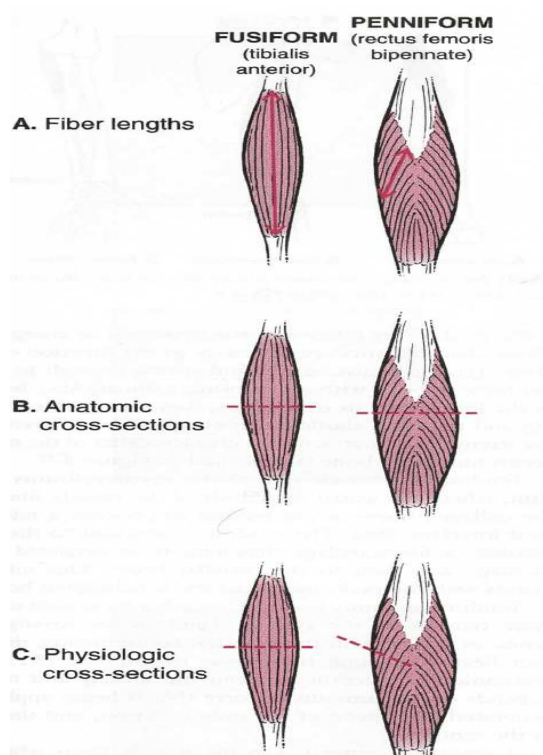


Z tohoto výčtu parametrů, které určují svalovou sílu, je patrné, že přesnost nebo vyšetření svalové síly je velmi složité (Dylevský, 2009, s. 216).

### 1.1.1 Anatomický průřez svalu

Jedná se o příčný průřez, znázorněný na obrázku č. 1, jehož rovina je kolmá k podélné ose svalu (Hamil, Knutzen, 2003, s. 67). Anatomickou jednotkou kosterního svalu je svalové vlákno, které je stavebním kamenem svalového systému v podobném významu jako neuron v nervovém systému (Ganong, 2005, s. 67). Svalové vlákno představuje mnohjaderný útvar (syncytium), válcového tvaru o průměru od 10  $\mu\text{m}$  do 100  $\mu\text{m}$  a délce až 20 cm, obsahující až několik tisíc myofibril (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 91).

Obr. 1. Anatomický a fyziologický průřez svalu (Hamill, Knutzen, 2003, s. 67)



Na povrchu svalového vlákna nacházíme sarkolemu, 7,5 nm silnou buněčnou membránu, která je na svém povrchu kryta tenkou vrstvou polysacharidů s převahou kolagenových vláken, které přecházejí do endomyzia, sítě kolagenních vláken

oddělujících jednotlivá svalová vlákna mezi sebou. Ta postupně přechází na perimyzium a epimyzium formující na obou koncích svalu šlachový úpon. Endomyzium se uplatňuje jako mechanický stabilizátor a také rozkládá napětí vzniklé svalovou kontrakcí do celé délky sarkomery (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 91 - 92; Enoka, 2008, s. 205).

Určitý počet vláken je obklopen zřetelnou vrstvou vaziva a výsledkem je primární snopeček svalový, typický pro malé svaly. Ve větších svalech jsou tyto snopečky spojovány do sekundárních snopců, ty se můžou také sdružovat do snopců vyšších řádů. Celý povrch svalu je obalen fascií (Čihák, 2008, s. 321). Výživu vláken zajišťují kapiláry probíhající v endomyziu (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 91 - 92).

Pro sarkolemu jsou dále charakteristické vchlípeniny do nitra vlákna, které se označují jako transverzální tubuly (T-tubuly), jež jsou kolmé vzhledem k probíhajícímu sarkoplazmatickému retikulu (Dylevský, 2009, s. 206 - 207; Enoka, 2008, s. 205 - 207).

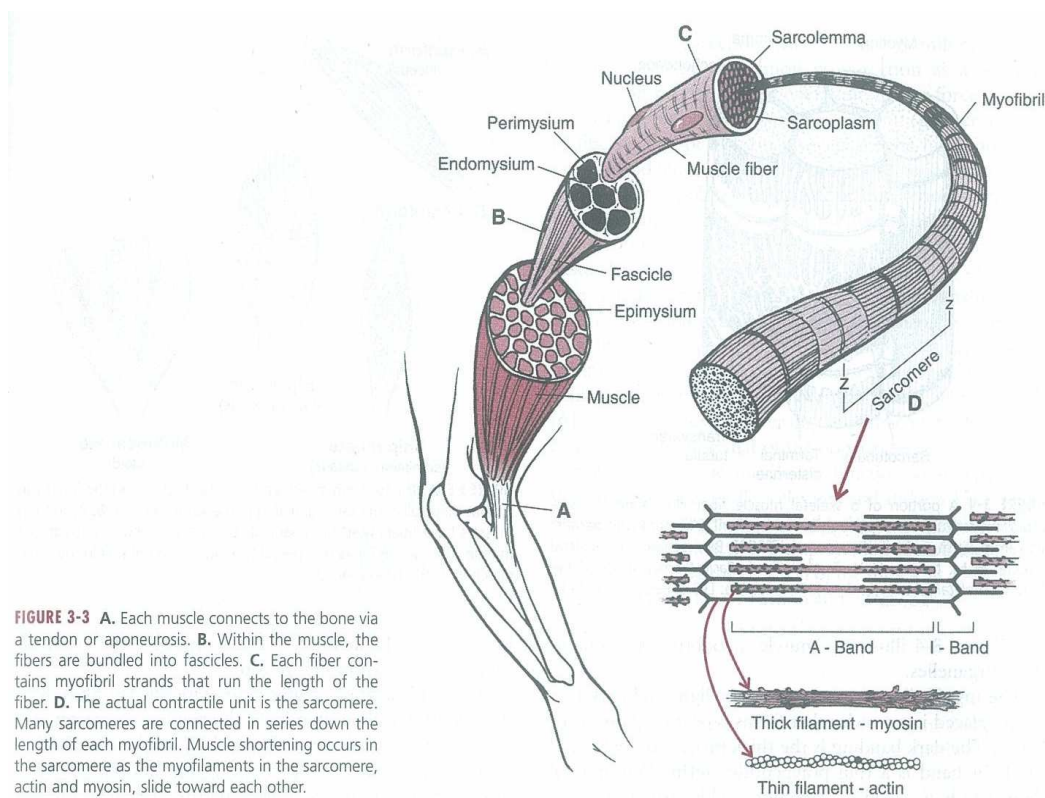
Nitro svalového vlákna obsahuje cytoplazmu (sarkoplazma). Ta je tvořena kromě desítek jader, mitochondrií (sarkozomy), ribozomy, bílkovinami a dalšími strukturami jako jsou myofibrily. Dále se zde nachází glykogen a další proteiny, kapičky mastných kyselin, enzymy a myoglobin (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 93 - 94). Okolí myofibril obklopuje paralelně umístěné sarkoplazmatické retikulum, které skladuje vápenaté ionty nutné pro svalovou činnost a rovněž přechází ve specifických místech do terminálních cisteren (Bartůňková, 2007, s. 172; Enoka, 2008, s. 205, 207).

Vlastním kontraktilem aparát svalu jsou myofibrily, členěné na pravidelné úseky sarkomery, jež jsou základními strukturálními a funkčními jednotkami. Sarkomera je na každém z obou konců ohraničena Z-disky, ve kterých jsou kolmo ukotvena aktinová filamenta. Rovnoběžně s aktinovými vlákny se nachází myozinová filamenta, přecházející přes střed sarkomery k němuž jsou fixována bílkovinou, která tvoří jemnou M-linii (Rokyta et al., 2000, s. 244 - 245). Mezi aktinovými a myozinovými filamenty dochází k částečnému překrytí, ve kterém se střídají izotropní (I) a anizotropní (A) proužky. Izotropní proužek je místo s výskytem jen aktinových vláken a uprostřed předělený Z-linií. V anizotropním proužku se překrývají jak aktinová tak myozinová vlákna a jeho vnitřní část H-zóna jen s myozinovými vlákny (Trojan et al., 2003, s. 92). Stavba svalu je znázorněna na obrázku č. 2.

Kromě kontraktilních bílkovin se také uplatňují bílkoviny titin a nebulin, které zodpovídají za pružnost sarkomery, a tedy schopnost svalu vrátit se do původní délky (Dylevský, 2009, s. 207 - 208).

*Myozinové filamentum* se skládá asi z 200 molekul myozinu II. Molekula se skládá ze šesti polypeptidových řetězců, dva jsou těžké a zbytek řetězců je lehkých. Na jedné straně jsou těžké řetězce obtočené a tvoří šroubovici neboli chvost, a na straně druhé vytváří dvě hlavy myozinu, nesoucí ATPázovou aktivitu, a tím zajišťují energii pro svalový stah. Lehké řetězce jsou přichyceny k hlavám. Díky krčku myozinu jsou hlavy ve styku se sousedícími aktinovými vlákny a pomocí dvou ohybů krčku umožňují kontrakci svalu. *Aktinové filamentum* tvoří komplex aktinu, tropomyozinu a troponinu. Aktin je dvojšroubovice, která je tvořená aktivními místy, krytými dvojšroubovicí tropomyozinu. Třetí bílkovinou komplexu je troponin, který zajišťuje spojení mezi aktinem a tropomyozinem a po navázání  $Ca^{2+}$  iontů aktivaci celého komplexu. To je umožněno odkrytím aktivních míst aktinu, a tím následně dovoluje hlavám myozinu vytvářet můstky (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 95 - 96; Rokyta et al., 2000, s. 92 - 95).

Obr. 2. Stavba svalu (Hamill, Knutzen, 2003, s. 65)



**FIGURE 3-3** A. Each muscle connects to the bone via a tendon or aponeurosis. B. Within the muscle, the fibers are bundled into fascicles. C. Each fiber contains myofibril strands that run the length of the fiber. D. The actual contractile unit is the sarcomere. Many sarcomeres are connected in series down the length of each myofibril. Muscle shortening occurs in the sarcomere as the myofilaments in the sarcomere, actin and myosin, slide toward each other.

### 1.1.2 Fyziologický průřez svalu

Plocha, která odpovídá součtu všech příčných průřezů svalových vláken daného svalu a je kolmá ke směru probíhajících vláken, se označuje termínem fyziologický průřez svalu (Čihák, 2008, s. 325; Dylevský, 2009, s. 215; Hamil, Knutzen, 2003, s. 67).

V současné době se k měření fyziologického průřezu používá CT a Nukleární magnetická rezonance (MMR). Tyto techniky jsou však velmi obtížné a finančně náročné. K snadnému výpočtu tedy používáme Weberův vzorec fyziologického průřezu (WVFP). Výsledek získáme vzájemným podílem mezi hmotností svalu a střední délkou svalu ( $WVFP = W/L$ ) (Dylevský, 2009, s. 215).

Čihák popisuje, že fyziologický průřez svalu odpovídá ploše skutečného anatomického průřezu jen u svalů s podélnými vlákny. Svaly se šikmými snopci, jež jsou označovány jako zpeřené svaly, mají fyziologický průřez vždy větší, protože jejich svalové břicho zahrnuje větší počet šikmo probíhajících krátkých vláken než ve stejně velkém břichu složeném z paralelních snopců, kterých je méně, ale zároveň jsou delší (Čihák, 2008, s. 323, 325).

### 1.1.3 Svalová textura

Podle orientace snopců vedoucích od začáteční (origo) k úponové šlaše (insertio) rozlišujeme podélné, šikmé nebo radiální snopce. Takovému specifickému uspořádání svalových vláken každého svalu říkáme svalová textura. Probíhající svalová vlákna svírají úhel se šlachou, a tím mají určitý vliv nejenom na velikost svalové síly, ale i na rychlost, jíž se sval kontrahuje. Obvykle platí, že sval se při kontrakci zkrátí za současného ztluštění o 30 - 40% své délky (Čihák, 2008, s. 323).

U svalů s podélným uspořádáním vláken a fasciкул, probíhajících ve stejné linii jako směr působení celého svalu, dochází při zkrácení jeho délky k produkci menší síly, ale k větší délce zdvihu. Této kontrakce se totiž zúčastnilo méně svalových vláken. Proto se tyto svaly obvykle upínají dále od osy kloubu. Tyto svaly jsou delší než zpeřené a jejich svalové vlákna jsou současně delší než jejich úponová šlacha.

Důsledkem těchto vlastností je větší zkrácení, které může být 30 - 50%, a také rychlejší pohyb. Jako příklad výše popsaného můžu uvést m. tibialis anterior, m. sartorius, m. brachialis a m. biceps brachii (Hamill, Knutzen, 2003, s. 66). Oproti tomu pro zpeřené svaly je charakteristické, že mají obvykle větší sílu, ale současně menší délku zdvihu. Mezi zástupce takových svalů patří například: m. flexor pollicis longus, m. tibialis posterior, m. semimembranosus, m. vastus medialis a lateralis, m. rectus femoris a m. gluteus maximus (Čihák, 2008, s. 323; Hamill, Knutzen, 2003, s. 66 - 67; Dylevský, 2009, s. 214).

#### **1.1.4 Motorická jednotka**

Axony motoneuronu vycházejících z předních rohů míšních inervují současně několik svalových vláken, rozptýlených v celém svalu, a vytváří dohromady motorickou jednotku (MJ). Na podráždění jediného motoneuronu reagují tedy všechna svalová vlákna, která jsou inervovaná jedním neuronem (Ganong, 2005, s. 77). V míše se takový motoneuron spojuje dendrity s neuronální sítí, a tím se dostává do kontaktu s drahami, kterými přichází signály, ovlivňující jeho dráždivost, jak z centra, tak i z periferních oblastí (Véle, 2006, s. 25 - 26).

Velikost motorické jednotky, která souvisí s počtem inervovaných vláken, je závislá převážně na přesnosti pohybu určitého svalu a taky síle, ke které je každý konkrétní sval předurčen. Platí tedy, že menší motorická jednotka inervuje takové svaly, které musí reagovat rychle a jejichž řízení musí být precizní. Oproti tomu velké svaly jsou řízeny motorickými jednotkami, které inervují stovky svalových vláken (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 101).

Podle Dylevského je sval složen z vláken lišících se řadou mikroskopických, histochemických a fyziologických vlastností a podle těchto kritérií rozeznáváme čtyři typy svalových vláken oproti Kuriščákovi, který rozlišuje jen 3 typy vláken (Dylevský, 2007, s. 164 - 165; Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 101 - 103).

I když je typ svalových vláken předurčen geneticky, je možné díky určité pohybové aktivitě způsobit diferenciaci svalových vláken, která jsou odolná vůči únavě a zajišťují vytrvalostní a statické znaky pohybu. Vedle toho rychlostní a silové parametry pohybu zůstávají podmíněné z velké části genotypem. Dle Dylevského byly

u mužů a žen odhaleny difference v zastoupení tzv. pomalých a rychlých červených vláken (Dylevský, 2007, s. 165 - 166).

Pomalá červená vlákna, *typu I.*, jsou relativně tenká s delší latencí a trváním mechanické odpovědi na jeden akční potenciál. Tato tonická vlákna nemají schopnost produkovat velkou sílu, ale dokáží udržet relativně dlouhou dobu poměrně malé napětí bez energetického vyčerpání, jež je dáno závislostí takových svalů na oxidativním metabolismu s nepřetržitou obnovou ATP. Vlákna jsou obklopena bohatou sítí kapilár s dostatečnou dodávkou kyslíku a jejich sarkoplazma bohatá na mitochondrie a myoglobin, podmiňující jejich barvu, ale na úkor menšího zastoupení kontraktilních filament (Dylevský, 2007, s. 164 - 165; Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 102 - 103).

Bílá rychlá vlákna, *typu II.*, odpovídají na akční potenciál větší silou s kratším trváním a latencí než předchozí typ vláken. Za větší sílu při současné rychlé kontrakci je zodpovědné jiné uspořádání myozinu (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 102 - 103). U mužského pohlaví byla sledována převaha těchto svalových vláken, respektive vláken silnějších, s vyšším zastoupením anaerobních enzymů, ale současně s rychlejším sklonem k únavě. Se zvyšujícím věkem přibývá vytrvalostní složky pohybových dovedností. Existují záznamy o vzrůstajícím podílu vytrvalostních vláken ve svalu po 25. roku života. Podíl je vyjádřený až o 5% na 5 let věku. Otázkou však zůstává, zda se tyto údaje týkají celého svalového systému, nebo pouze některých konkrétních svalů (Dylevský, 2007, s. 165). Z hlediska odolnosti svalových vláken k únavě je dělíme ještě na dva typy.

Typ *II.a* neboli rychlá červená vlákna mají větší objem, který je tvořen z více myofibril a menším počtem mitochondrií a kapilár než vlákna typu I. Tyto vlákna se nazývají také fázická vlákna a jsou uzpůsobena k rychlým krátkodobě trvajícím kontrakcím ale s velkou silou a velkou odolností k únavě.

Typ *II.b* jsou rychlá bílá vlákna rovněž s velkým objemem, ale menším množstvím kapilár než předchozí. Podle Kuriščáka využívají anaerobní metabolismus ke kontrakci v důsledku nedostatečného množství kyslíku. Glykolýzou přítomných velkých zásob glykogenu je získáváno ATP. Problémem však je rychlé vyčerpání glykogenu s přeměnou na laktát. Tato vlákna jsou proto málo odolná proti únavě. Rychlá kontrakce, jež je provedena maximální silou, je projevem značně vyvinutého sarkoplazmatického retikula s vysokým obsahem iontů vápníka a hořčíku (Dylevský,

2007, s. 164 - 165; Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 102 - 103).

Dylevský ještě popisuje přechodná vlákna *III. typu*, které představují vývojově nediferenciovanou populaci vláken (Dylevský, 2007, s. 164 - 165).

Motorická jednotka pracuje kvantovým způsobem dle zákona „vše nebo nic“ a kvantum mechanické energie, které se uvolní, je za normálních podmínek vždy stejné (Véle, 2006, s. 26). Když při aktivaci („vše“) dochází ke kontrakci, synchronnímu záškubu všech svalových vláken jedné motorické jednotky. Dochází k depolarizaci buněčné membrány svalového vlákna, vzniká akční potenciál (AP) a katabolickým procesem se energie odevzdává pro šíření vzniklého vzruchu. Poté následuje repolarizace, při které dochází k účelnému načerpání energie motoneuronem s cílem přípravy pro další vzruch. Po skončení záškubu nastává dekontrakce („nic“), toho je docíleno chemickým procesem uvnitř stažených vláken, kdy se dosáhne určité hladiny „relaxačního faktoru“ a svalové vlákno se dostává do své počáteční délky. Dekontrakce přechází v relaxační fázi, během tohoto procesu dochází k anabolickému procesu s obnovou energie. Klidový stav neboli relaxace je počátečním stavem před příchodem vzruchu i konečným stavem po zkončení záškubu (Véle, 2006, s. 27 - 29).

Síla, kterou sval vyvíjí během kontrakce, závisí na množství aktivovaných motoneuronů a na frekvenci palby akčních potenciálů. Při činnosti svalu se uplatňuje Adrian-Bronckův zákon z roku 1929, který popisuje aktivaci jednotlivých motorických jednotek asynchronně postupným náborem motorických jednotek v lineární závislosti na vyvíjeném úsilí. Vzájemná činnost motorických jednotek je asynchronní, protože jednotlivé MJ mají svůj vlastní rytmus výbojů. Zvyšování úsilí probíhá níže popsanou prostorovou sumací. Asynchronní aktivitou MJ nelze dosáhnout maximální možné síly, ale je zodpovědná za plynulý nárůst vyvíjené síly. Opakem je synchronní aktivace všech neuronů, při které se dosahuje maximální síly. Ke krátkodobému zvýšení síly, jehož důsledkem je stoupající únava, se používá „časová sumace“. Pokud požadujeme krátkodobě velkou sílu, začnou se jednotlivé výboje synchronizovat, za cenu poklesu plynulosti kontrakce až objevení sakadovaného pohybu. Synchronizace se objevuje za fyziologických situací krátce na konci maximálního úsilí. Ani za takové situace nedochází k aktivaci všech motorických jednotek (Véle, 2006, s. 46 - 47, Adrian, Bronk in Enoka, 2008, s. 216).

Nábor počtu aktivních motorických jednotek nebo-li rekrutment závisí převážně

na velikosti svalové síly, která je požadovaná. Rekrutment probíhá ve fixovaném pořadí. U nižší úrovně kontrakce jsou přednostně vybírána vlákna pomalého tonického typu, řízená malými alfa motoneurony. Naopak pokud je potřeba větší síly kontrakce, jsou rekrutována i fázická vlákna, řízená velkými alfa motoneurony. S ohledem k zvětšující se výsledné síle stahu je rekrutment řízen od nejmenších motoneuronů až po ty největší. Tohoto principu je užíváno k zamezení únavy jak svalů tak neuronů. Rekrutment MJ je předurčen spinálními mechanismy a není tedy potřeba k jeho řízení informace z vyšších center, což ulevuje mozku ve prospěch účasti na řízení detailnosti pohybu (Henneman in Enoka, 2008, s. 223 - 224, Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 102 - 103). Z toho vyplývá, že MJ není možné aktivovat selektivně. Derekrutment MJ probíhá také v přesně daném pořadí v závislosti na snižující se síle (Enoka, 2008, s. 223 - 224).

Pro dosažení požadované síly kontrakce je základním mechanickým prvkem svalový záškub neboli trhnutí. Pomocí časoprostorové aktivace jednotlivých záškubů sval dosahuje žádané síly a dynamiky kontrakce. Záškub představuje mechanickou odpověď jedné motorické jednotky a jeho síla je závislá na velikosti motorické jednotky, typu vláken, ale také na frekvenci akčních potenciálů motoneuronu (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 103, 105).

### **1.1.5 Vliv frekvence akčních potenciálů na velikost síly**

Funkční spojení svalového vlákna a axonu vycházejícího z míšního motoneuronu se nazývá nervosvalová ploténka. Tato modifikovaná synapse ve své presynaptické části ploténky hromadí váčky, s mediátorem acetylcholinem, které se otevírají a vyplavují svůj obsah do synaptické štěrbině na základě průchodu akčního potenciálu axonu. Klidový potenciál kosterního svalu je výsledkem aktivně udržované nerovnováhy iontů na membráně a má hodnotu přibližně  $-80$  až  $-90$  mV. Akční potenciál dosahuje hodnoty  $+20$  až  $+30$  mV a trvá přibližně 10 ms. Kromě váček se v tzv. aktivní zóně nachází i mitochondrie, produkující ATP pro synaptické váčky (Latash, 1998, s. 27 - 28; Rokyta et al., 2000, s. 250 - 252).

Pokud se jedná o malou sílu kontrakce, je pro ni typická frekvence 5 - 10 akčních potenciálů za sekundu oproti maximální síle, kdy se frekvence může blížit až ke 120



Hz. S narůstající frekvencí akčních potenciálů se izolované svalové záškuby k sobě přibližují až nakonec splývají. Síla záškubu se při takové frekvenci nestačí vrátit k nule, a proto každé následující trhnutí nasedá na předešlý záškub, a tím roste síla kontrakce. Důvodem je postupně narůstající koncentrace vápníku, který se nestačí znovu přesunout do zásobáren. Tomuto popsanému mechanismu říkáme *časová sumace*, která je základem regulace svalové síly kontrakce. Kromě předchozí popsané sumace je svalová kontrakce také řízená *prostorovou sumací*. Při ní dochází k sečtení síly různých motorických jednotek téhož svalu za podmínky jejich časově blízké aktivace. Podle žádané velikosti síly jsou nejprve aktivované pouze malé motorické jednotky a se zvyšující silou i další větší motorické jednotky (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 105).

Přirozená kontrakce svalu je popisovaná jako tetanický stah. Situaci, kdy síla stahu mezi jednotlivými akčními potenciály neklesá, impulsy přicházejí během vzestupné fáze kontrakce a dochází k sumaci, označujeme jako hladký tetanus. Pokud podnět přichází v sestupné fázi záškubu, nastává superpozice a vzniká vlnitý tetanus. V takovém případě naopak síla poklesává. Síla stahu během hladkého tetanu přestává růst v okamžiku dosažení efektivní koncentrace vápníku v sarkomeře a dosahuje síly až čtyřnásobně větší než u izolovaného záškubu (Trojan et al., 2003, s. 101; Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 103 - 105).

Vazba acetylcholinu na receptor v postsynaptické membráně vyvolá otevření kanálů pro sodíkové ionty, které vtékají dovnitř sarkoplazmy, a tím vzniká akční potenciál (AP) sarkomery a dochází k depolarizaci membrány. AP je šířen po celé sarkolemě a díky T-tubulům se dostává i do hlubších částí svalové buňky, kde se aktivují cisterny sarkoplazmatického retikula. Po jejich aktivaci se přesunou vápenaté ionty do sarkoplazmy a umožňují kontrakci pomocí vazby s troponinem. Vápenaté ionty jsou po určité době zpětně pumpovány k uskladnění do sarkoplazmatického retikula, kde čekají na působení dalšího akčního potenciálu. Po depolarizaci nastává repolarizace charakteristická otevíráním draselných kanálků a prouděním  $K^+$  iontů ven z buňky. Jakmile dojde k přenosu impulsu, acetylcholin se vyváže z receptoru a následně je enzymem acetylcholin esterázy odbouráván ze štěrbin (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 96 - 100 ; Rokyta et al., 2000, s. 252 - 254; Ganong, 2005, s. 70 - 72).

Svalová kontrakce je přímo závislá na spotřebě ATP, která slouží z největší části k pohybu aktinových a myozinových filament a je nezbytná také k pumpování iontů vápníku do sarkoplazmatického retikula, extracelulárního prostoru a k udržení rovnovážných potenciálů sodíkových i draslíkových iontů. Zdrojem ATP pro trvalou činnost svalu je aerobní oxidativní fosforylace. Množství ATP ve svalu je poměrně malé a bývá doplněno reakcí ADP s kreatinfosfátem, který se současně defosforyluje. Obsah kreatinfosfátu je však malý, a proto se jeho hladina doplňuje odbouráváním volných mastných kyselin z krve. Důležitějším zdrojem pro sval obzvláště při krátkodobých výkonech je glukóza a k využívání glykogenu dochází až při extrémních nárocích. 40 - 50% energie využívají sarkomery pro svalovou kontrakci (Trojan et al., 2003, s. 103).

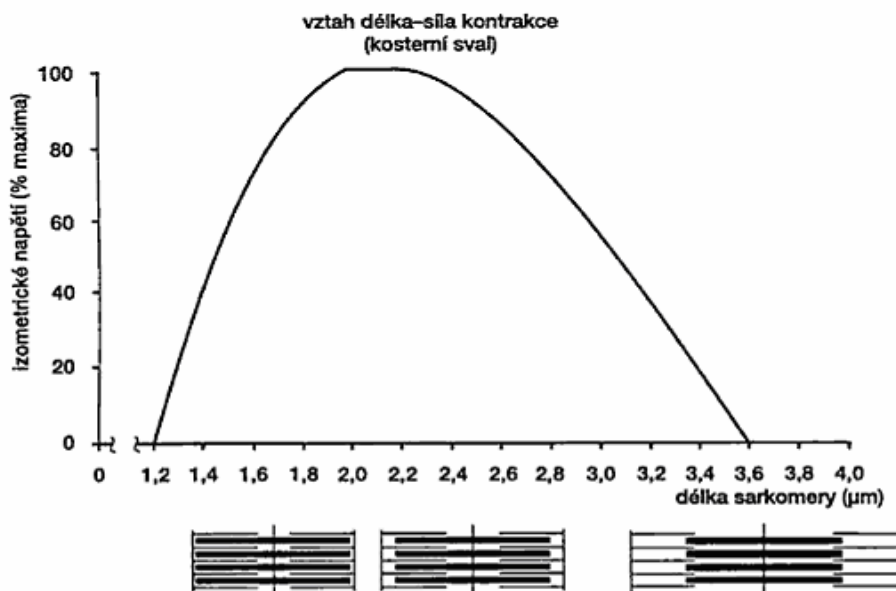
### **1.1.6 Vliv výchozí délky svalu na sílu**

Aktuální síla kontrakce svalového vlákna závisí na počtu vytvořených aktin-myozinových můstků. Množství můstků je dáno mírou zasunutí aktinových a myozinových filament podle skluzného modelu, který prezentoval A. F. Huxley (Hamill, Knutzen, 2003, s. 77). Výchozí délka sarkomery tedy ovlivňuje počet aktin-myozinových můstků. Při extrémním protažení sarkomery se vytváří málo můstků, protože se filamenta od sebe vzdalují, a výsledná síla se blíží k nule. V opačném případě, kdy je menší výchozí délka a vytvořené můstky, dochází ke generaci síly s největším působením na ostatní části svalového vlákna. Taková síla je největší při velikosti sarkomery 2,2 - 2,0  $\mu\text{m}$ . Při následném zkracování se síla zmenšuje, protože aktinová filamenta se blíží k M-linii a tím ubývá funkčních můstků (Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 96 - 97).

Graf empiricky stanovené závislosti mezi výchozí délkou sarkomery a generovanou silou izometrického stahu, znázorněný na obrázku č. 3, se podle autora označuje Gordonova křivka. Její vrchol nacházíme při délce 2,1 - 2,2  $\mu\text{m}$ , která se označuje klidovou délkou, kdy sval ještě nevyvíjí pasivní elastickou sílu. I neaktivovaný sval je elastický, a proto se projevuje tím, že při jeho prodlužování nad klidovou délku klade odpor deformaci a v momentě, kdy přestane působit deformující síla, se vrací do své klidové délky. S narůstajícím protažením dochází

k strmému vzestupu elastické síly až do okamžiku, kdy dochází k překročení hranice pevnosti a sval se trhá. Při protahování svalu je nutno překonávat jak statickou, tak dynamickou složku elastické síly (Trojan et al., 2003, s. 99 - 101).

Obr. 3. Gordonova křivka (Trojan et al., 2003, s. 101)



**Obr. 3.8** Gordonova křivka ukazující vztah mezi délkou sarkomery a maximem aktivní tenze při izometrické kontrakci  
Pod osou x jsou schémata překrývání tenkých a tlustých vláken při různé délce sarkomer.

Ve srovnání s Gordonovou křivkou, popisující kontrakci jednoho svalového vlákna, je kontrakce celého svalu pod vlivem značného množství spojovací vazivové tkáně (endomyzium, perimyziium, epimyziium, šlacha), kombinující vlákna v celek, různorodosti sarkomer a také zastoupením různých typů svalových vláken. Právě elastické vlastnosti spojovací tkáně jsou zodpovědné za pasivní svalové napětí, které se v závislosti na délce svalu mění a není závislé na aktivním svalovém napětí. Výsledná síla kontrakce je nejvyšší za klidové délky svalu, kdy může být nestimulovaný sval protažen o zhruba 45% své klidové délky (Trojan et al., 2003, s. 99 - 101; Kuriščák in Kittnar et al., 2011, s. 105 - 107).

Při kratších svalových délkách se generuje síla v důsledku aktivní komponenty svalu, tedy na základě vytvořených můstků oproti tomu pasivní komponenta svalu je zodpovědná za produkci většiny síly při delší původní délce svalu (Enoka, 2008, s. 234 - 235).

Hillův model nám charakterizuje mechanické vlastnosti a reakci celého svalu. Často zahrnuje tři prvky: kontraktilní, elastické paralelní a elastické sériové komponenty. První z jmenovaných komponent předurčuje úspěšnost kontrakce, přesněji jak dobře se přemění signál z nervového systému na sílu. Elastické sériové komponenty se rozdělují na aktivní a pasivní. Pokud jsou elastické sériové komponenty uspořádané vůči kontraktilní komponentě sériově, není produkována žádná síla. Opakem předešlého typu jsou elastické paralelní komponenty, zapojené paralelně vzhledem ke kontraktilní komponentě (Hamill, Knutzen, 2003, s. 78; Enoka, 2008, s. 230 - 231).

## 2 TESTOVÁNÍ SVALOVÉ SÍLY V HISTORICKÉM KONTEXTU

Historický pohled na vývoj testování pohybových schopností sahá již mnoho let před náš letopočet, kdy naši předci posuzovali lidskou výkonnost a dovednosti. Již v období 800 let př.n.l. byli mladí chlapci ve Spartě tvrdě trénováni za účelem vojenské služby a jejich tělesná zdatnost se právě z tohoto důvodu přísně posuzovala. Stejně tak i mladí Číňané byli pro službu v armádě zkoušeni na základě zvedání těžkého závaží, manipulace s mečem a napínání velkého luku. Důvěryhodné zmínky o měření lidské výkonnosti nacházíme teprve v 17. století. Respektive v roce 1699 píše De La Hire, francouzský vědec, o měření síly člověka pomocí nošení a zvedání závaží a následné srovnání takové síly se silou koně. Počátkem 18. století angličané Graham a Desaguliers používali k měření fyzické síly jedince něco, co bychom mohli v současné době nazvat dynamometrem. Modifikací tohoto dynamometru došel Desaguliers k zajímavému závěru, který říká, že síla pěti Angličanů je rovna síle jednoho koně, ale zároveň k dosažení stejného výkonu potřebujeme sedm Francouzů nebo Holanďanů (Neumann, 2003, s. 10 - 14).

V roce 1807 Francouz Regnier vyvinul historicky první funkční dynamometr pro měření velikosti stisku ruky, tahu paže a síly zad. Pro zhodnocení tělesných výkonů zavedl Němec Eiselen tabulku sestavenou z počtu shybů, kliků a zvedání činky až do únavy. Marey, francouzský fyziolog, zobjektivizoval motorické testy a díky zdokonalenému dynamometru, byl schopen měření vyvíjené síly s vysokou přesností. Na základě francouzských zkušeností prováděl Sargent v USA pravidelná měření síly končetin a trupu upraveným dynamometrem. Jeho test byl přijat 15 fakultami pod názvem Meziuniverzitní test síly (*Intercollegiate Strength Tests, IST*). V Čechách se měřením tělesné výkonnosti zabývali bratři Roubalové, kteří v roce 1923 testovali několik desítek tisíc středoškoláků a vedle antropometrie využívali i 13 motorických testů. Během druhé světové války byly užívány různé testy tělesné výkonnosti pro klasifikaci vojáků. Bezprostředně po druhé světové válce zájem o posuzování tělesné výkonnosti ustoupil do pozadí (Neumann, 2003, s. 10 - 14;

Měkota, Blahuš, 1983, s. 23 - 32).

Od roku 1950 začala Americká asociace pro zdraví, tělesnou výchovu a rekreaci hledat vhodné testy pro měření zdatnosti, což je následně spojeno se jmény Krause a Hirschlandové a jejich vytvořeným K-W testem (Neumann, 2003, s. 10-14).

Samotné počátky vývoje svalového testu jsou spojena s osobností Dr. Roberta W. Lowetta, významného profesora ortopedie z Bostnu, který působil na Harvardu a je považován za tvůrce svalového testu (Janda, 2004, s.14; Daniels, Worthingham, 1972, s. 1; MacAvoy, Green, 2007, s. 149).

První články, popisující jeho práci, publikovala Lowettova asistentka Wilhelmina Wright v letech 1912 - 1916. Testování svalové síly poprvé využíval u dětí nemocných dětskou obrnou a v roce 1917 vydal knihu s názvem *The Treatment of Infantile Paralysis*, doplněnou o kapitolu testování, kde popsal stupeň „Fair“ s charakteristickou silou, která je schopna vykonat pohyb proti gravitaci. Pokud je síla větší a překonává i kladený odpor, označuje ji „Good“ (Daniels, Worthingham, 1972, s. 1; MacAvoy, Green, 2007, s. 149 - 150). Na druhé straně stupeň, u kterého nelze napalovat ani záškrub, označuje slovem „Gone“ (Kendall, 1993, s. 187). Tato technika byla v průběhu vývoje upravována do mnoha rozdílných metod, ale základ všech je takřka shodný. Jednotlivé metody se liší pozicemi, které jsou určeny k testování, fixací a velikostí aplikované síly testujícím (Florence et al., 1992, s. 115).

V roce 1922 v Los Angeles Charles L. Lowman vypracoval číselný škálový systém, obsahující devět stupňů, který byl více detailnější než Lowettův. Navrhl schéma testování břišního svalstva, které spolu se systémem bylo publikováno v roce 1929 (Daniels, Worthingham, 1972, s. 1).

V roce 1936 Henry O. a Florence P. Kendall vytvořili procentový systém, který hodnotil sílu překonávající gravitaci až odpor od 0 - 100%. Stupni „Fair“ byla přiřazena 50% síla a stupni „Good“ 80%. První text shrnující jejich práci byl publikován v roce 1949. Ve třetím vydání z roku 1983 k hodnocení používají stupnici od 0 - 5, kdy 4/5 představují 80% normální síly (MacAvoy, Green, 2007, s. 149; Daniels, Worthingham, 1972, s. 1 - 4).

V období během 2. světové války přibývá počet zraněných pacientů, obzvláště s poškozenými periferními nervy, a to je důvodem k vytvoření systému pro klinické

testování svalové síly a k hodnocení reinervace. Ten byl poprvé zveřejněný v roce 1943. Později Seddon popsal ve své publikaci „Special Report Series“ hodnotící škálu Medical Research Council (MRC) (MacAvoy, Green, 2007, s. 149). Spolehlivost svalového testu pomocí použití MRC systému je prokazatelně přijatelná. Seddon, společně s 11 dalšími chirurgy, vytvořil knihu „Aids to the Investigation of Peripheral Nerve Injuries“, kde popisuje funkci „prime movers“, synergistů a antagonistů, a tím dostává testování svalů do podvědomí ortopedů (James, 2007, s. 154).

Signe Brunstrom a Marjorie Dennen v roce 1940 navazují na Lowettův test a zahrnují vliv únavy na testování. Ve stejném roce vytvořila australská sestra Elizabeth Kenny systém nazvaný „muscle analysis“, ve kterém zaznamenává funkci, spasmus a inkoordinaci svalů při poliomyelitidě. O dva roky později Alice Lou Plastridge využívala „muscle analysis“ v akutním stavu poliomyelitidy a svalový test v období rekonvalescence a chronickém stádiu (Daniels, Worthingham, 1972, s. 1 - 4).

Se vzrůstající cenou léčby a požadavkem ukázat její výsledek se požaduje objektivizovat svalovou sílu. To vede k používání nástrojů a k následné eliminaci subjektivní složky svalového testu. Otázkou však zůstává, jak velký je rozsah takové eliminace. V roce 1941 bylo popsáno ruční zařízení, které bylo schopno změřit sílu aplikovanou testujícím během provedení svalového testu. Jeho součástí byla podložka do dlaně, přes kterou se přenášela síla na měřidlo. Dr. W. Beasley upravil starší design a vytvořil prototyp, který byl o rok později představen na sympoziu o poliomyelitidě a je považován za jeden z prvních ručních dynamometrů (Kendall et al., 2005, s. 6 - 7).

V roce 1947 Danielsová, Williamsová a Worthinghamová vydaly knihu s podrobným popisem testování. Jejich stupnice je klasifikována pomocí slov „Normal“, „Good“, „Fair“, „Poor“, „Trace“, „Zero“ nebo zjednodušeně začátečními písmeny (N, G, F, P, T, O) (Janda, 2004, s. 14; Florence et al., 1992, s. 116). Stupnice se společně se škálou od Kendall a McCreary stala nejvíce užívanou ve Spojených státech amerických. K těmto dvěma se rovněž přiřazuje další velmi užívaná škála navrhnutá Medical Research Council (MRC), obsahující číselnou stupnici 0 - 5, doplněnou v rámci stupně 4 o znaménka plus a minus (Florence et al., 1992, s. 116). Jedná se o britský ekvivalent Jandova Svalového testu (Haninec, Kaiser, 2011, s. 620).

Opakované epidemie poliomyelitidy vedly i u nás ke vzniku knihy, která by

hodnotila svalovou sílu a její změny při poruchách hybnosti. Její počátky sahají do roku 1949, kdy profesor Janda vydal Úvod do svalového testu (Janda, 2004, s. 9).

Počátkem roku 1951 měl svalový test již nezastupitelné místo v hodnocení a boji proti poliomyelitidě. První studie projektu, pod vedením Dr. Hammona, byly zaměřené na to, zda gama globulin dokáže ochránit před poliomyelitidou (Daniels, Worthingham, 1972, s. 4).

Na počátku 60. let 20. století rozvinul Dr. George Goodheart koncept svalového testu. Tento americký chiropraktik při své práci odhalil, že bolest často nezpůsobuje reflexně změněný sval, nýbrž jeho „protihráč“. Pro dosažení rovnováhy a zmírnění bolesti kladl důraz na posilování slabého svalu oproti uvolňování křečovitě staženého svalu. Takový způsob zkoumání, kdy svalové testy používal pro vyzkoušení funkce svalu, nazval aplikovaná kineziologie (Schmitt, Cuthbert, 2008, s. 1 - 2).

Smith, Iddings, Spencer a Harrington obohatili klinické testování svalové síly o numerická znaménka v roce 1961. Standardní stupně byly doplněny o znaménka + a -, a tím došlo k rozšíření tradiční šestistupňové škály na 13-ti číselnou. Byla prokázána 45% shoda mezi 10 testujícími, kteří používali nerozšířenou škálu oproti 96% shodě při aplikaci rozšířené škály (Daniels, Worthingham, 1972, s. 4 - 5; Dunn, Iversen, 2003, s. 23).

Po dynamometrech je dalším nicméně diskutabilním nástrojem objektivního hodnocení svalové síly elektromyografie (EMG). Podle Gregory Rashe nás však výsledky EMG nemůžou informovat o tom, jak je sval silný. Oproti tomu ruční zařízení, Hand-held dynamometry (HHD), jsou vhodné pro poskytnutí objektivních dat o síle během testování. Jako negativum se však jeví jejich umístění mezi pacientem a testujícím, který musí svou ruku používat při jeho fixaci, a tím chybí správné aplikování a kontrola specifického směru tlaku (Kendall et al., 2005, s. 6 - 7).

S mnoha rozdílnými typy dynamometrů je zcela nemožné standardizovat testy a rovněž určit jejich spolehlivost. Rychlost inovace dynamometrů dle Alvina Toflera se natolik zrychluje, že předtím než se konečná verze jednoho představí, tak další z novější, lepší generace se dostává do popředí (Kendall, McCreary, Provance, 1993, s. 179 - 189).



### 3 SOUČASNÉ HODNOCENÍ SVALOVÉ SÍLY

Pro hodnocení svalové síly používáme kvalitativní a kvantitativní metody. Kvantitativní metoda není primárně závislá na úsudku vyšetřujícího, jako je tomu u kvalitativního, ale vyžaduje použití nástrojů, jako jsou například dynamometry, které nám poskytují výsledky v číslech. Mezi další výhody, kterými se diferencují od kvalitativních metod patří validita, senzitivita, spolehlivost a preciznost. Na druhou stranu však vyžaduje provedení více času, úsilí a finančních prostředků. Mezi nejběžnější techniky používané v klinické a výzkumné praxi pro měření maximální volní izometrické kontrakce patří dynamometry a svalový test. Obě metody mají své výhody i nevýhody (Shenoy et al., 2011, s. 9 - 11). Svalovou sílu můžeme také zhodnotit použitím tzv. funkčních testů (Bohannon, 2002, s. 7).

Bezpochyby svalový test patří k nejčastěji používané metodě k hodnocení svalové síly v klinické praxi. Jeho provedení je rychlé a nepotřebujeme k němu žádné vybavení. Je rozšířený díky svým výhodám, a to i navzdory své subjektivitě a nízké senzitivitě, ve srovnání s kvantitativními metodami. Prokazatelná subjektivita svalového testu se projevuje zejména u vyšších stupňů svalové síly (Bohannon, 2002, s. 2). Beasley srovnal velikost svalové síly extenzorů kolene, u dětí s poliomyelitidou a zdravých, porovnáním výsledků manuálního testování a pomocí měřidla (Dunn, Iversen, 2003, s. 23). Již před šedesáti lety tedy upozornil na to, že 20 - 25% rozdílů ve svalové síle je vlivem nesrovnatelností používání svalového testu testujícími. Popsal děti s normální svalovou silou, kterým však byla chybně přidělena pouze 50% síla. Od doby publikování jeho práce se mnoho dalších autorů zabývalo limity svalového testu ve srovnání s kvantitativními metodami (Bohannon, 2002, s. 2). Ve svalovém testu zjišťujeme maximální volní kontrakci jednotlivých svalů nebo svalových skupin, i přestože není potřebná v každodenních běžných aktivitách, a proto se u určitých neurologických diagnóz zdá být užitečnější vědět, jak často se může kontrakce zopakovat (Brandsma, Schreuders, 2001, s. 277).

Dynamometry poskytují objektivní výsledky v typických jednotkách kilogramech

nebo newtonech (N) síly. Jejich používání není vhodné u slabých svalů, které nemůžou vykonat pohyb proti odporu. Doplnění testování svalové síly o EMG dodává kvantitativním metodám preciznost. Trvalo dlouho než došlo k uznání, že svalové napětí a EMG amplituda spolu přímo souvisejí během izometrické kontrakce. Lippold a Bigland ukázali, že během volní kontrakce je napětí úměrné k znatelné elektrické aktivitě. Se zvyšující se volní silou se zapojuje více motorických jednotek, což je zachyceno povrchovými elektrodami. EMG se tedy uplatňuje ke standardizaci síly a zkvalitnění spolehlivosti (Lippold, Bigland in Shenoy et al., 2011, s. 10). Touto problematikou se zabývá studie, jejímž předpokladem bylo porovnat „Integrovanou elektromyografickou“ (IEMG) aktivitu mezi manuálním a mechanickým testováním během maximální volní izometrické kontrakce (MVIC). Seletovalo se 20 zdravých žen a 20 mužů, kteří preferovali pravou dolní končetinu, nebyli zahrnutí v žádném typu odporového tréninku a netrpěli žádnou dřívější patologií ani operací v oblasti kolene, kyčle a dolní bederní páteře. Byla měřena MVIC pomocí povrchové elektromyografie u následujících svalů: m. vastus medialis obliques, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Výsledky nám ukazují, že svalová síla testujícího ovlivňuje spolehlivost při manuálním svalovém testu, a proto nedostatečná síla vede k nízkému stupni spolehlivosti oproti použití mechanického finského dynamometru HUR, kontrolovaného počítačem, s konstantní silou, který spolehlivost zvyšuje. To by mohlo vést ke klinickému využití, speciálně pro fyzicky silnější populaci a profesionální atlety (Shenoy et al., 2011a, s. 13; Shenoy et al, 2011b, 43 - 44 ). Spolehlivost je definována jako odhad určité míry s kterou je opakující se měření jedním nebo více testujícími ve shodě. Spolehlivost v rámci jednoho testujícího se odvíjí od počtu měření a u více testujících je každé jejich měření nezávislé na ostatních (Hayes et al., 2002, s. 33).

V klinické neurologii hodnotí svalovou sílu pacientů obvykle pomocí svalového testu. Detekce a škálování nepatrně slabých svalů u neurologických pacientů je obtížné, protože testující musí zvážit odlišnosti normální svalové síly spojené s věkem, hmotností, výškou a pohlavím. Ve studii byla u 108 pacientů, z toho 86 trpělo diabetem a 22 cirhozou jater, hodnocena síla flexorů a extenzorů kotníku a kolene pomocí manuálního svalového testu a izokinetické dynamometrie, které byly navzájem porovnávány. Maximální izokinetická svalová síla byla porovnávána s kontrolní skupinou 90 zdravých lidí a hodnocena na dříve uvedených svalech nedominantní

končetiny. Výsledky manuálního svalového testu podle MRC škály ukazují značné podcenění četnosti výskytu a vážnosti svalové slabosti (Henning, Johanes, 1997, s. 239). Testování svalové síly a zjištěná síla může být ovlivněná pacientovým věkem, pohlavím, tolerancí bolesti, typem onemocnění, konstitucí, volní kontrolou, profesí, kondicí, respektive trénovaností a jinými dalšími faktory (Dunn, Iversen, 2003, s. 23).

### **3.1 Manual Muscle Testing (MMT) dle Kendall et al.**

Mezi základní komponenty svalového testu patří testování výkonu a hodnocení svalové síly. Testování svalové síly slouží k určení schopnosti svalových skupin nebo svalu vykonat pohyb a poskytnout stabilizaci. Každý sval je tzv. „prime mover“ v určitém pohybu, žádné dva svaly na těle nemají stejnou funkci, a proto při jeho poškození chybí stabilizace určité části těla nebo chybí pohyb.

Svalový test je nezastupitelnou součástí fyzikálního vyšetření a zároveň je užitečný v rámci diferenciální diagnostiky, prognózy a léčby neuromuskulárních a svalových poruch. K tomu je nezbytné mít detailní a komplexní znalosti o funkci svalu, agonistických a antagonistických svalech, jejich roli fixace a stabilizace, schopnosti napalповat samotný sval nebo šlachu a rozlišit mezi normálním a atrofickým svalem, případně dalšími abnormalitami pohybu a v neposlední řadě mít dostatek zkušeností (Kendall, McCreary, Provance , 1993, s. 4 - 8).

Manželé Kendallovi zavedli pro klasifikaci procentový systém 0 - 100%. Přednostně však také používali slova a symboly, znázorňující jejich počáteční písmena oproti číselné škále. Ve čtvrtém díle jejich knihy upadá procentový systém ve prospěch škály 0 – 10 (viz příl. 1, s. 59).

Stupeň „Fair“ se jeví nejvíce objektivním stupněm, protože tato síla je odpovědí na konstantní gravitaci. Která se stává základem při testování svalů trupu, krku a v 60% také na končetinách. Zbývající procenta představují testy na svaly prstů a palce na noze, kdy je jejich hmotnost zanedbatelná, a tudíž výsledná síla minimálně ovlivněná gravitací. Testování je modifikované u kojenců a dětí ve věku do 5 až 6 let,

schopnost zhodnotit není složité do stupně „Fair“, ale problémem se stávají vyšší stupně charakteristické kladením odporu, kdy se jen zřídka podaří udržet dětskou spolupráci při kladení odporu (Kendall et al., 2005, s. 4 - 7).

Mezi hlavní neopomenutelné zásady patří :

- nastavit segment do takové výchozí pozice, která nejenom mu, ale také celému tělu nabízí nejlepší fixaci (obvykle poloha na zádech, břichu nebo boku),
- stabilizovat proximální část od testovaného segmentu,
- aplikovat stejnosměrný tlak postupně, ale ne moc pomalu a vyhnout se vyvolání nepříjemných pocitů pacienta při lokalizovaném tlaku,
- aplikovat tlak přímo proti linii pohybu daného svalu nebo svalové skupiny,
- umístit testovaný segment do horizontální roviny, pokud je sval tak slabý, že nedokáže fungovat proti úplné gravitaci, ale jen snížené. Tato poloha je také typická pro trupové a končetinové svaly, u kterých se jejich vlastní hmotnost stává dostatečným odporem,
- využívat dlouhou páku pro umístění tlaku, a tím umožňovat lepší rozlišení stupně síly, kdykoliv je to možné oproti krátkým pákám, používaných jen u svalů, které neposkytují dostatečnou fixaci.

Velikost tlaku se liší z hlediska věku, strany pacienta (postižená a zdravá), pohlaví, testované části, páce a také celkové postuře. Obecným pravidlem je aplikovat tlak blízko distálního konce části, kde se sval upíná. Princip páky tedy musí být využíván ve svalovém testu. Pokud však testující při aplikaci nezná výhody z něho vyplývající, pak výsledky testu ukazují spíše na nedostatek síly testujícího než pacienta (Kendall, McCreary, Provance, 1993, s. 179 - 189).

Svalová slabost označuje termín zahrnující stupně charakterizované silou „Zero“ až „Fair“. Omezení kloubního rozsahu pohybu je často výsledkem svalové slabosti společně se zkrácením a kontrakturou. Fixovaná deformita neexistuje jako výsledek slabosti, pokud se kontraktura nevyvíjí v silnějším protihráči. Svalová nerovnováha vzniká při oslabeném svaly na jedné straně oproti silnému antagonistovi. Silnější z těchto dvou protihráčů má sklon ke zkrácení a slabší sval

se prodlužuje, což ve svém důsledku vede ke svalovým dysbalancím (Kendall, McCreary, Provance, 1993, s. 179 – 189).

Kendallova škála obsahuje tyto hodnotící stupně. „*Normal*“ (N; 10) představuje stupeň, ve kterém pacient udrží testovací pozici proti silnému odporu v antigravitační pozici. Tímto testem neurčujeme maximální sílu segmentu, ale spíše maximální tlak, který testující aplikuje k zjištění tzv. „full strength“. Tento termín tedy označuje sílu, která je adekvátní pro běžné funkční aktivity. Stupeň „*Good*“ (G; 9, 8, 7) označuje svalovou sílu schopnou udržet pozici proti přiměřenému tlaku. Stupeň „*Fair*“ (F; 6, 5, 4) charakterizuje sval, který udrží segment v testovací pozici jen proti gravitaci, ale už nezvládne drobný tlak. „*Poor minus*“ (1) představuje schopnost částečně pohybovat v horizontální rovině s vyloučením gravitace, tím se liší od stupně „*Poor*“ (2), který je charakterizován provedením pohybu v celém svém rozsahu a „*Poor plus*“ (3) znamená plný rozsah pohybu v horizontální rovině proti odporu, a nebo dokáže udržet konečnou pozici proti tlaku, ba dokonce může vykonat část pohybu v antigravitační pozici. Rozmezí síly v tomto stupni je značné, a proto zasluhuje výše popsané dělení, které je opodstatněné a významné za účelem dokonalejšího klasifikování. V průběhu testování je důležité zaznamenat změnu síly v rámci nejenom tohoto stupně. Záznam takových změn je významný pro udržení motivace pacienta, ale také nutné pro stanovení progresu stavu pacienta. Stupeň „*Trace*“ (T) znamená, že slabý záškub můžeme cítit a napalповat ve svaly nebo můžeme vidět prominenci šlachy, ale nedochází k žádnému pohybu. Při „*Zero*“ (0) stupni není přítomný žádný záškub v daném svaly (Kendall et al., 2005, s. 4 - 7, 14 - 24; Kendall, McCreary, Provance, 1993, s. 179 - 189).

## 3.2 Svalový test dle profesora Jandy

Jedná se o analytickou metodu s cílem určení síly jednotlivých svalů nebo svalových skupin, které tvoří funkční jednotku. Svalový test je pomocník pro určení rozsahu a lokalizace léze periferních nervů (viz příl. 2, s. 60 - 61). Postupem času se změnou názorů na řízení hybnosti, ztratil svalový test na významu. V současnosti se do popředí dostává hlavně jeho kvalitativní stránka, kdy kromě výše popsaného analyzuje a vyšetřuje provedení celého pohybu. Pomáhá tedy při analýze hybných stereotypů a je podkladem terapeutických postupů k reedukaci oslabených svalů.

Myšlenkou svalového testu je, že pro provedení pohybu potřebujeme určitou sílu, odstupňovanou do šesti základních stupňů již z roku 1946 (Janda, 2004, s. 9, 13 - 14) .

*Stupněm 5 (normální sval)* je hodnocen sval tehdy, pokud má schopnost překonat značný zevně kladený odpor při současně zachovaném celém rozsahu pohybu. *Dobrý sval (stupeň 4)* je schopen překonat středně velký odpor v celém rozsahu pohybu a jeho síla však odpovídá už jen 75% normálního svalu. *Slabý sval (stupeň 3)*, jehož síla je charakterizovaná 50%, nepřekoná zevně kladený odpor, ale provede pohyb s překonáním gravitace. Oproti tomu *velmi slabý sval (stupeň 2)* nepřekoná gravitaci, ale s jejím vyloučením, v upravené poloze, je schopen vykonat pohyb v celém rozsahu s asi 25% silou. Sval, u něhož se síla výrazně sníží oproti normálnímu a odpovídá přibližně 10%, se dokáže pouze smrštít, ale bez známek pohybu. Pro takový sval je charakteristický *stupeň jedna*. Pokud sval však nejeví ani známky záškubu při pokusu o vykonání pohybu označujeme ho *stupněm 0* (Janda, 2004, s. 15).

Profesor Janda použitím svalového testu detekuje čtyři typy funkční slabosti. Za prvé může být důsledkem chronického zkrácení. To potvrzuje i Brooks, který navíc dodává, že chronicky zkrácené svaly jsou slabší než svaly s normální délkou. Leahy dále informoval o tom, že pokud je sval v napětí, tak je jeho šlacha slabá a v opačném případě je tomu naopak. Druhý typ svalové slabosti je typický pro svaly, které se vyskytují neustále v protažení, protože u jejich svalových vřetýnek se snižuje citlivost k protažení. Převaha bolestivých podnětů z kloubu nebo ligament způsobuje další typ svalové slabosti. Příkladem můžeme uvést oslabení m. vastus medialis po poranění předního zkříženého vazů nebo menisku. Poslední typ je spojen s přítomností „trigger

pointu“ ve svalu, kdy se nemůžou naplno aktivovat všechny kontraktlní vlákna (Janda; Brooks; Leahy in Schmitt, Cuthbert, 2008, s. 3). Headley a Simons také informovali o inhibici takového svalu během pohybu (Headley; Simons in Schmitt, Cuthbert, 2008, s. 3). Základem výše popsaného je Sherringtonův zákon reciproční inhibice konstatující, že snížení aktivity v jednom svalu vede k facilitaci, a tím ke zvýšení aktivity spojené s napětím v antagonistickém svalu (Schmitt, Cuthbert, 2008, s. 3).

Pro získání, co nejpřesnějších výsledků svalového testu, je nutné dodržovat určité zásady pro testování. Mezi ty hlavní patří:

- žádat po pacientovi provedení pohybu v celém rozsahu a to pomalou, stále stejnou rychlostí nikoliv švihem,
- fixovat, ale zároveň přitom nestlačovat šlachu nebo břicho hlavního svalu,
- provést fixaci u všech svalů vícekloubových, u dětí, slabých kořenových svalů a nespolupracujících pacientů,
- klást odpor kolmo na směr prováděného pohybu v celém rozsahu pohybu,
- působit odpor neustále stejnou silou vůči prováděnému pohybu,
- neklást odpor přes dva klouby, pokud je to možné,
- nechat nejprve pohyb předvést v takové kvalitě, na kterou je testovaný zvyklý a teprve potom případně nainstruovat správné provedení.

Podobná stupnice s rozsahem 0 - 5 je vypracovaná i pro mimické svalstvo obličeje. Od dříve popsaného se diferencuje tím, že nehodnotí sílu, ale srovnává rozsah pohybu se zdravou stranou obličeje.

Spolehlivost svalového testu stoupá při pravidelném opakování prováděném stejným pracovníkem a nutností dodržovat předepsaný postup testování. Případné odchylky vedou k rozdílnému hodnocení a to zejména k nemožnému srovnání výsledků různých testujících. Velkým nedostatkem se jeví také subjektivní hodnocení a možnost posoudit pouze okamžitý stav svalu. Svalový test není vhodné použít u centrálních obrn, primárních svalových onemocněních a relativně u bolestivých stavů či v případě většího omezení pohybového rozsahu (Janda, 2004, s. 9 - 15).

### 3.3 Medical Research Council (MRC)

Jedná se o nejběžnější komplexní jednoduchou škálu 0 - 5 používanou ke stupňování svalové síly. Jak už bylo výše zmíněno, jedná se o britský ekvivalent Jandova Svalového testu. Přes jednoduché užití má i své limity. V praxi se setkáváme i s modifikovanou MRC škálou, která hodnotí u neurologických pacientů návrat flexe v lokti, založenou na základech MRC. I modifikovaná verze obsahuje stupně 0 - 5. Mezi její výhody patří rozčlenění stupně 2 a 3 do podskupin A, B, C, což umožňuje snadněji objevit stopu reinervace (Bhardvaj, 2009, s. 1 - 2). Stupeň 4 je nejméně definován z celé stupnice kvůli svému velkému rozsahu. Rozmanitost způsobuje, že takovým stupněm se ohodnocuje jak pacient, který dokáže zvednout 1 kg, ale také 20 kg. Experimentální studie prováděná MacAvoy a Greenem ukazuje, že samostatný stupeň 4 představuje 96% z celého spektra síly, a proto je požadováno také rozdělení pro preciznější hodnocení a samotný záznam. Navrhli proto vyjádřit sílu 4. stupně rozdělením do tří podskupin A, B, C pomocí procent váhy, která lze zvednout v plném rozsahu zdravou stranou, což by mohlo být užitečnější než MRC škála (Bhardvaj, 2009, s. 1 - 3). Sval ohodnocený stupni 3/5, 2/5 a 1/5 představuje zanedbatelnou sílu z hlediska funkce, kdy např. pro samotné nakrmení se je potřeba nějaký předmět zvednout proti gravitaci, a k tomu nám síla 3/5 nestačí. Z hlediska praktického úkolu tedy potřebujeme pro funkci ruky minimálně stupeň 4/5. Stupeň 5/5 je subjektivní, zatímco stupně, ať už to překonávající nebo ne gravitaci jsou objektivní (MacAvoy, Green, 2007, s. 152).

Svalová síla se u pacientů s Duchenovou svalovou dystrofií hodnotí jednak pomocí škály MRC, ale také pomocí Quantitative Muscle Testing (QMT). Použitím motivačních nástrojů, které jsou ušité přesně na míru dětem jako je audiovizuální feedback z video her, přináší značné zlepšení spolehlivosti kvantitativního měření svalové síly (QMT) oproti MRC. Každé dítě je tedy povzbuzeno k vyvinutí maximálního úsilí např. tím, aby udrželo vysoko ve vzduchu letící letadlo atd. Tento pozitivní vliv byl studován u tříletých dětí při generaci izokinetické a izometrické síly. Tento efekt musíme brát s ohledem, který závisí zvláště na klinickém stavu a progresi dystrofie u tak mladých pacientů. QMT testování má větší potenciál k vyšší spolehlivosti než MMT, který je však standardní procedurou vyžadovanou v klinické



praxi (Escolar et al., 2001, s. 788, 791 - 792).

### 3.4 Manual Muscle Testing dle Daniels & Worthingham

Tento systém je rozdělen do jednotlivých stupňů na základě tří faktorů. Mezi ně patří:

- množství odporu kladeného vyšetřujícím kontrahujícím svalu nebo skupině,
- schopnost provést pohyb v celém rozsahu proti gravitaci nebo s její eliminací,
- přítomnost nebo absence alespoň svalového záškubu.

Systém se tedy klasifikuje slovy „Normal“, „Good“, „Fair“, „Poor“, „Trace“, „Zero“ nebo zjednodušeně začátečními písmeny (N, G, F, P, T, O) (Janda, 2004, s. 14; Florence, 1992). Pro spolehlivost v testování je nezbytná nejenom pečlivost při korekci pozice s cílem eliminovat substituci, ale také palpáce kontraktlní tkáně a sledování provedení, odlišností v kontuře svalů nebo svalových skupin ve srovnání s druhou stranou (viz příl. 3, s. 62 - 63) (Daniels, Worthingham, 1972, s. 5 - 8).

Odpor se klade při testování stupně „Normal“ a „Good“ v závěru pohybu, což je jednodušší a rychlejší než při aplikaci během celého pohybu. Klade se na distální část segmentu proti směru prováděného pohybu a následně nesmí způsobit bolest. Schopnost pacienta zvednout daný segment v celém rozsahu pohybu a udržet ho na jeho konci označují autoři termínem „Fair“. Na této velikosti se podílí váha určitého segmentu těla a jeho maximální síla. Stupeň „Poor“ představuje schopnost pacienta provést pohyb s vyloučením gravitace. Výjimku tvoří prsty na ruce a prstce na nohou, jejichž hmotnost je zanedbatelná a pozice s vyloučením gravitace není v praxi možná (Daniels, Worthingham, 1972, s. 5 - 8). Místo, ve kterém pacient přestává konat pohyb a staticky drží, je často nejslabší částí rozsahu pohybu (Griffin, McClure, Bertorini, 1986, s. 32). Při nedostatečné síle k provedení pohybu pečlivě sledujeme a palpujeme bříško svalů či šlachy pro případné vnímání záškubu (*Trace*) nebo jeho absenci (*Zero*). To je obtížné a někdy až nemožné u hlouběji uložených

svalů na těle (Daniels, Worthingham, 1972, s. 5 - 8).

### 3.5 Dynamometrie

Jedná se o metodu, která se používá k měření svalové síly, kterou testovaný působí na určité těleso po určitou dobu. Mezi základní metody patří izometrická a izokinetická dynamometrie (Lepšíková, Smékal in Kolář, 2009, s. 75 - 76).

*Izometrická dynamometrie* souvisí s měřením izometrické kontrakce a v praxi se využívá jednoduchých piezoelektrických tenzometrů, které jsou buď malé přenosné přístroje nebo zabudované jako součást speciálního křesla. Tenzometry graficky zaznamenávají sílu malé skupiny svalů na displej oproti dynamometrům, sloužícím k objektivizaci síly velkých svalových skupin. K izometrickému měření se nejčastěji používají dynamometry fixované pomocí rámu nebo dalších stabilizujících struktur (Lepšíková, Smékal in Kolář, 2009, s. 76; Bohannon, 2005, s. 127).

*Izokinetická dynamometrie* umožňuje testování volní izokinetické kontrakce, ovládnutí a zajištění konstantní rychlosti bez ohledu na napětí v kontrahovaných svalech (Lepšíková, Smékal in Kolář, 2009, s. 76). Objevení nových typů přístrojů umožňuje cvičení při excentrické svalové činnosti. Odlišuje se od HHD tím, že měří sílu v celém dostupném rozsahu pohybu oproti měření síly v konkrétním místě pohybu u HDD (Sisto et al., 2007, s. 131 - 132). Mezi nejznámější přístroje patří Isomed, Cybex, Kin Com, Biodex. Klinická úspěšnost těchto přístrojů je limitována náklady, velikostí a časem potřebným pro samotné testování (James, 2007, s. 155). Cena je hlavním problémem, pohybuje se v rozmezí čtyřiceti až šedesáti tisíc dolarů ve srovnání s levnějšími HHD za čtyři sta až tisíc dolarů. Kin Com může měřit koncentrickou i excentrickou kontrakci stejně tak jako izometrickou a speciální typ izotonické kontrakce nazývanou aktivně asistovaná (Sisto et al., 2007, s. 133).

K zhodnocení síly stisku ruky se používají *Hand-Grip dynamometry*. Tato zařízení mohou být hydraulické, pneumatické, mechanické nebo „Strain-gauge“ typy. Hodnocení síly stisku ruky se používá nejenom k odhadnutí impairmentu horní končetiny, ale také k určení úspěšnosti léčby. Kvantifikuje se díky němu změna síly

např. u osob s krční lézí, šlachovými transfery a neurálními protézami na horních končetinách. Hand-Grip testování je součástí funkčního měření a nejznámějším z hydraulických zařízení je Jamar dynamometr. Jedná se patrně o nejvíce uplatněný dynamometr s pěti ovládajícími pozicemi. America Society of Hand Therapists (ASHT) doporučuje pro testování druhou pozici (Sisto et al., 2007, s. 131 - 132). Jedná se o malé, přenosné, ale relativně těžké zařízení s číselníkem, který vyjadřuje sílu v newtonech a librách (Roberts et al., 2011, s. 424 - 425). Pneumatické zařízení, používající k určení síly vzduchem naplněnou manžetu, se uplatňují u pacientů s fragilním kostěným aparátem na ruce, jako je tomu u revmatoidní artritidy. Výsledky získáváme v jednotkách milimetr rtuťového sloupce. Mechanické zařízení měří sílu na základě napětí produkovaného ocelovou pružinou a „Strain-gauge“ zařízení zahrnují digitální analyzátor a naměřené výsledky se udávají v newtonech. Standardní testovací pozice, převzaté od ASHT, nesmírně ovlivňují velikost síly při testování, avšak někdy se od nich opouští. Vedle testovací pozice ovlivňují svalovou sílu pohlaví, kdy muži mají silnější stisk než ženy, dále výška, hmotnost, dominantní strana, obvykle 10% rozdíl mezi stranami a v neposlední řadě vlastní úsilí (Roberts et al., 2011, s. 424 - 426; Sisto et al., 2007, s. 131 - 132).

Dominantní ruka má o 10% silnější stisk než nedominantní. U amerických a řeckých dobrovolníků se toto tvrzení potvrdilo pro dominantní pravou ruku, ale u dominantní levé byla síla na obou rukách stejná. Kanadská studie, zkoumající sílu 49 zdravých pravorukých mužů, zjistila značně vyšší stisk u nedominantní ruky s loktem flektovaným v pravém úhlu oproti extendovanému. Studie se neshodují na tom, zda je stisk silnější při stojí nebo v sedě (Roberts et al., 2011, s. 425 - 426). Young et al. informují o stejných naměřených hodnotách síly ráno i odpoledne, nicméně Jasper et al. poukazují na cirkadiální pravidelné střídání velikosti síly stisku, s minimální silou v šest hodin ráno oproti maximální kolem šesté hodiny odpolední (Young et al., Jasper et al. in Roberts et al., 2011, s. 425 - 426).

*Hand-held dynamometry (HHD)*, v podvědomí také známé jako myometry, se od předchozích odlišují v tom, že testující je drží pevně v ruce a umístí uje v čase 3 až 4 sekundy na konkrétní vyšetřovaný sval pacienta, který se nachází v pozici s eliminovanou gravitací. Myometry jsou stabilizované pomocí pásky (Bohannon, 2005, s. 126 - 127; Bohannon, 2002, s. 5 - 7; Sisto et al., 2007, s. 127 - 128). Většina z nich měří izometrickou kontrakci. Pokud používáme HHD obvykle využíváme dva

typy testů, které jsou označeny jako „make“ a „break“ test. Při prvním z nich testující aplikuje odpor v neměnné pozici a testovaná osoba vyvíjí maximální úsilí proti dynamometru drženého terapeutem, což vyžaduje udržení izometrické kontrakce a terapeut odečítá nejvyšší hodnotu na HHD. Při druhém výše zmiňovaném testu terapeut klade dostatečný odpor pomocí kterého překonává maximální úsilí vyvíjené pacientem, dochází k pohybu v opačném směru a výsledkem je tedy excentrická kontrakce (Sisto et al., 2007, s. 125).

Bohannon porovnal „make“ a „break“ test na parétické a zdravé končetině u pacientů po cévní mozkové příhodě a poukázal na to, že „break“ test vypovídal o značně větší síle při měření, zejména u parétické končetiny. Autor z toho vyvodil, že ačkoliv měření je spolehlivé, produkované síly se na obou končetinách liší (Sisto et al., 2007, s. 125 - 126).

## 4 DISKUZE

Noreau a Vachon se ve své studii zabývali srovnáním hodnocení svalové síly pomocí Manual muscle testing (MMT), myometrie a izokinetické dynamometrie u pacientů se spinálním poraněním. Výtežnost hodnocení svalové síly v rehabilitačním procesu u pacientů spočívá v klasifikaci neurologického poškození, plánu a výsledném zhodnocení efektu terapie (Noreau, Vachon, 1998, s. 716). Marino et al. se shodují s dalšími, že nejvíce používanou metodou v klinické praxi je svalový test. To lze připsat snadnému provedení v krátkém čase a bez použití nákladných nástrojů (Marino et al. in Noreau, Vachon, 1998, s. 716). Bohannon, Beasley a Wadsworth et al. se naproti tomu ztotožňují v relativně nízké přesnosti a senzitivitě svalového testu. Ten je vnímán mírou zaujatosti testujícího k různému věku a pohlaví (Bohannon, Beasley, Wadsworth in Noreau, Vachon, 1998, s. 717). Bohannon, Wadsworth et al., Iddings et al. a Schwartz et al. nás informují o dobrém stupni spolehlivosti v rámci jednoho stejného stupně, ale není jasné, zda taková míra spolehlivosti je dostatečná ke klinickému používání (Bohannon, Wadsworth et al., Iddings et al., Schwartz et al. in Noreau, Vachon, 1998, s. 717). Kvantitativní metodou hodnocení je „Hand-held myometer“, s kterým se dá jednoduše manipulovat v různém prostředí a podle Schwartze et al. se u testujícího neprojevuje zaujatost vzhledem k věku a pohlaví. Testující může ale velikostí svého aplikovaného odporu a pozicí, ve které tento myometr neustále drží, ovlivnit změřenou izometrickou sílu. Limitem rozsáhlejšího užívání této techniky oproti svalovému testu je časová náročnost a náklady spojené s užíváním tohoto zařízení (Schwartz et al. in Noreau, Vachon, 1998, s. 717). U třetí z porovnávaných metod se poukazuje na spolehlivost a objektivitu, avšak klinické užití omezuje dle Sullivana et al. vysoká cena, velké rozměry aparatury a s ní delší doba potřebná k nastavení pacienta (Sullivana et al. in Noreau, Vachon, 1998, s. 717). Svalový test je volbou u nižších stupňů, kdy je jeho přesnost přijatelná, ale u vyšších stupňů by měly být v klinické praxi podporovány objektivní metody. Myometrie je hodnotnou procedurou k získání přesného výsledku zlepšení svalové síly, ale vzhledem k ceně a potřebnému času je používání omezeno (Noreau, Vachon, 1998, s. 722).

Izokinetická dynamometrie představuje kvantitativní měření dynamické svalové kontrakce a detekuje určité změny svalové síly nezjistitelné svalovým testem (Griffin, McClure, Bertorini, 1986, s. 32). I přestože jsou izokinetické přístroje a dynamometry objektivnější při hodnocení oproti svalovému testu, tak pro jejich vysokou cenu a těžkou klinickou aplikaci se podle Cuthberta a Goodhearta spíše používají jen pro výzkumné účely (Cuthbert, Goodheart, 2007, s. 4). Mezi výhody kvantitativních dynamometrů patří neovlivnitelnost zkušenostmi testujícího, které proto nemusí být tak velké jako u svalového testu (Schreuders et al., 2004, s. 277).

Schwartz et al. ukazuje na flexorech lokte a extenzorech zápěstí u 122 pacientů na variabilní asociaci mezi svalovým testem a myometrií (Spearmanova korelace). Tato vzájemná souvislost, vyjádřená Spearmanovou korelací, byla silnější u nižších stupňů, respektive stupňů menších než 4, zatímco u dvou po sobě jdoucích stupňů větších než 4 se výsledné velikosti sil překrývaly (Schwartz et al. in Noreau, Vachon, s. 717, 1998).

Přesnost MMT je přijatelná u nižších stupňů, ale definitivně nevyhovující pro stupeň 4 a výš (Noreau, Vachon, 1998, s.722). S tím souhlasí i Miller. Podle něj MMT nadhodnocuje zejména vyšší stupně Medical Research Council (MRC) (4, 5) a to až o 24% (Miller, 2002, s. 51). Ve shodě s nimi jsou i Beasley, Marino et al, Schwartz et al. a Wirth et al., kteří kritizují svalový test kvůli jeho neschopnosti detekovat menší odlišnosti mezi stupni „Good“ až „Normal“ (Hayes et al., 2002, s. 37). Užitečnost MRC škály je pouze v rozmezí stupňů 0 - 2, tedy v brzké fázi reinervace. Stupeň 3 je hraniční bod, kdy je již sval dostatečně silný k provedení pohybu v kloubu v celém rozsahu. Dosažením tohoto stupně ustupuje riziko vzniku kloubních kontraktur. Vyšší stupně jsou závislé na zkušenostech a subjektivním posouzením testujícího (Schreuders et al., 2004, s. 276).

Studie, provedená Hayes et al., také potvrdila nedostatečné rozlišování mezi jednotlivými výsledky získanými při MMT. Ty se zdají být relativně nepřesné, což dokazuje situace, kdy MMT ohodnotil opakovaně svalovou sílu vnitřních rotátorů stupněm 5, ale pomocí Hand-Held dynamometru se síla v jednotlivých měřeních lišila od 50 do 175 N (Hayes et al., 2002, s. 37 - 38).

Cílem studie provedené Bohannonem byl popis charakteristiky svalového testu ve srovnání s dynamometrií. Adekvátnost svalového testu vyžaduje popis senzitivity,

specificity, předpovědní hodnoty a diagnostické přesnosti (Bohannon, 2005, s. 662 - 663). Maximální volní síla extenzorů kolene byla v této studii měřena bilaterálně použitím stupnice svalového testu 0 - 5 dle Daniles & Worthingham, která byla doplněna o numerická znaménka plus a mínus na dvanáctibodovou škálu, a také pomocí HHD, u kterého bylo vyžadováno maximální úsilí extenzorů kolene po dobu 4s. Adekvátnost MMT jako screeningového vyšetření byla zkoušena dvěma způsoby. První z nich byla schopnost svalového testu detekovat stranové diference v síle identifikované dynamometrem. Další zkouškou bylo pomocí MMT určit sílu dominantních a nedominantních extenzorů kolene. Pomocí MMT se identifikovala stranová rozdílnost v síle u 48 pacientů oproti 100 zhodnocených pomocí dynamometru. Výsledky popsané studie ukázaly nedostatečnost MMT jako screeningového vyšetření pro detekci stranových rozdílů a představily tak limity v diagnostické přesnosti (Bohannon, 2004, s. 664 - 665). Z výsledků dále vyplývá, že přesnost z hlediska stran nikdy nebyla větší než 78% a stejně tak nebyla větší než 74% při deficitu v síle. Neadekvátnost MMT je projevem nedostatku senzitivity. Její hodnota byla vždy daleko menší než 90%, doporučených Lincolnem et al., pro skreningové testy (Lincoln et al. in Bohannon, 2004, s. 665). MMT byl docela akceptovatelný ve své specifitě, překonávající kritérium 60% navržené rovněž Lincolnem et al. (Lincoln et al. in Bohannon, 2004, s. 665). Všechny měření prováděl jediný muž. Nevýhodou takového samostatného provedení je zaujatost testujícího, která je nechtěná a může ovlivnit výsledky měření stejně jako další faktory, mezi které patří pohlaví a síla testujícího (Bohannon, 2005, s. 663 - 666). Přesná identifikace stranových rozdílů nebo deficitů je nesmírně důležitá pro zahájení, pokračování nebo změnu léčby, za tímto účelem nemůže být MMT schválený jako dostatečně adekvátní (Bohannon, 2005, s. 666).

„Cohenův kappa koeficient“ umožňuje určit, jak moc velká shoda testování existuje mezi několika doktory, kteří provádějí MMT u pacientů s „low back pain“ (LBP). Excelentní shoda mezi testujícími nastává u hodnot vyšších než 0,75. Čím více se hodnoty přibližují k 1, tím více jsou výsledky MMT a vyšetřujícího spolehlivější (Cuthbert, Goodheart, 2007, s. 4).

Wilholm a Bohannon vyšetřovali vliv síly testujícího na spolehlivost při opakování testu („Test-retest reliability“) a spolehlivost mezi třemi pozorovanými pracovníky („Inter-tester reliability“), kteří testovali tři svalové skupiny u 27

dospělých lidí. Seznamují nás se závěry, kdy při testování pomocí HHD byly výsledky spolehlivé do 120 N bez ohledu na sílu testujícího (Wilholm, Bohannon in Stone et al., 2011, s. 810). Vedle toho Fenter et al. ukazují, že spolehlivost u testování s HHD u slabší nebo starší populace nebyla ověřená tak jako spolehlivost, kterou ovlivňuje síla testujícího (Fenter et al. in Stone et al., 2011, s. 810). Analýzou opakovaných testů se odhalily zvětšující se rozdíly mezi nimi, kdy např. vzrůst velikosti pacientovi síly při měření nastává kvůli neuspokojivé subjektivní síle testujícího. Je tedy zřejmé, že síla samotného testujícího je u této sledované slabší populace důležitým předurčujícím faktorem spolehlivosti testování (Stone et al., 2011, s. 810).

Odbornost a zkušenosti testujícího jsou faktory, o kterých se hodně diskutuje s ohledem k reliabilitě MMT. Doplněním jednoho stupně o znaménka získáváme poměrně vysoce shodující se výsledky. „Inter-tester reliabilita“ se pohybuje z 82 - 97% a „Test-retest reliabilita“ je ještě vyšší, 96 - 98% (Cuthbert, Goodheart, 2007, s. 7). Závěry studie, kterou provedl Hayes et al. také podporují argument tolik zmiňované zaujatosti testujícího při provádění MMT. Zároveň ukazuje lepší spolehlivost v rámci jednoho vyšetřujícího oproti výsledkům několika testujících. Předkládá, že testující při opětovném hodnocení dokáže relativně spolehlivě zopakovat odpor stejnou razancí pro danou svalovou sílu, ale už je méně schopný napodobit kondici jiného testujícího (Hayes et al., 2002, s. 37).

EMG je validním ukazatelem rekrutmentu motorických jednotek (MJ), a tím objektivně odráží rozsah ve kterém je sval aktivní, na druhé straně je však zatížen problémy se senzitivitou a specifitou elektrodiagnostiky (Rosenbaum in Cuthbert, Goodheart, 2007, s. 7).

Hlavním cílem review Geera et al. bylo identifikovat metody používané k hodnocení svalové síly po chirurgické léčbě karpálního tunelu (Geere et al., 2007, s. 1). K tomu nejčastěji slouží MMT a dynamometrie s možností silového nebo špetkového stisku. Simpson nás upozorňuje, že dynamometry by neměly být používané za situace, kdy je testování bolestivé a stejně tak, kdy se narušená tkáň hojí (Simpson in Geere et al., 2007, s. 5). Měření po operaci ukazují nízké hodnoty, které korespondují se zmíněnou vyšší bolestivostí a zvýšenou citlivostí jizvy na tlak, který je na ni přenášen při vyvíjeném úsilí proti dynamometru (Geere et al., 2007, s. 5). Schreuders et al. zdůrazňují, že na výsledné síle stisku ruky se podílí svaly nejen ruky



ale také předloktí, které mají rozdílnou inervaci (Schreuders et al., 2004, s. 273). Testování silového stisku není primární volbou u pacientů po operaci s karpálním tunelem, protože samotný stisk vyžaduje synergii jak „intrinsic“ tak „extrinsic“ svalů, které nejsou inervované jen z n. medianus. Na základě toho může být svalová slabost m. abduktor pollicis brevis (APB) a m. opponens pollicis (OP), které jsou v této studii testované, skrytá. Při klíčovém stisku může být svalová slabost APB a OP také kompenzována synergisty. Štipcový a špetkový stisk jsou vhodnější, protože jsou více závislé na thenarovém svalstvu. I přesto, že dynamometrie představuje standardní postup s vysokou spolehlivostí v rámci jednoho i více testujících mezi sebou, v pooperačním období je zjevně nedostatečný ve své validitě a schopnosti odrážet klinické změny (Geere et al., 2007, s. 6). Oproti tomu MMT s MRC škálou je běžně používán k hodnocení individuální svalové síly u pacientů. Dle Schreuderse et al. a MacDermida je MMT více precizní v detekování silových změn „intrinsicových“ svalů, které jsou způsobené kompresí n. medianu v karpálním tunelu, a ačkoliv je kritizován u vyšších stupňů hodnotící škály, tak právě jeho lepší senzitivita u stupňů 0 - 3 je vhodná pro diagnózu poškozených nervů (Schreuders et al., MacDermida in Geere et al., 2007, s. 7). Nedostatečná senzitivita vyšších stupňů MMT je překonána alternativní metodou Rotterdam Intrinsic Hand Myometer (RIHM), jedná se o HHD, který umožňuje měřit sílu v newtonech u vyšších stupňů pro 2 „intrinsicové“ svaly inervované z n. medianus a 2 z n. ulnaris. Konkrétně měří abdukci palce, ukazováčku, malíčku a opozici palce (Geere et al., 2007, s. 7; Schreuders et al., 2004, s. 273).

42 studií bylo součástí konečného review zabývajícího se hodnocením síly stisku ruky. K měření byl používán Jamar dynamometr, zlatý standart mezi dalšími dynamometry. Absolutní hodnoty a přesnost měření může být ovlivněna stranovou dominancí, posturou, postavením v kloubu, úsilím, frekvencí testování, časem během dne a trénováním (Roberts et al., 2011, s. 424 - 425). Richards et al. studovali odlišnost vztahu pozice předloktí a stisku ruky. Výsledkem bylo, že při supinaci je produkována největší síla oproti neutrálnímu a pronáčnímu postavení (Richards et al. in Roberts et al., 2011, s. 426).

Systematické review provedené Bohannonem si určilo za cíl zesumarizovat výpovědní hodnoty stisku ruky jako ukazatele předpovědi důležitých výsledků. Za tímto účelem porovnal 45 výzkumných článků. Výsledkem bylo, že menší velikost stisku ruky je spojena s větší pravděpodobností předčasné mortality, vývojem disabilit,

většího rizika komplikací a delšího pobytu při hospitalizaci. Na základě této předpovědní validity a jednoduchosti Hand-Grip dynamometrie při měření stisku ruky, by mělo být provedení dynamometrie nezbytným ukazatelem k uvážení užitečnosti pro screening střední a starší generace (Bohannon, 2008, s. 3, 8).

Mei-Hwa et al. se zabývali modifikací stupně „Normal“ u plantárních flexorů tím, že sílu testujícího nahradili vlastní hmotností pacienta (Mei-Hwa et al, 2005, s. 1079). K tomu využili stoj na jedné noze a v této pozici opakované odlepení paty od země. U dospělých, bez známek patologie, se objevují značné rozdíly síly plantárních flexorů v rámci odlišného věku a pohlaví. Se zvyšujícím věkem dochází k poklesu svalové síly doprovázené změnou struktury a funkce svalových vláken ve svalovém břišku. Nejenom snížená svalová síla, ale i balanční kontrola, má obrovský vliv při testování na jedné noze. Pro starší lidi je charakteristické zhoršení propriorecepce, funkce vestibulárního systému a dalších mechanismů podílejících se na kontrole balance těla. Z toho vyplývá, že starší pacienti jsou předurčení při provádění tohoto testu k horším výkonům (Mei-Hwa et al., 2005, s. 1082 - 1083). Výsledky Lunsford a Perry se liší od Mei-Hwa et al. díky různé charakteristice probandů. U prvních jmenovaných se testu zúčastnili sportovci oproti druhé studii, kterou tvořili probandi vyhýbající se fyzické aktivitě. Velikost odporu během testování je dána konkrétní hmotností testovaného. To je hlavní rozdíl, vysvětlující odlišnost obou studií. Kdy v první studii muži vážili o 20 kg více než ženy, které ve druhé studii měli o 10 kg menší hmotnost než muži. Na základě těchto kritérií Lunsford a Perry navrhli pro stupeň „normal“ 25 opakování (Lunsford, Perry in Mei-Hwa et al., 2005, s. 1083). Mei-Hwa et al. berou v úvahu, že odlišnosti věku a pohlaví mají možná také sklon k rasovým a kulturním odlišnostem mezi obyvatelstvem východu a západu. Bylo například oznámeno, že obyvatelé západu cvičí pravidelně o 40% více než Tchajwanští. Z toho nám vyplývá, že testující by měl uvažovat při MMT vliv věku, pohlaví a etnické rasy testovaného (Mei-Hwa et al., 2005, s. 1083).

Hislop a Montgomery byli v roce 1995 zastánci jen 20 opakování (Hislop, Montgomery in Mei-Hwa et al., 2005, s. 1083). Profesor Janda nevyužíval dříve popsanou pozici vůbec, a proto testující klade pacientovi v sedě třikrát maximální odpor proti směru pohybu (Janda et al., 2004, s. 239). Kendall testuje pouze schopnost zvednout patu nad podložku při stoje na jedné noze (Kendall, McCreary, Provance, 1993, s. 205). Wadsworth et al. přiděluje stupeň z číselné škály na základě porovnání

základních principů a samotných výsledků testu s individuálním přihlédnutím k věku, pohlaví a hmotnosti testovaného (Wadsworth et al. in Mei-Hwa et al., 2005, s. 1083). Sepic et al., Lexell et al., Stol et al. se shodují, že na základě menšího fyziologického průřezu svalu, ženy disponují menší silou než muži (Sepic et al., Lexell et al., Stol et al. in Mei-Hwa et al., 2005, s. 1083).

Linton, Wolfe, Sokka et al. informovali o snížení svalové síly vlivem bolesti a zdůraznili taky důležitost psychologických aspektů např. strach a úzkost, které se stejně tak podílí na nižší síle (Linton, Wolfe, Sokka et al. in Dunn, Iversen, 2003, s. 27).

Sílu můžeme i my sami ovlivnit, respektive v našem případě zvýšit různými typy cvičení. Důsledek odporového cvičení, vyžadující silovou kontrakci, se projevuje zvýšením objemu rychlých vláken (II) a jejich bílkovinných filament, a tím i objemu svalu vyjádřeného jeho fyziologickým průřezem, který koreluje se zvýšením kontraktibilních schopností, a tudíž větší produkcí svalové síly související se zvýšením počtu paralelních myofibril. Takto generovaná větší svalová síla se promítá i do změn podpůrného systému, především kostí, ale také vaziva (Máček in Máček, Radvanský, 2011, s. 30).

Studie Andersen et al. informovala o výsledku 14 denního odporového cvičení kombinovaného s dostatečným přísunem bílkovin, kdy došlo ke zbytnění svalových vláken typu I. asi o 18% a typu II. o 26% spojeného s nárůstem svalového výkonu (Andersen et al., 2005, s. 151).

Thorstensson et al. se zaměřili na porovnání izokinetické dynamometrie extenzorů kolene a výsledků biopsie m. vastus lateralis zdravých mladých mužů. Probandi, u kterých bylo nižší zastoupení vláken typu II, se projevovali menší silou s rychlejší úhlovou rychlostí. Naopak u vyššího zastoupení vláken typu II se během opakovaných maximálních kontrakcí síla snižovala minimálně (Thorstensson et al. in Griffin, McClure, Bertorini, 1986, s. 32 - 33).

Další typ cvičení má formu vytrvalostní. Jeho výhodou je efektivita v rámci metabolismu kosterního svalu, stimuluje vznik mitochondrií spojeného se zvýšenou oxidativní kapacitou a odolností k únavě. Tento aerobní trénink vyvolává zmožení pomalých svalových vláken (I). Stimuluje tvorbu a formaci kapilár, jako následek zlepšené dodávky kyslíku k mitochondriím (Máčková, Máček in Máček, Radvanský,

2011, s. 23 - 24, 30).

Svalovou sílu můžeme také zhodnotit použitím tzv. funkčních testů (Bohannon, 2002, s. 7). Při funkčních testech nehodnotíme konkrétní svalové skupiny, ale vyšetřujeme dovednosti bez kterých se neobejdeme při každodenních činnostech (např. osobní hygiena, oblékání, lokomoce, příjem potravy a jiné). Mezi nejvíce uplatňované testy patří Barthel Index (BI) nebo Functional Independence Measure (FIM), sloužící k hodnocení funkční zdatnosti a míry soběstačnosti. Velmi často se používají u pacientů po CMP. U některých diagnóz se setkáváme se speciálně vytvořenými testy např. u dětské mozkové obrny se svalová aktivita posuzuje pomocí Gross Motor Function Measure (GMFM) a u spinálních pacientů Spinal Cord Independence Measure (SCIM) (Smékal, Lepšíková in Kolář, 2009, s. 77).

## ZÁVĚR

Prostudováním problematiky svalové síly zjišťuji, že vedle anatomických aspektů se na velikosti síly podílí také pohlaví, věk, hmotnost, výška, rasa, kondice a svou roli hraje i dominance ruky. Tyto aspekty, tedy ovlivňují vyvíjenou sílu, jak testovaného, tak testujícího. Z předešlého soupisu parametrů, které určují svalovou sílu, je patrné, že přesnost nebo vyšetření svalové síly je velmi složité.

Hodnocení svalové síly si prošlo historickým vývojem. Přes trénování výkonnosti pro vojenskou službu, zvedání závaží, napínání luku s pozdějším srovnáním výsledků se silou koně se vytvářeli prvotní jednoduché dynamometry. O prvním funkčním dynamometru se dočítáme z roku 1807 a prvotní zmínky o svalovém testu sahají až do období 1912 - 1916, kdy Dr. Lowett testoval svalovou sílu u dětí s dětskou obrnou a je tedy považován za tvůrce svalového testu. V dalších letech se svalový test vyvíjel, měnila se hodnotící škála jednotlivých tvůrců, ale princip, na kterém byl v počátku vytvořen zůstal takřka stejný. Se svalovým testem nemůžeme opomenout jméno terapeutky Kendall a jejího manžela, kteří se od roku 1936 zabývali hodnocením síly u dětských pacientů s poliomyelitidou a jejich první publikace vyšla v roce 1949. Ve stejném roce u nás profesor Janda, tehdy teprve 21letý student medicíny, publikoval také Svalový test. Vedle těchto jmenovaných konceptů se vyvinulo mnoho metod s cílem hodnotit svalovou sílu.

Porovnáním studií zahrnutých v mé práci vyplývá, že svalový test je klinicky nejvíce používaný na základě jeho jednoduchosti a vyhovujícím podmínkám, kdy během jeho provedení nejsou nutné žádné drahé nástroje a v podstatě může být aplikován okamžitě.

Ačkoliv podléhá subjektivitě nebo může být omezeno jeho provedení, v závislosti na síle testujícího, ve srovnání s dalšími metodami stále zůstává nejvíce klinicky využívanou metodou k detekci svalové slabosti (Mei – Hwa et al., 2005, s. 1079). Několik studií se dále ztotožňuje, že jeho provedení závisí na zkušenostech a úsudku testujícího (Hayes et al., 2002, s. 37). Periodické hodnocení síly nám poskytuje zpětné informace o průběhu léčby případně progresi onemocnění (Griffin, McClure, Bertorini, 1986, s. 32).

Další zahrnuté výzkumy ukazují, že dynamometry jsou účelným doplňkem hodnocení, ale nikoliv náhradou svalového testu (Brandsma, Schreuders, 2001, s. 277).

Svalový test je nenahraditelnou metodou zvláště tehdy, kdy probíhá postupná reinervace a výsledky jsou pro nás obrazem navracející se motorické funkce. Zároveň nižší stupně, konkrétně 3 a níž, jsou objektivní oproti vyšším stupňům, které musí překonat, jak konstantní gravitaci, tak navíc ještě terapeutův odstupňovaný odpor, který je hodně diskutabilní. Není tomu totiž jinak ani u síly terapeuta, která je také individuální a závislá na všech zmiňovaných parametrech v této bakalářské práci.

V současnosti svalový test nabývá na významu ve své kvalitní stránce, kdy nám v klinické praxi pomáhá s analýzou provedení pohybu a vyšetřením hybných stereotypů.

Objektivnost izokinetických dynamometrů je v praxi potlačena díky jejich vysoké ceně a časové náročnosti provedení, a proto se spíše využívají ve vědeckém výzkumu. Levnějšími typy dynamometrů jsou myometry. Ty však měří jen sílu v určitém místě pohybu. Ze studií vyplývá, že „Hand-grip dynamometry“ a z nich nejvíce uplatněný Jamar dynamometr jsou na tom s aplikací v praxi o něco lépe, jsou součástí funkčního vyšetření, ale jejich používání limituje jejich výsledek vypovídající o souhrě jak svalů ruky tak také předloktí, což je nevyhovující pro detekci svalové síly určitého svalu. Elektromyografie (EMG), jako další metoda objektivního hodnocení vedle dynamometrie, je v současnosti poměrně diskutabilní, ale s rozvíjející technikou by mohlo dojít k ozřejnění této problematiky. Nejspornějším stupněm svalového testu se jeví stupeň 4, jeho význam však v běžném životě spočívá v tom, že tak velkou sílu, která dokáže něco zvednout a ještě udržet proti gravitaci, potřebujeme pro provedení nějaké funkce.

Já osobně po napsání této práce považuji za velkou výhodu rozčlenění jednotlivých stupňů, které mají jinak velké rozmezí, do podskupin A, B, C v modifikované škále MRC nebo popřípadě znaménky ve škále dle terapeutky Kendall, což terapeutům zlepšuje přesnost hodnocení oproti klasické škále 0 - 5 dle profesora Jandy nebo autorů Daniels & Worthingham.

Na závěr práce se ztotožňuji s Florence Peterson Kendall. Podle ní je svalový test nenahraditelný a obzvláště kvůli citu terapeutových rukou by měl zůstat i nadále užitečnou technikou pro hodnocení s následnou terapií v klinické praxi.

# LITERATURA A PRAMENY

AKSU, Sibel, YAKUT, Yavuz. 2003. Test-retest reliability of hand-held dynamometer and manual muscle strength measurements in amyotrophic lateral sclerosis. *Fizyoterapi Rehabilitasyon* [online]. 14 (2), 66 - 71 [cit. 20. 1. 2012]. ISSN 1300-8757. Dostupné z:

<http://www.fizyoterapirehabilitasyon.org/uploads/dergi/203.pdf>

ANDERSEN, Lars L. et al. 2005. The effect of resistance training combined with timed ingestion of protein on muscle fiber size and muscle strength. *Metabolism Clinical and Experimental* [online]. 54, 151 - 156 [cit. 20.3.2012]. Dostupné z:

[http://ac.els-cdn.com/S0026049504003063/1-s2.0-S0026049504003063-main.pdf?\\_tid=7daddf833c0f3c789e127bfc451a8de7&acdnat=1334910968\\_149de61a0bdbb1cc0bfdcb5f478337eb](http://ac.els-cdn.com/S0026049504003063/1-s2.0-S0026049504003063-main.pdf?_tid=7daddf833c0f3c789e127bfc451a8de7&acdnat=1334910968_149de61a0bdbb1cc0bfdcb5f478337eb)

BARTŮŇKOVÁ, Staša. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení*. 2nd ed. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 978-80-246-1171-6.

BHARDWAJ, Praveen, BHARDWAJ, Nanin. 2009. Motor grading of elbow flexion – is Medical Research Council grading good enough? *Journal of Brachial Plexus and Peripheral Nerve Injury* [online]. 4 (3), 1 - 3 [cit.20.2.2012]. Dostupné z:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2694805/pdf/1749-7221-4-3.pdf>

BLAHUŠ, Petr, MĚKOTA, Karel. *Motorické testy v tělesné výchově*. 1st ed. Praha: Státní pedagogické nakladatelství. 1983, ISBN 14-467-83.

BOHANNON, Richard W. 2002. Quantitative testing of muscle strength: issues and practical options for the geriatric population. *Top Geriatr Rehabil* [online].

18 (2), 1 - 17 [cit.17.1.2012]. Dostupné z:

[http://journals.lww.com/topicsingeriatricrehabilitation/Fulltext/2002/12000/Quantitative\\_Testing\\_of\\_Muscle\\_Strength\\_Issues.3.aspx](http://journals.lww.com/topicsingeriatricrehabilitation/Fulltext/2002/12000/Quantitative_Testing_of_Muscle_Strength_Issues.3.aspx)

BOHANNON, Richard W. 2005a. Manual muscle testing: does it meet the standard of an adequate screening test? *Clinical Rehabilitation* [online]. 19, 662 - 667 [cit.17. 1. 2012]. Dostupné z:

<http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&hid=14&sid=0e00c08d-e56f-47a0-846a-e6ccb7e0b67%40sessionmgr13>

BOHANNON, Richard W. 2005b. Measuring muscle strength in neurological disorders. *Fizyoterapi Rehabilitasyon* [online]. 16 (3), 120 - 133 [cit.11. 4. 2012]. ISSN 1300-8757. Dostupné z:

<http://www.fizyoterapierehabilitasyon.org/uploads/dergi/147.pdf>

BOHANNON, Richard W. 2008. Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 31 (1), 3 - 10 [cit.11.4.2012]. Dostupné z:

<http://search.proquest.com/docview/213623922/fulltextPDF?accountid=16730>

BRANDSMA, J. Wim, SCHREUDERS, Ton A. R. 2001. Sensible manual muscle strength testing to evaluate and monitoring strength of the intrinsic muscles of the hand: a commentary. *Journal of Hand Therapy* [online]. 14 (4), 273 - 278 [cit. 21.2.2012]. Dostupné z:

[http://ac.els-cdn.com/S0894113001800053/1-s2.0-S0894113001800053-main.pdf?\\_tid=f25837892fdcf51a4f650c0d2e78c256&acdnat=1334594740\\_e73062694bc47200a2e72f353e9cca4e](http://ac.els-cdn.com/S0894113001800053/1-s2.0-S0894113001800053-main.pdf?_tid=f25837892fdcf51a4f650c0d2e78c256&acdnat=1334594740_e73062694bc47200a2e72f353e9cca4e)

CUTHBERT, Scott C., GOODHEART, Georgie J. 2007. On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. *Chiropractic & Osteopathy* [online]. 15 (4), 1 - 23 [cit.21.2.2012]. Dostupné z:

<http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1746-1340-15-4.pdf>

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 2nd ed. Praha: Grada Publishing, 2008. ISBN 80-7169-970-5.

DANIELS, Lucille, WORTHINGHAM, Catherine. *Muscle testing techniques of manual examination*. 3rd ed. London: W. B. Saunders Company, 1972. ISBN 0-7216-2876-1.



DUNN, Jessica C., IVERSEN, Maura D. 2003. Interrater reliability of knee muscle forces obtained by hand-held dynamometer from elderly subjects with degenerative back pain. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 26 (3), 23 - 29 [cit. 20. 2. 2012]. Dostupné z:

<http://search.proquest.com/docview/213623968/136210363584EC62D83/1?accountid=16730>

DYLEVSKÝ, Ivan. *Obecná kineziologie*. 1st ed. Praha: Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1st ed. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

ENOKA, Roger M. *Neuromechanics of Human Movement*. 4th ed. New Zealand: Human Kinetics, 2008. ISBN 13: 978-0-7360-6679-2.

ESCOLAR, D. M. et al. 2001. Clinical evaluator reliability for quantitative and manual muscle testing measures of strength in children. *Muscle & Nerve* [online]. 24, 787 - 793 [cit.29.3.2012]. Dostupné z:

<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mus.1070/pdf>

FLORENCE, Julaine M. et al. 1992. Intrarater reliability of manual muscle test (Medical Research Council Scale) Grades in Duchenne's muscular dystrophy. *Physical Therapy* [online]. 72 (2), 115 - 126 [cit. 20.1.2012]. Dostupné z:

<http://ptjournal.apta.org/content/72/2/115.long>

GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20th ed. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-311-7.

GEERE, Jo, et al. 2007. Power grip, pinch grip, manual muscle testing or thenar atrophy - which should be assessed as a motor outcome after carpal tunnel decompression? A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 8 (114), 1 - 9 [cit. 13. 4. 2012]. Dostupné z

<http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1471-2474-8-114.pdf>

GRIFFIN, Judy W., McCLURE, Mary H., BERTORINI, Tulio E. 1986. Sequential isokinetic and manual muscle testing in patients with neuromuscular disease. *Physical Therapy* [online]. 66 (1), 32 - 35 [cit. 13. 4. 2012]. Dostupné z: <http://physther.org/content/66/1/32.full.pdf+html>

HAMILL, Joseph, KNUTZEN, Kathleen M. *Biomechanical basis of human movement*. 2nd ed. Baltimore: Lippincot Williams & Wilkins, 2003. ISBN 0-7817-6306-1.

HANINEC, P., KAISER, R. 2011. Operační léčba plexus brachialis. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 74 (6), 619 - 630 [cit. 13. 4. 2012]. Dostupné z:

[http://www.csmn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/operacni-lecba-poraneni-plexus-brachialis-36303?confirm\\_rules=1](http://www.csmn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/operacni-lecba-poraneni-plexus-brachialis-36303?confirm_rules=1)

HAYES, Kimberley et al. 2002. Reliability of 3 methods for assessing shoulder strength. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees* [online]. 11 (1), 33 - 39 [cit. 11. 4. 2012]. ISSN 1058 - 2746. Dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274602009448>

HENNING, Andersen, JOHANNES, Jakobsen. 1997. A comparative study of isokinetic dynamometry and manual muscle testing of ankle dorsal and plantar flexors and knee extensors and flexors. 1997. *European Neurology* [online]. 37 (4), 239 - 242 [cit. 7.2.2012 ]. Dostupné z:

<http://search.proquest.com/docview/194914257/fulltextPDF/13498DF711850CC34E2/5?accountid=16730>

JAMES, Michelle A. 2007. Use of the Medical Research Council muscle strength grading system in the upper extremity. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 32 (2), 154 - 156 [cit. 7.2.2012 ]. Dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0363502306012597>

JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. 1st ed. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-0722-5.

JOHNSTON, Adam P. W., LISIO, Michael, PARISE, Gianni. 2008. Resistance training, sarcopenia, and the mitochondrial theory of aging. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* [online]. 33, 191 - 199 [cit. 20.3.2012 ]. ISSN 1715-5320.

Dostupné z:

<http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&hid=12&sid=1463ebf3-d550-4b75-bee6-ec574e54a59d%40sessionmgr13>

KENDALL, Florence P., McCREARY, Kendall E., PROVANCE, Patricia G. *Muscles testing and function with posture and pain*. 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993. ISBN 0-683-04576-8.

KENDALL, Florence Petereson et al. *Muscles testing and function with posture and pain*. 5th ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 13: 978-0-7817-4780-6.

KURIŠČÁK, Eduard. 2011. Fyziologie svalstva. In: Otomar KITTNAR et al. *Lékařská fyziologie*. 1st ed. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.

LATASH, Mark L. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c1998. ISBN 0-88011-756-7.

LINDLE, R. S., METTER, E. J., LYNCH, N. A. et al. 1997. Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. *Journal of Applied Physiology* [online]. 83 (5), 1581 - 1587 [cit.22.3.2012] Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/83/5/1581.full.pdf+html>

MACAVOY, Michael C., GREEN, David P. 2007. Critical reappraisal of Medical Research Council muscle testing for elbow flexion. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 32 (2), 149 - 153 [cit. 7.2.2012]. Dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0363502306011488>

MÁČEK, Miloš. 2011. Změny svalů a svalové síly s věkem. In MÁČEK, Miloš, RADVANSKÝ, Jiří. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1st ed. Praha: Galén, s. 142 - 143. ISBN 978-80-7262-695-3.

MÁČEK, Miloš. 2011. Adaptace pohybového aparátu. In MÁČEK, Miloš, RADVANSKÝ, Jiří. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1st ed. Praha:

Galén, s. 142 - 143. ISBN 978-80-7262-695-3.

MÁČKOVÁ, Jiřina, MÁČEK, Miloš. 2011. Svalová síla. In MÁČEK, Miloš, RADVANSKÝ, Jiří. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1st ed. Praha: Galén, s. 153. ISBN 978-80-7262-695-3.

MÁČKOVÁ, Jiřina, MÁČEK, Miloš. 2011. Rozdíly ve stavbě a složení těla. In MÁČEK, Miloš, RADVANSKÝ, Jiří. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1st ed. Praha: Galén, s. 151 - 152. ISBN 978-80-7262-695-3.

MEI-HWA, Jan et al. 2005. Effects of age and sex on the results of an ankle plantar-flexor manual muscle test. *Physical Therapy Journal of the American Physical Therapy Association* [online]. 85 (10), 1078 - 1084 [cit.13.4.2012]. Dostupné z:

<http://www.physther.org/content/85/10/1078.full.pdf+html>

MILLER, Robert G. 2002. Measurement of strength: summary. *Amyotrophic Lateral Sclerosis & Other Motor Neuron Disorders* [online]. 1, 51 - 53 [cit.13.4.2012]. ISSN 1466-0822. Dostupné z:

<http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=57e11912-72f9-4679-addc-eb7f4b646abb%40sessionmgr14&vid=1&hid=14>

NEUMAN, Jan. *Cvičení a testy obratnosti, vytrvalosti a síly*. 1st ed. Praha: Portál, 2003. ISBN 80-7178-730-2.

NEWMAN, Anne B. et al. 2003. Strength and muscle quality in a well-functioning cohort of older adults: the health, aging and body composition study. *Journal American Geriatrics Society* [online]. 51 (3), 323 - 330 [cit.22.3.2012]. Dostupné z:

<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1532-5415.2003.51105.x/pdf>

NOREAU, Luc, VACHON, Joelle. 1998. Comparison of three methods to assess muscular strength in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* [online]. 35 (10), 716 - 723 [cit.21.1.2012]. Dostupné z:

<http://www.nature.com/sc/journal/v36/n10/abs/3100646a.html>

ROBERTS, Helen C. et al. 2011. A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. *Age and Ageing* [online]. 40, 423 - 429 [cit. 22. 3. 2012 ]. Dostupné z:

<http://ageing.oxfordjournals.org/content/40/4/423.full.pdf+html>

ROKYTA, Richard et al. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1st ed. Praha: IVS nakladatelství, 2000. ISBN 80-85866-45-5.

SHENOY, Shweta, MISHRA, Priyaranjan, SANDHU, Jaspal Singh. 2011a. Comparison of the IEMG activity elicited during an isometric contraction using manual resistance and mechanical resistance. *Ibnosima Journal of Medicine and Biomedical Science* [online]. 3 (1), 9 - 14 [cit. 22.2.2012]. Dostupné z:

<http://journals.sfu.ca/ijmbs/index.php/ijmbs/article/view/105/298>

SHENOY, Shweta, MISHRA, Priyaranjan, SANDHU, Jaspal Singh. 2011b. Peak torque and IEMG activity of quadriceps femoris muscle at three different knee angles in a collegiate population. *The Journal of Exercise Science and Fitness* [online]. 9 (1), 40 - 45 [cit. 22.3.2012]. ISSN 1728-869. Dostupné z:

<http://www.scsepf.org/doc/2011/05-JESF-2010-016.pdf>

SCHMITT, Walter H., CUTHBERT, Scott C. 2008. Common errors and clinical guidelines for manual muscle testing: “the arm test“ and other inaccurate procedures. *Chiropractic & Osteopathy* [online]. 16 (16), 1 - 14 [cit. 20.3.2012]. Dostupné z:

<http://chiromt.com/content/pdf/1746-1340-16-16.pdf>

SCHREUDERS, Ton A. R. et al. 2004. Long - term outcome of muscle strength in ulnar and median nerve injury: comparing manual muscle strength testing, grip and pinch strength dynamometers and a new intrinsic muscle strength dynamometer. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 36, 273 - 278 [cit. 22.3.2012]. ISSN 1650 - 1977. Dostupné z:

<http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=59592bad-fd77-425f-b85f-b94010f2c013%40sessionmgr15&vid=1&hid=18>

SILVENTOINEN, Karri et al. 2008. Heritability of body size and muscle strength in young adulthood: a study of one million swedish men. *Genetic Epidemiology* [online]. 32 (4), 341 - 349 [cit. 22.3.2012]. Dostupné z:

<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/gepi.20308/pdf>

SISTO, Sue Ann, DYSON-HUDSON, Trevor. 2007. Dynamometry testing in spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 44 (1), 123 - 136 [cit.22.3.2012]. Dostupné z:

<http://www.rehab.research.va.gov/jour/07/44/1/pdf/sisto.pdf>

SMÉKAL, David, LEPŠÍKOVÁ, Magdaléna. 2009. Vyšetření svalové síly. In: Pavel KOLÁŘ et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1st ed. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

STONE, Carol A. et al. 2011. Hand-held dynamometry: tester strength is paramount, even in frail populations. *Journal Rehabil Med* [online]. 43 (9), 808 - 811 [cit. 20. 3. 2012 ]. Dostupné z:

<http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.2340/16501977-0860&html=1>

TROJAN, Stanislav et al. *Lékařská fyziologie*. 4th ed. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2nd ed. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

## SEZNAM ZKRATEK

ADP	adenozindifosfát
AP	akční potenciál
APB	m. abduktor pollicis brevis
Atd.	a tak dále
ATP	adenosintrifosfát
cit.	citace
cm	centimetr
CT	počítačová tomografie
č.	číslo
et al.	a jiní
HHD	Hand-Held dynamometr
Hz	hertz
IEMG	Integrovaná elektromyografická aktivita
K <sup>+</sup>	draselný kation
kg/cm <sup>2</sup>	kilogram na centimetr čtverečný
L	střední délka svalu
m.	musculus
MJ	motorická jednotka
MMR	Nukleární magnetická rezonance
MMT	„Manual muscle testing“
MRC	Medical Research Council
ms	milisekunda
mV	milivolt
MVIC	Maximální volní izometrická kontrakce
n.	nervus
N	newton
např.	například
N/cm <sup>2</sup>	newton na centimetr čtverečný
nm	nanometr
obr.	obrázek
OP	m. opponens pollicis

př. n. l.	před naším leptopočtem
příl.	příloha
s.	strana
T-tubuly	transverzální tubuly
tzv.	takzvaný
viz	vidět
μm	mikrometr
W	hmotnost svalu
WVFF	Weberův vzorec fyziologického průřezu



# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1. Anatomický a fyziologický průřez svalu (Hamill, Knutzen, 2003, s. 67).....	9
Obr. 2. Stavba svalu (Hamill, Knutzen, 2003, s. 65).....	11
Obr. 3. Gordonova křivka (Trojan et al., 2003, s. 101) .....	19

# SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 – Záznamová karta dle Kendall (Kendall et al., 2005, s. 29).....	59
Příloha 2 – Záznamová karta dle Jandy (formulář používaný zdravotní pojišťovnou VZP, dodán Oddělením rehabilitace FN Olomouc) .....	60
Příloha 2 - Záznamová karta dle Jandy- pokračování.....	61
Příloha 3 – Záznamová karta dle Daniels & Worthingham (Daniels, Worthingham, 1972, s. 12 - 13) .....	62
Příloha 3 - Záznamová karta dle Daniels & Worthingham- pokračování .....	63





Příloha 2 - Záznamová karta dle Jandy- pokračování

PRAVA					LEVA							
	/ 19.....	/ 19.....	/ 19.....	/ 19.....	Pohyb	Sval	Periferní inervace	Segm. Inervace	/ 19.....	/ 19.....	/ 19.....	/ 19.....
Krk					Flexe sunutím	Sternocleidomastoideus	Accessorius	n. XI.				
					Flexa obloukem	Scalení	Plexus cervic.	C <sub>3-8</sub>				
					Extensa	Trapezius	Accessorius	n. XI.				
Lopatka					Abdukce	Serratus ant.	Thoracicus	C <sub>5-7</sub>				
					Addukce a rotace	Rhomboidi mjr. et mjr., Trapezius pars med.	Dorsalis scapulae Plexus cervic.	C <sub>4-5</sub> C <sub>3-4</sub>				
					Elevace	Trapezius pars cran.	Accessorius	C <sub>3-4</sub>				
					Deprese	Trapezius pars caud.	Plexus cervic.	C <sub>3-4</sub>				
Rameno					Ante-flexe	Deltoidaeus pars ant., Coracobrachialis	Axillaris Musculocutaneus	C <sub>5-6</sub> C <sub>5-7</sub>				
					Retro-flexe	Latisimus dorsi	Thoracodorsalis	C <sub>5-8</sub>				
					Abdukce	Deltoidaeus pars med., Supraspinatus	Axillaris Suprascapularis	C <sub>5-6</sub>				
					Abdukce v horiz.	Deltoidaeus pars post.	Axillaris	C <sub>5-6</sub>				
					Addukce horiz.	Pectoralis mjr.	Thoracici ventr.	C <sub>5-Th<sub>1</sub></sub>				
					Rotace ext.	Infraspinatus Teres minor	Suprascapularis Axillaris	C <sub>3-6</sub>				
					Rotace int.	Subscapularis Teres major	Subscapularis	C <sub>5-6</sub>				
Ložek					Flexe	Biceps, Brachialis Brachioradialis	Radialis Musculocutaneus	C <sub>5-6</sub>				
					Extense	Triceps brachii	Radialis	C <sub>7-8</sub>				
Předloktí					Supinace	Supinator Biceps	Musculocutaneus Radialis	C <sub>5-6</sub>				
					Pronace	Pronator teres Pronator quadratus	Medianus	C <sub>5-7</sub> C <sub>6-Th<sub>1</sub></sub>				
Zápěstí					Flexe a rad. dleka	Flexor carpi radialis	Medianus	C <sub>6-7</sub>				
					Flexe a uln. dleka	Flexor carpi ulnaris	Ulnaris	C <sub>5-Th<sub>1</sub></sub>				
					Extense a rad. dleka	Extensor carpi radialis longus et brevis	Radialis	C <sub>6-7</sub>				
					Flexe a uln. dleka	Extensor carpi ulnaris	Radialis	C <sub>7-8</sub>				
Přsty 3 čl.					Flexe MP	Lumbricales II, III Lumbricales IV, V	Medianus Ulnaris	C <sub>6-Th<sub>1</sub></sub>				
					Flexe IP <sub>1</sub>	Flexor digg. superi.	Medianus	C <sub>7-Th<sub>1</sub></sub>				
					Flexe IP <sub>2-5</sub>	Flexor digg. profund. II, III IV, V	Medianus Ulnaris	C <sub>6-Th<sub>1</sub></sub> C <sub>5-Th<sub>1</sub></sub>				
					Extense	Extensor digg.	Radialis	C <sub>6-8</sub>				
					Abdukce	Interossei dorsales Abductor digiti quinti	Ulnaris	C <sub>5-Th<sub>1</sub></sub>				
					Addukce	Interossei volares	Ulnaris	C <sub>6-Th<sub>1</sub></sub>				
					Opozice V	Opponens digiti quinti	Ulnaris	C <sub>5-Th<sub>1</sub></sub>				
Palec					Opozice	Opponens pollicis	Medianus	C <sub>6-7</sub>				
					Flexe MP	Flexor polli. brev. <small>esp. vpr. vpr. esp. vpr.</small>	Medianus	C <sub>6-7</sub> C <sub>6-Th<sub>1</sub></sub>				
					Flexe IP	Flexor pollicis longus	Ulnaris	C <sub>7-Th<sub>1</sub></sub>				
					Extense MP	Extensor pollicis brevis	Medianus	C <sub>7</sub>				
					Extense IP	Extensor pollicis longus	Radialis	C <sub>7</sub>				
					Abdukce	Abductor pollicis longus brevis	Medianus Radialis	C <sub>6-7</sub> C <sub>7-8</sub>				
					Addukce	Adductor pollicis	Ulnaris	C <sub>6</sub>				
Podpis					Poznámka:							

Klíč:

- 5 - 100% = pohyb v plném rozsahu a proti silnému odporu
- 4 - 75% = pohyb v plném rozsahu a proti střednímu odporu
- 3 - 50% = pohyb v plném rozsahu teprve proti vlastní váze
- 2 - 25% = pohyb v plném rozsahu, avšak s vyloučením vlastní váhy
- 1 - 10% = ztluk, bez pohybu v každé poloze
- 0 - 0% = ani ztluk

- S = Spasmus
- SS = Silný spasmus
- K = Kontraktura
- KK = Silná kontraktura
- Op = Omezený pohyb

<sup>\*)</sup> Rozsah pohybu může být omezen jinou příčinou než oslabením svalů.  
U těchto případů se uvádí příčina jako příčina spasmu S nebo K, nebo Op.



Příloha 3 - Záznamová karta dle Daniels & Worthingham- pokračování

LEFT		MUSCLE EXAMINATION		RIGHT	
		Examiner's Initials			
		Date			
		<b>SCAPULA</b>	Abductor	Serratus anterior	
			Elevator	Trapezius (superior)	
			Depressor	Trapezius (inferior)	
			Adductors	{ Trapezius (middle) Rhomboides maj. & min.	
		<b>SHOULDER</b>	Flexor	Deltoides (anterior)	
			Extensors	{ Latissimus dorsi Teres major	
			Abductor	Deltoides (middle)	
			Horiz. abd.	Deltoides (posterior)	
			Horiz. add.	Pectoralis major	
			Lateral rotator group		
			Medial rotator group		
		<b>ELBOW</b>	Flexors	{ Biceps brachii Brachialis	
			Extensor	Triceps brachii	
		<b>FOREARM</b>	Supinator group		
			Pronator group		
		<b>WRIST</b>	Flexors	{ Flex. carpi rad. Flex. carpi uln.	
			Extensors	{ Ext. carpi rad. l. & br. Ext. carpi uln.	
		<b>FINGERS</b>	M. P. flexors	Lumbricales	
			I. P. flexors (1st)	Flex. digit. sup.	
			I. P. flexors (2nd)	Flex. digit. prof.	
			M. P. extensor	Ext. digit. com.	
			Adductors	Interossei palmares	
			Abductors	Interossei dorsales	
			Abductor digiti minimi		
			Opponens digiti minimi		
		<b>THUMB</b>	M. P. flexor	Flex. poll. br.	
			I. P. flexor	Flex. poll. l.	
			M. P. extensor	Ext. poll. br.	
			I. P. extensor	Ext. poll. l.	
			Abductors	{ Abd. poll. br. Abd. poll. l.	
			Adductor pollicis		
			Opponens pollicis		
		<b>FACE:</b>			

Additional data: