

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Pavlína Sajdlová

**Srovnání efektu analytického cvičení dle svalového testu
a elektrogymnastiky u svalové hypotrofie**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Olomouc 2015

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Mgr. et Mgr. Petry Bastlové, Ph.D. a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 18. května 2015

.....

podpis

Poděkování

Chtěla bych touto cestou poděkovat vedoucí práce Mgr. et Mgr. Petře Bastlové, Ph.D. za ochotu při odborném vedení této diplomové práce, poskytnutí rad a připomínek k jejímu obsahu a formálnímu zpracování. Dále bych ráda poděkovala Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc při zpracování dat získaných pomocí videoanalýzy pohybu. Za ochotu a vstřícnost při zpracování experimentální části bych ráda poděkovala pacientům a pracovníkům lůžkového rehabilitačního oddělení a kineziologické laboratoře FNOL. Závěrem děkuji členům rodiny, kteří se podíleli na finální korektuře textu.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Srovnání efektu analytického cvičení dle svalového testu a elektrogymnastiky u svalové hypotrofie

Název práce: Srovnání efektu analytického cvičení dle svalového testu a elektrogymnastiky u svalové hypotrofie

Název práce v AJ: Comparison of effects of analytical exercise as in muscle function testing and neuromuscular electrical stimulation in muscle hypotrophy

Datum zadání: 31-01-2014

Datum odevzdání: 18-05-2015

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

Autor práce: Sajdlová Pavlína, Bc.

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Jiří Stacho

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit a porovnat efekt dvou možných terapeutických přístupů u svalové hypotrofie, a to elektrogymnastiky a analytického cvičení dle svalového testu. Pro tuto práci byla zvolena svalová hypotrofie m. quadriceps femoris související s totální endoprotézou kolenního kloubu. V teoretické části jsou shrnuty poznatky o svalové hypotrofii m. quadriceps femoris rozvíjející se v důsledku osteoartrózy kolenního kloubu a v důsledku totální endoprotézy kloubu, artrotické inhibici, vlivu hypotrofie svalu na funkční výkonnost pacientů, svalové síle a možnostech jejího hodnocení a elektrogymnastice. V experimentální části je pomocí izometrické dynamometrie m. quadriceps femoris a videoanalýzy pohybu hodnocen efekt jednotlivých terapeutických intervencí. Testovaný soubor obsahoval celkem 17 probandů, kteří byli náhodně rozděleni do dvou skupin. Všichni probandi byli měřeni dvakrát. Porovnávány byly vždy výsledky vstupního a výstupního měření a následně byl posuzován efekt testovaných metodik rehabilitace.

Abstrakt v AJ:

The purpose of the thesis was to investigate and compare the effect of two rehabilitation methods applied to muscle weakness – neuromuscular electrical stimulation and analytical exercise as in muscle function testing. For this work the chosen condition was quadriceps muscle weakness due to total knee arthroplasty. The theoretical section summarizes the findings of quadriceps muscle weakness due to knee osteoarthritis and total knee arthroplasty, arthrogenic muscle inhibition, influence of muscle weakness on functional ability, muscle strength and its development and neuromuscular electrical stimulation. The experimental section assessed the effect of different therapeutic interventions using isometric dynamometry quadriceps muscle and motion video analysis. The tested set consisted of 17 subjects who were randomly divided into two groups. Probandes were measured twice. We compared the results of first and final measurement and two different rehabilitation methods.

Klíčová slova v ČJ:

totální endoprotéza kolenního kloubu, neuromuskulární elektrická stimulace, m. quadriceps femoris, dynamometrie, svalová síla, svalová hypotrofie

Klíčová slova v AJ:

total knee arthroplasty, neuromuscular electrical stimulation, quadriceps femoris muscle, dynamometry, muscle strength, muscle hypotrophy

Rozsah: 101 stran, včetně 3 stran příloh

OBSAH

| | |
|---|-----------|
| ÚVOD | 8 |
| 1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ | 9 |
| 1.1 Svalová hypotrofie a atrofie..... | 9 |
| 1.1.1 Atrofie m. quadriceps femoris | 9 |
| 1.2 Svalová síla | 9 |
| 1.2.1 Faktory ovlivňující svalovou sílu | 10 |
| 1.3 Měření svalové síly | 10 |
| 1.3.1 Izometrická dynamometrie | 11 |
| 1.3.2 Izokinetická dynamometrie | 12 |
| 1.3.3 Svalový test..... | 13 |
| 1.3.4 Funkční testy..... | 13 |
| 1.4 Měření svalové síly m. quadriceps femoris | 14 |
| 1.4.1 M. quadriceps femoris | 14 |
| 1.4.2 Dynamometrie m. quadriceps femoris..... | 15 |
| 1.4.3 Vstávání ze sedu | 17 |
| 1.5 Osteoartróza kolenního kloubu | 17 |
| 1.5.1 Vliv osteoartrózy kolenního kloubu na m. quadriceps femoris..... | 18 |
| 1.6 Totální endoprotéza kolenního kloubu | 19 |
| 1.6.1 Pooperační stav m. quadriceps femoris | 20 |
| 1.7 Artrotická svalová inhibice | 21 |
| 1.7.1 AMI m. quadriceps femoris..... | 22 |
| 1.7.2 Diagnostika AMI | 23 |
| 1.7.3 Terapie AMI | 24 |
| 1.8 Vliv svalové síly m. quadriceps femoris na schopnost vstávání ze sedu | 24 |
| 1.9 Elektrogymnastika – neuromuskulární elektrická stimulace | 25 |
| 1.9.1 Motorický bod svalu..... | 26 |
| 1.9.2 Cíle elektrogymnastiky..... | 26 |
| 1.9.3 Rozdíl mezi volní kontrakcí a kontrakcí vyvolanou elektrickým proudem | 26 |
| 1.9.4 Parametry elektrogymnastiky | 26 |
| 1.9.5 Elektrogymnastika m. quadriceps femoris po TKA | 27 |
| 2 CÍLE A HYPOTÉZY | 30 |
| 2.1 Cíl práce | 30 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 2.2 | Vědecké otázky a hypotézy | 30 |
| 2.2.1 | Vědecká otázka č. 1 | 30 |
| 2.2.2 | Vědecká otázka č. 2 | 30 |
| 2.2.3 | Vědecká otázka č. 3 | 31 |
| 2.2.4 | Vědecká otázka č. 4 | 31 |
| 3 | METODIKA | 33 |
| 3.1 | Charakteristika souboru pacientů..... | 33 |
| 3.1.1 | Skupina podstupující elektrogymnastiku (NMES)..... | 33 |
| 3.1.2 | Skupina podstupující analytické cvičení dle svalového testu..... | 34 |
| 3.2 | Měření..... | 35 |
| 3.2.1 | Měření pomocí izometrického dynamometru..... | 35 |
| 3.2.2 | Měření pomocí videoanalýzy | 36 |
| 3.3 | Statistické zpracování získaných dat | 38 |
| 4 | VÝSLEDKY | 39 |
| 4.1 | Výsledky k vědecké otázce č. 1 | 39 |
| 4.2 | Výsledky k vědecké otázce č. 2 | 43 |
| 4.3 | Výsledky k vědecké otázce č. 3 | 47 |
| 4.4 | Výsledky k vědecké otázce č. 4 | 52 |
| 5 | DISKUZE..... | 58 |
| 5.1 | Diskuze k terapeutickým přístupům | 58 |
| 5.2 | Diskuze k vědecké otázce č. 1 | 61 |
| 5.3 | Diskuze k vědecké otázce č. 2 | 65 |
| 5.4 | Diskuze k vědecké otázce č. 3 | 67 |
| 5.5 | Diskuze k vědecké otázce č. 4 | 69 |
| 5.6 | Přínos pro praxi..... | 71 |
| 5.7 | Limity práce | 72 |
| | ZÁVĚR | 74 |
| | REFERENČNÍ SEZNAM..... | 75 |
| | SEZNAM ZKRATEK | 93 |
| | SEZNAM OBRÁZKŮ | 95 |
| | SEZNAM TABULEK..... | 96 |
| | SEZNAM PŘÍLOH | 98 |
| | PŘÍLOHY..... | 99 |

ÚVOD

Druhou nejčastější ortopedickou operací po implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu je implantace totální endoprotézy kloubu kolenního. Nejčastějšími indikacemi k této operaci jsou primární osteoartróza kolenního kloubu a posttraumatické artrotické změny. Vzhledem ke stárnutí populace a snižování průměrného věku pacientů podstupujících tento operační zákrok se počet ročně odoperovaných pacientů stále zvyšuje. Na úspěšný výsledek zákroku nemá vliv pouze samotný operační zákrok, ale také následná léčebná rehabilitace.

Jedním z důležitých faktorů, které po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu omezují pacienty v provádění některých aktivit, je svalová slabost m. quadriceps femoris. Ke zvýšení svalové síly můžeme přispět i elektrickou stimulací ve formě elektrogymnastiky, kterou aplikujeme na daný sval. Elektrogymnastiku používáme vždy pouze jako doplněk k základní terapii.

Cílem práce bylo porovnat efekt elektrogymnastiky přidané k základní terapii s efektem analytického cvičení dle svalového testu, kterým byla doplněna základní terapie prováděná u pacientů po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu. Experiment byl proveden během hospitalizace pacientů na lůžkovém rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice Olomouc.

Teoretické poznatky byly vytvořeny z odborných vědeckých článků, které byly vyhledávány v odborných databázích PubMed, ProQuest, EBSCO, MedScience Direct, MEDLINE (Ovid MEDLINE(R), Ovid Nursing Database), SpringerLink a vyhledávači Google Scholar pomocí klíčových slov. Rešerše odborných zdrojů byla provedena v intervalu od října 2014 do dubna 2015. Pro vyhledávání byla použita tato klíčová slova a spojení: total knee arthroplasty, electrical stimulation, quadriceps femoris, muscle strength, dynamometry, NMES, volitional exercise, quadriceps weakness, sit-to-stand, atrophy, knee osteoarthritis. Ve většině případů byla nutná přesnější specifikace daných klíčových slov pro vyloučení článků, které nesouvisely s daným tématem práce. Celkově bylo pro tvorbu diplomové práce použito 110 odborných zdrojů.

V rámci experimentální části práce bylo provedeno měření síly m. quadriceps femoris pomocí izometrické dynamometrie a videoanalýza pohybu, pomocí které byl hodnocen úhel v operovaném kolenním kloubu během aktivní extenze a vstávání ze sedu. Následně byl podle získaných výsledků porovnáván efekt jednotlivých terapeutických intervencí.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Svalová hypotrofie a atrofie

Atrofie je definována jako zmenšení objemu tkáně nebo orgánu v důsledku smršťování buněk. To je způsobeno ztrátou organel, cytoplazmy a buněčných proteinů (Bonaldo, Sandri, 2013, p. 25).

Mezi příčiny vzniku svalové hypotrofie a atrofie patří inaktivita spojená např. s upoutáním na lůžko, imobilizace některé části těla, denervace nebo se objevuje jako součást některých onemocnění (Zhang, Chen, Fan, 2007, p. 310).

Nedostatečná stimulace svalů vede k jejich hypotrofii – k úbytku svalové tkáně. Se svalovou hypotrofií je spojeno snížení síly svalů. Snížení výkonnosti svalů je provázeno výrazným zhoršením pohyblivosti člověka a tedy i kvality života (Frontera et al., 1991, p. 644; Newman et al., 2003, p. 323; Novotný, 2013, s. 11). Pro svalovou hypotrofii a atrofii je dále charakteristické zmenšení plochy příčného průřezu svalu (CSA – cross-sectional area) a zvýšení unavitelnosti daného svalu (Zhang, Chen, Fan, 2007, p. 310).

Svalovou atrofií bývají na končetinách častěji postiženy extenzorové svalové skupiny (Zhang, Chen, Fan, 2007, p. 311).

1.1.1 Atrofie m. quadriceps femoris

Stárnutí je spojeno s rozvojem svalové atrofie. Na dolních končetinách je úbytek svalové hmoty typický zejména pro m. quadriceps femoris. Hamstringy atrofují v menší míře (Frontera et al., 2000, p. 1321; Overend et al., 1992 in Ikeda, Tsumura, Torisu, 2005, p. 121).

Hypotrofie extenzorů kolenního kloubu se projeví na funkční výkonnosti jedince. Dochází také ke zvýšení rizika pádů (Carter et al., 2002, p. 365). Atrofie m. quadriceps femoris může být proto jednou z příčin disability starší populace (Ikeda, Tsumura, Torisu, 2005, p. 121).

1.2 Svalová síla

Lidské tělo lze rozdělit na jednotlivé tělesné segmenty o určité hmotnosti. Pro pohyb těchto segmentů, ať ve smyslu jejich zrychlení nebo zpomalení, je nutná síla. Tato síla je generována kosterními svaly (Bohannon, 2002, pp. 1–2).

Síla je základní výstupní schopností motorického systému. Často bývá interpretována jako měřítko výkonnosti jedince (Enoka, 1988, p. 147).

Měkota a Novosad (2005) sílu popisují jako schopnost překonávat odpor vnějšího prostředí pomocí silového úsilí (Měkota, Novosad, 2005, s. 113). Nejjednodušším způsobem lze charakterizovat silovou schopnost jako schopnost vynaložit úsilí proti odporu (Havel, Hnízdil, 2009, s. 7).

Dle Enoky (Enoka, 1988, p. 163) lze maximální sílu definovat jako maximální volní izometrickou sílu, kterou je schopen jedinec vyvinout.

Jako maximální síla je tedy označována síla, kterou je schopen vyvinout nervosvalový systém při maximální volní svalové kontrakci probíhající v izometrickém režimu (Havel, Hnízdil, 2009, s. 9). Při izometrické (statické) svalové kontrakci se nemění délka svalu, ale roste vnitřní svalové napětí. Statické úsilí má za následek moment síly a impulz, ale není prováděna mechanická práce (pohyb). Maximální svalová síla je významným ukazatelem svalové funkce (Dylevský, 2007, s. 171; Havel, Hnízdil, 2009, ss. 7–8).

1.2.1 Faktory ovlivňující svalovou sílu

Silová schopnost se obecně považuje za nejlépe ovlivnitelnou. Hlavním faktorem majícím vliv na velikost svalové kontrakce je plocha příčného průřezu svalu, kterou lze zvětšit hypertrofií svalových vláken. Počet svalových vláken je dán dědičně a během života se již nemění (Havel, Hnízdil, 2009, s. 10).

Dále síla svalového stahu závisí na anatomické délce svalu, počáteční délce svalových vláken, rychlosti svalové kontrakce, energetickém zásobení svalu, množství FG vláken, počtu aktivovaných motorických jednotek a intermuskulární koordinaci (synchronizaci zapojení motorických jednotek), době trvání kontrakce, intermuskulární synchronizaci (koordinované činnosti agonistů a relaxaci antagonistů), velikosti tření v kloubu a na působení elastické složky svalu a šlachy (Dylevský, 2007, s. 171; Havel, Hnízdil, 2009, s. 12; Janura, 2008, s. 55).

1.3 Měření svalové síly

Pro měření svalové síly bývá používán termín dynamometrie. Svalovou sílu můžeme měřit pouze nepřímo (Otáhal, 2010). K hodnocení úrovně silových schopností se využívají laboratorní a terénní testy (Havel, Hnízdil, 2009, s. 26). Některé z metod byly vyvinuty pro klinickou praxi, další jsou používány pro výzkumné účely. Metody dělíme podle způsobu měření (např. manuální, přístrojové) nebo podle typu svalové kontrakce, při které je síla měřena (např. izometrické, izokinetické) (Stam, 1990, p. 7).

K laboratornímu měření svalové síly se užívají různé typy dynamometrů. Dynamometry testují celé svalové skupiny, nejde tedy o měření síly jednotlivých svalů (Kolář, 2009, ss. 75–76).

Základními metodami jsou izometrická a izokinetická dynamometrie (Kolář, 2009, s. 75). Dynamometrie je metoda objektivní, výpovědní hodnota měření závisí na přesnosti použitého přístroje. Pro větší objektivizaci výsledků je vhodné provádět měření v několika opakováních (Mífková, 2004, s. 28).

Nejčastěji se izometrická a izokinetická dynamometrie využívá při rehabilitaci traumatických stavů, neuromuskulárních a kloubních onemocnění. Využití také nachází v přípravě sportovců, kde se pomocí ní hodnotí efektivita tréninkových programů (Stam, 1990, p. 15).

Jako terénní testy jsou označovány motorické testy zaměřené na výkon vyšetřovaného jedince. Podle výsledků těchto motorických testů lze nepřímo hodnotit sílu velkých svalových skupin (Havel, Hnízdil, 2009, s. 27).

V klinické praxi se nejčastěji používá hodnocení dle svalového testu, viz kapitola 1.3.3, s. 13 (Kolář, 2009, s. 76).

Měření svalové síly má výpovědní hodnotu pro stanovení oslabení svalstva, svalové dysbalance, ale nejčastěji bývá používáno k posouzení efektivy tréninkových nebo rehabilitačních plánů (Havel, Hnízdil, 2009, s. 26).

Výrazná ztráta svalové síly může vést k omezení samostatnosti jedince. Pokud např. dojde ke snížení svalové síly dolních končetin, projeví se tato ztráta při vstávání ze sedu, chůzi po rovině a po schodech nebo při běhu (Stam, 1990, p. 18).

1.3.1 Izometrická dynamometrie

Izometrická síla je měřena při izometrické svalové kontrakci. Ta je charakteristická růstem napětí svalu a neměnnou délkou svalu. Externí mechanická práce je nulová (Novotný, 2009).

Při izometrické dynamometrii jsou používány jednoduché piezoelektrické tenzometry nebo složitější dynamometry. Pomocí jednoduchých přenosných tenzometrů se většinou měří síla svalových skupin ovládajících jeden kloub. Naměřená síla se obvykle zobrazí přímo na displeji přístroje. Dynamometry, u kterých je tenzometrická sonda součástí speciálního měřicího křesla nebo lůžka, se používají při měření síly větších svalových skupin. V praxi jsou více využívané jednoduché tenzometry (Kolář, 2009, s. 76; Novotný, 2009). Jednoduché

ruční dynamometry jsou levné a jejich spolehlivost je při dodržení všech podmínek měření vysoká (Ploeg et al., 1984, Hyde, 1985 in Stam, 1990, p. 10).

Základem měřicích zařízení jsou piezoelektrické snímací sondy zaznamenávající zatížení v tlaku nebo tahu. Další část tvoří mikropočítačový modul pro registraci a zpracování naměřených hodnot, které se zobrazí přímo na výstupním zařízení nebo jsou přenášeny do počítače (Mífková, 2004, s. 27). Při měření je nutné dodržovat přesnou výchozí polohu, aby se zabránilo nežádoucím pohybům (Stam, 1990, p. 9).

Testovaná osoba má za úkol vyvinout maximální sílu proti pevnému odporu. Měření je prováděno v několika opakováních. Mezi jednotlivými pokusy je nutný krátký odpočinek pro uvolnění měřeného svalstva (Lauermann et al., 2014, p. 286; Mizner, Petterson, Snyder-Mackler, 2005, pp. 426–427). Z naměřených dat lze interpretovat maximální sílu (F_{\max} , jednotka N) a maximální moment síly (součin maximální síly a délky páky, jednotka Nm). U některých přístrojů lze vyhodnotit i silovou (dynamometrickou) křivku, která znázorňuje nárůst síly do maxima v závislosti na čase (Novotný, 2009).

Nevýhodou izometrického testování je fakt, že je síla vždy měřena pouze v jedné poloze. Pokud chceme sílu měřit ve větším rozsahu pohybu, je nutné změřit sílu izometrické kontrakce v několika různých polohách a měření se tak stává časově náročnější (Williams, Stutzman, 1959 in Stam, 1990, p. 9).

1.3.2 Izokinetická dynamometrie

Izokinetická síla je měřena při izokinetické svalové kontrakci, při níž je zapojeno větší množství svalů, pohyb je proveden v celém jeho rozsahu a je dodržena konstantní rychlost stahu. K měření izokinetické síly se používá izokinetický dynamometr. Tento typ dynamometru je vybaven elektromotorem, který zajišťuje konstantní rychlost bez ohledu na napětí kontrahovaných svalů a umožňuje testování izokinetických kontrakcí při různých rychlostech (Kolář, 2009, s. 76; Novotný, 2009).

Existují 2 typy izokinetických dynamometrů. První typ udržuje konstantní rychlost otáčení kolem osy kloubu a používá se pro testování pohybu v jednom velkém kloubu. Oproti tomu druhý typ udržuje konstantní rychlost posunu části těla po přímce a při tomto testování je zapojeno více svalových skupin a kloubů.

Hlavními interpretovanými hodnotami je silový výkon [N], moment síly [Nm], úhlová rychlost [$^{\circ}$ /s], rychlost lineárního pohybu [m/s], výkon [W] a práce [J] (Novotný, 2009).

Jde o přístrojově nejnáročnější měření síly (Havel, Hnízdil, 2009, s. 26).

1.3.3 Svalový test

Manuální testování svalové síly je v klinické praxi nejčastěji používanou metodou. Hlavní výhodou je časová a prostorová nenáročnost vyšetření (Licht, 1965, Rompe, 1972, Westers, 1982 in Stam, 1990, p. 8).

V České republice se nejčastěji využívá funkční svalový test podle Prof. MUDr. Vladimíra Jandy, DrSc.. V zahraničí je často používáno testování např. dle Kendalla (Kolář, 2009, s. 76).

Svalový test je analytická metoda. Používá se k určení síly jednotlivých svalových skupin. Dle svalového testu rozeznáváme 6 stupňů svalové síly (0–5) podle podmínek, za kterých je vyšetřovaný pohyb proveden. Mezi zásady testování patří provedení celého rozsahu pohybu, neměnná rychlost v celém rozsahu pohybu, pevná fixace, kladení odporu kolmo na směr pohybu, stejná síla odporu a odpor nikdy není kladen přes dva klouby. Nejdříve testovaný provede pohyb tak, jak je zvyklý. Následně je instruován a pohyb provede znovu dle instruktáže. Jde o subjektivní hodnocení, proto by opakované vyšetření mělo být vždy prováděno stejným pracovníkem (Janda, 2004, ss. 14–17). Subjektivní vnímání síly vyšetřovaným je závislé nejen na samotné síle, ale i na čase. Silnější kontrakce trvající kratší dobu může být oproti slabší kontrakci trvající delší dobu vnímána jako slabší (Westers, 1982 in Stam, 1990, p. 9).

Při vyšetřování se nezajímáme pouze o kvantitativní stránku pohybu, tedy zda je vyšetřovaný jedinec schopen pohyb provést v plném rozsahu, ale sledujeme i jeho kvalitativní stránku (Kolář, 2009, s. 77).

1.3.4 Funkční testy

Svalovou sílu lze hodnotit i podle funkčních testů. V rámci funkčních testů může být hodnocen např. čas nebo počet opakování. Odpořem při těchto testech je hmotnost těla nebo jeho jednotlivých segmentů (Bohannon, 2002, pp. 7–8).

Testy je kvůli přesnosti měření vhodné provádět v několika opakováních. Pokud jsou při funkčních testech použity pomůcky (např. francouzské hole), je nutné je zaznamenat do výsledků měření (Mizner et al., 2010, p. 730). V následujícím výčtu jsou uvedeny příklady funkčních testů nejčastěji používaných v odborných studiích u pacientů po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu (TKA).

Timed up and go test (TUG)

Při Timed up and go testu je měřen čas, za který pacient vstane ze židle (o výšce 46 cm), ujde 3 metry, otočí se, vrátí se zpět o 3 metry a posadí se zpět na židli. Tento úkol by měl pacient provést v co nejkratším možném čase, ale takovou rychlostí, aby se cítil bezpečně. Opora o horní končetiny při vstávání a sedání je při provádění testu povolena (Steffen, Hacker, Mollinger, 2002, p. 132).

Stair climbing test (SCT)

Při Stair climbing testu je měřen čas, za který pacient zvládne vyjít a sejít 12 schodů o výšce 18 cm a hloubce 28 cm. Test je nutné vykonat v co nejkratším čase. Pacient může využít jako oporu jedno zábradlí, ale doporučuje se test vykonat bez opory o horní končetiny (Mizner et al., 2010, p. 730).

Six-minute walk test (6MWT)

Při šestiminutovém testu chůze se měří vzdálenost, kterou pacient ujde po rovném terénu za 6 minut. Pokud je to nutné, mohou pacienti při testu používat pomůcky. Během testu mohou pacienti v případě nutnosti zastavit a odpočinout si (Mizner, Snyder-Mackler, 2005, p. 1085).

Sit-to-stand test (STS)

Sit-to-stand test (test vstávání ze židle) se často používá jako součást vyšetření starších osob. Při testu je vyloučena opora o horní končetiny, např. zkřížením horních končetin na hrudníku. Židle nebo křeslo, ze kterého vyšetřovaný vstává, by mělo mít pevný a tvrdý povrch a vždy musí být stabilní, aby bylo vyloučeno riziko pádu. Vyšetřovaný je vyzván, aby co nejrychleji vstal do stoje a zpět se posadil bez opory o horní končetiny. Hodnotí se buď počet dokončených opakování v určitém čase, nebo čas potřebný k určitému počtu opakování (Bohannon, 2002, p. 8; Guralnik et al., 1994, p. 86; Mahoney et al., 2002, p. 417).

1.4 Měření svalové síly m. quadriceps femoris

1.4.1 M. quadriceps femoris

Základní funkcí celého svalu je extenze v kolenním kloubu. Při chůzi je zodpovědný za vykročení dolní končetiny (Dylevský, 2009, s. 290). M. quadriceps femoris je primárním

stabilizátorem kolenního kloubu a brání poškození jeho struktur (Ytterberg, Mahowald, Krug, 1994 in Tok et al., 2011, p. 178).

Mm. vasti extendují bérce a jsou silnými stabilizátory kolenního kloubu. Zajišťují také stabilitu oporné dolní končetiny při přenášení hmotnosti těla během chůze. M. vastus lateralis má navíc malou rotační funkci (Véle, 2006, s. 253). M. rectus femoris provádí synchronizovanou flexi v kyčelním kloubu a extenzi v kolenním kloubu. Při extenzi v kolenním kloubu se patella posouvá proximálně a laterálně. M. vastus medialis přetahuje patellu zpět do střední polohy a společně s m. vastus lateralis optimalizují její polohu. Tím je zajištěna stabilizace kloubu (Dylevský, 2009, s. 290).

Při oslabení funkce m. quadriceps femoris je chůze možná, pokud je zachována funkce flexorů kolenního kloubu. Oporná dolní končetina je však ohrožena nestabilitou, která musí být kompenzována nouzovým uzamčením kolenního kloubu. Při dysfunkci m. quadriceps femoris tak stabilitu kloubu v extenzi zajišťují jeho flexory, které uzamknou kloub v jeho rekurvačním postavení. Za následné uvolnění zámku kloubu zodpovídá m. popliteus (Véle, 2006, ss. 253–254).

Při nocicepci v kolenním kloubu se ochabnutí nejprve projevuje na m. vastus medialis. Pravděpodobně je to dáno větší zátěží svalu posturálním tonickým držením (Véle, 2006, s. 256).

Během chůze je m. quadriceps femoris zodpovědný také za tlumení nárazů na kolenní kloub. Při jeho slabosti a inaktivitě není možné adekvátně zmírnit tlakové síly působící na kloub a může tak dojít ke vzniku osteoartrótických změn (Mikesky, Meyer, Thompson, 2000, p. 174; Radin et al., 1991, p. 404).

1.4.2 Dynamometrie m. quadriceps femoris

Informace o svalech ovládajících kyčelní a kolenní kloub mají zásadní význam pro ortopedickou praxi a výzkum (Maffiuletti, 2010, p. 220). Pomocí dynamometrie lze např. diagnostikovat artrotickou svalovou inhibici (AMI) nebo hodnotit výsledky operačních zákroků a terapeutických intervencí (Palmieri-Smith, Thomas, Wojtys, 2008, p. 408). Svalová síla m. quadriceps femoris může být také jedním z ukazatelů progresu osteoartrózy kolenního kloubu (Slemenda et al. 1997, p. 97).

Selhání volní aktivace svalu lze hodnotit podle schopnosti jedince plně aktivovat svaly při provádění maximálních volních kontrakcí (Hurley, Newham, 1993, p. 127).

Maximální svalová síla generována m. quadriceps femoris se běžně měří třemi způsoby. První možností je změření maximální síly nebo maximálního momentu síly během

maximální volní izometrické kontrakce (MVIC). Druhou možností je změření maximálního momentu síly během izokinetické koncentrické kontrakce. Posledním způsobem je zjištění jednoho opakovacího maxima (1-RM) prostřednictvím přístroje, který klade konstantní odpor v celém rozsahu prováděného pohybu (Enoka, 2002 in Lauer mann et al., 2014, p. 285). Hodnocení svalové síly při izometrické kontrakci je zdaleka nejpoužívanější metodou v ortopedické praxi i výzkumu (Maffiuletti, 2010, p. 224).

Síla m. quadriceps femoris je přenášena přes patellu a patelární vaz na tibií. Svalovou sílu m. quadriceps femoris lze změřit jako moment síly, tj. součin naměřené síly a jejího ramene (Smidt, Rogers, 1982 in Stam, 1990, p. 8). Vnější projev svalové síly do značné míry závisí na biomechanických vlastnostech kloubu, který testované svaly ovlivňují (Stam, 1990, p. 8).

K vyhodnocení svalové slabosti se obvykle používají dvě metody. Porovnává se buď svalová síla pacientů se svalovou silou zdravých jedinců, nebo se porovnává stranová symetrie končetin. Obě metody mají své nevýhody, proto je doporučována kombinace obou. Jde však o časově náročná měření, proto je v klinické praxi použití obou metod téměř nereálné (Maffiuletti, 2010, p. 224; Meier et al., 2008, p. 247).

Stranový rozdíl v naměřených maximálních silových momentech m. quadriceps femoris je považován za rizikový faktor poranění kolenního kloubu. Pokud je naměřený rozdíl mezi pravou a levou končetinou větší než 10 %, je doporučován intenzivní silový trénink (Coplin, 1971; Slagle, 1979 in Stam, 1990, p. 15). Důležitá je také rovnováha mezi svalovou silou extenzorů a flexorů kolenního kloubu, která je nutná pro stabilitu kloubu. V případě nerovnováhy se zvyšuje riziko poranění kloubu (Knežević, Mirkov, 2011, p. 12).

Výsledek měření je závislý na pohlaví, věku, fyzické kondici, podmínkách měření a mnoha dalších faktorech. I z toho důvodu nejsou známy referenční hodnoty svalové síly jednotlivých svalů (Stam, 1990, p. 15).

K vyjádření výsledků měření svalové síly je vhodné používat svalově generovaný moment síly [Nm], který představuje součin síly a kolmé vzdálenosti osy síly od osy otáčení (Bennel et al., 2008 in Heiden, Lloyd, Ackland, 2009, p. 811). Ve výsledcích některých studií bývá uvedena pouze síla [N]. V těchto případech je však zanedbána délka končetin, která je pro každého jedince individuální (Gapeyeva et al., 2007, p. 205, Heiden, Lloyd, Ackland, 2009, p. 811).

1.4.3 Vstávání ze sedu

Roebroek et al. (1994) definuje vstávání ze sedu jako pohyb COM (centre of mass) směrem nahoru bez ztráty rovnováhy (Roebroek et al., 1994 in Janssen, Bussmann, Stam, 2002, p. 867).

Vander Linden, Brunt a McCulloch (1994) definovali vstávání do stoje jako přesun do vzpřímené polohy vyžadující pohyb COM ze stabilní polohy do méně stabilní polohy pomocí extenze dolních končetin (Vander Linden, Brunt, McCulloch, 1994 in Janssen, Bussmann, Stam, 2002, p. 867).

Neschopnost rychlého vstávání ze sedu do stoje je spojena se zvýšeným rizikem pádu (Nevitt, Cummings, Hudes, 1991, p. 166; Tinetti, Speechley, Ginter, 1988 in Gross et al., 1998, p. 175). Jde o náročnou aktivitu, která vyžaduje velké momenty sil a přesnou kontrolu polohy těla. Ve chvíli zvedání ze židle mohou být momenty sil se středem otáčení v kyčelních kloubech větší než např. při chůzi po rovině nebo po schodech (Rodosky, Andriacchi, Andersson, 1989 in Gross et al., 1998, p. 175).

Test vstávání ze židle (Sit-to-stand test) lze použít jako cílené vyšetření funkce extenzorového mechanismu kolenního kloubu (Hughes, Myers, Schenkman, 1996, p. 1512; Mahoney et al., 2002, p. 420). K tomuto testu není nutné žádné speciální vybavení, není časově náročný a lze ho provést při celkovém vyšetření všech pacientů (Mahoney et al., 2002, p. 420).

1.5 Osteoartróza kolenního kloubu

Osteoartróza kolenního kloubu (gonartróza) je chronické degenerativní onemocnění. Mezi klinické příznaky patří svalová slabost, otok, ztuhlost kolenního kloubu, kloubní deformity, snížení kloubních rozsahů a chronická bolest (De Oliviera Melo, Aragão, Vaz, 2013, p. 27). U postižených jedinců dochází ke snížení kvality života. Nejprve je indikována nefarmakologická léčba, která zahrnuje především rehabilitaci a režimová opatření. V rámci rehabilitace se zařazuje i fyzikální terapie (např. vodoléčba, ultrazvuk, transkutánní elektrická nervová stimulace). Další možností je farmakologická léčba (např. nesteroidní protizánětlivé léky). V případě neúspěchu nastupuje léčba chirurgická. Nejčastěji jde o totální endoprotézu postiženého kloubu (Tok et al., 2011, p. 177).

1.5.1 Vliv osteoartrózy kolenního kloubu na m. quadriceps femoris

Osteoartróza kolenního kloubu je spojena s jeho instabilitou, sníženým rozsahem pohybu a s atrofií m. quadriceps femoris (Maurer et al., 1999 in Tok et al., 2011, p. 178). Úbytek svalové hmoty m. quadriceps femoris úzce souvisí s klinickými příznaky doprovázejícími osteoartrózu (O'Reilly et al., 1998, p. 592). Svalová slabost m. quadriceps femoris vzniká při degeneraci kolenního kloubu velmi brzy a zároveň je i rizikovým faktorem pro další progresi osteoartrózy (Slemenda et al., 1997, p. 103).

Ztráta svalové síly extenzorů a flexorů artrotického kolenního kloubu je nejčastěji vysvětlována působením 3 faktorů. Prvním je svalová atrofie, druhým selhání volní aktivace svalu a poslední možností je slabost vznikající v důsledku zvýšené kokontrakce antagonistů (Busse, Wiles, van Deursen, 2006 in Heiden, Lloyd, Ackland, 2009, p. 807).

Selhání centrální volní aktivace svalu znamená, že pacient má zhoršenou schopnost vyprodukovat maximální možnou svalovou sílu i přes maximální úsilí (Elboim-Gabyzon, Rozen, Laufer, 2012, p. 247). Ztráta schopnosti centrálního nervového systému plně aktivovat m. quadriceps femoris bývá v některých zdrojích označována jako artrotická svalová inhibice (AMI) (Stokes, Young, 1984 in Hurley, Newman, 1993, p. 127).

Progresivní degenerace kolenního kloubu má za následek vznik abnormálních aferentních informací z kloubu, čímž se snižuje aktivace alfa-motoneuronů svalu (Hurley et al., 1997, p. 647). Výzkumy prováděné na zvířatech ukázaly, že aference z kloubů primárně ovlivňuje aktivitu gama-motoneuronů. Vzhledem k tomu, že gama-motoneurony prostřednictvím gama-smyčky ovlivňují aktivitu alfa-motoneuronů, lze předpokládat, že snížená eference z gama-motoneuronů způsobená ztrátou kloubní aference může vést k oslabení m. quadriceps femoris (Willmore, Costill, 1994 in Konishi, Fukubayashi, Takeshita, 2002, p. 1414).

Měřením svalové síly bylo zjištěno, že u jedinců s gonartrózou dochází v porovnání se stejně starými zdravými jedinci ke ztrátě svalové síly extenzorů kolenního kloubu o 25–45 % (Cheing, Hui-Chan, 2001, p. 65; Hassan, Mockett, Doherty, 2001, p. 612). U flexorů kolenního kloubu byla ztráta menší. Pohybovala se od 19 do 25 % (Cheing, Hui-Chan, 2001, p. 65; Tan et al., 1995 in Heiden, Lloyd, Ackland, 2009, p. 807).

U jedinců s osteoartrotickými změnami kolenního kloubu dochází ke zmenšení CSA (Fink et al., 2007, p. 3631; Ikeda, Tsumura, Torisu, 2005, p. 123). Ikeda, Tsumura a Torisu (2005) ve své studii uvádí, že u žen s časnými degenerativními změnami

v kolenním kloubu bylo zjištěno snížení CSA m. quadriceps femoris o 12 % oproti stejně starým ženám bez rentgenových změn kloubu (Ikeda, Tsumura, Torisu, 2005, p. 123).

1.6 Totální endoprotéza kolenního kloubu

Totální endoprotéza kolenního kloubu je jednou z operačních možností léčby osteoartrózy kloubu. Dochází tak ke snížení dlouhotrvající bolesti a zlepšení funkce operovaného kloubu. Ve srovnání se stejně starými zdravými jedinci je však i po operačním zákroku přítomen svalový a funkční deficit (Alnahdi et al., 2011, p. 1226; Levine et al., 2013, p. 320). Intenzivní fyzioterapie po TKA je nutná i kvůli značné ztrátě svalové hmoty, která je patrná především u m. quadriceps femoris (Levine et al., 2013, p. 320).

Pacienti, kteří v dnešní době podstupují TKA, jsou oproti minulosti mladší, informovanější a od výsledku operačního zákroku mají vysoká očekávání. Ženy tvoří přibližně 60 % pacientů podstupujících TKA a obvykle podstupují operační zákrok v pokročilejším stádiu onemocnění než muži. Velká pozornost po operaci je zaměřena na rozsah pohybu v operovaném kloubu. Tento parametr je důležitý, nicméně pro pacienty je zásadní funkčnost implantovaného kloubu a jejich schopnost plnit běžné každodenní činnosti (Greene, Schurman, 2008, pp. 15–16).

Před operačním zákrokem by vždy měly být zaznamenány rozsahy pohybu v kolenním kloubu a svalová síla m. quadriceps femoris. Pokud je již před operací přítomna flekční deformita, je pravděpodobné, že bude přítomna i po zákroku. Pokud je to možné, je dobré již před zákrokem izometricky posilovat m. quadriceps femoris. Často v tom však brání bolest, kloubní výpotek nebo deformity kloubu. S pooperační rehabilitací je nutné začít ihned první pooperační den. Začíná se izometrickým posilováním gluteálního svalstva a m. quadriceps femoris. Nutná je také prevence tromboembolické nemoci (Atkinson, Coutts, Hassenkamp, 2005, p. 255).

I u pacientů, kteří podstoupili intenzivní pooperační rehabilitaci a dosahovali vynikajícího skóre při hodnocení sebeobsluhy, byl zjištěn omezený rozsah pohybu v sagitální rovině, dále snížení úhlových rychlostí a pokles maximálních momentů sil v operovaném kolenním kloubu při extenzi prováděné během chůze do schodů a vstávání ze sedu (Jevsevar et al., 1993, p. 238; Wilson et al., 1996, p. 362).

1.6.1 Pooperační stav m. quadriceps femoris

Po operacích kloubů a jejich následné imobilizaci je typická ztráta síly okolních svalů (Arvidsson et al., 1981 in Imoto et al., 2011, p. 415).

Jedním z příkladů může být rekonstrukce předního zkříženého vazů kolenního kloubu (ACL). U pacientů se po operačním zákroku rychle rozvíjí atrofie m. quadriceps femoris (Seto et al., 1988, Tibone et al., 1988 in Imoto et al., 2011, p. 415). Pět až šest týdnů po rekonstrukci ACL se izometrická síla m. quadriceps femoris snižuje o 60 až 80 % (Morrissey et al., 1985 in Imoto et al., 2011, p. 415).

Studie provedené u pacientů po TKA ukázaly, že dochází ke snížení svalové síly m. quadriceps femoris o 50–60 % ve srovnání s předoperačním stavem (Stevens et al., 2012a, p. 211). Oproti tomu po implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu dochází k poklesu svalové síly o 30–40 % (Ibrahim et al., 2013, pp. 3–4).

Pooperační svalová síla m. quadriceps femoris se ukazuje jako kritická část výsledného stavu pacienta po TKA. Je ovlivněna např. komorbiditami pacienta, zvolenou operační technikou, typem implantátu a pooperační rehabilitací (Greene, Schurman, 2008, pp. 15–16). Deficity ve svalové síle a funkci m. quadriceps femoris se objevují již před podstoupením TKA v důsledku osteoartrózy. Výsledek operačního zákroku je proto silně závislý na předoperačním stavu svalu. U pacientů s předoperačně výrazněji omezenou funkcí a silou je nutné očekávat horší pooperační výsledky (Mizner et al., 2005a, p. 1537).

Úbytek svalové síly m. quadriceps femoris je po TKA běžný. Ve většině případů se 6 měsíců po operačním zákroku svalová síla m. quadriceps femoris vrací na předoperační úroveň. Málokdy ale dosáhne stejné úrovně jako u stejně starých zdravých jedinců. Dalšími pooperačními rozdíly je snížení rychlosti chůze a omezení rozsahu flexe v kolenním kloubu (Alnahdi et al., 2011, p. 1226).

Svalová slabost m. quadriceps femoris může být dokonce kontraindikací TKA. U pacientů, kteří podstupují TKA i přes svalovou slabost m. quadriceps femoris, se může po operaci objevovat rekurvace kolenního kloubu během chůze. To může vést až ke vzniku hyperextenční deformity kloubu (Greene, Schurman, 2008, p. 16).

Předpokládá se, že snížená síla m. quadriceps femoris je jedním z důležitých faktorů, které vedou k neschopnosti pacientů po TKA provádět některé funkční aktivity (Lewek, Stevens, Snyder-Mackler, 2001, p. 1566). Svalová slabost m. quadriceps femoris bývá kromě snížení rychlosti chůze spojena s potížemi při chůzi do schodů nebo potížemi s rovnováhou a zvýšeným rizikem pádů (Stevens-Lapsley et al., 2012a, p. 211).

Přetrvávající slabost m. quadriceps femoris může nepříznivě ovlivnit dynamickou stabilitu kloubu (Felson et al., 2007, p. 539; Keays et al., 2003, p. 236), fyzické funkce (Ericsson, Roos, Dahlberg, 2006, pp. 948–949; Keays et al., 2003, p. 235; Yoshida et al., 2008, p. 325) a kvalitu života (Ericsson, Roos, Dahlberg, 2006, pp. 948–949). Zvyšuje se i riziko opakovaného poranění (Stokes et al., 1984 in Rice, McNair, 2010, p. 251) a tato slabost přispívá i k progresi osteoartrózy (Mikesky et al., 2006, p. 696; Slemenda et al., 1998, p. 1957).

Pro zvýšení funkční výkonnosti pacientů je tedy nutné optimalizovat svalovou sílu m. quadriceps femoris (Lewek, Stevens, Snyder-Mackler, 2001, p. 1568). Ošetřující lékaři by u pacientů po TKA měli sledovat svalovou sílu m. quadriceps femoris a rehabilitace by se měla zaměřit na posilování stehenního svalstva s cílem zlepšit dynamickou stabilitu kolenního kloubu (Unver, Karatosun, Bakirhan, 2005, p. 387).

1.7 Artrotická svalová inhibice

Omezená schopnost kontrakce svalů okolo postiženého kloubu bývá nazývána jako artrotická svalová inhibice (AMI). AMI je presynaptická reflexní inhibice svaloviny okolo postiženého nebo operovaného kloubu. Jde o přirozenou reakci organismu určenou k ochraně kloubu před dalším poškozením (Hopkins, Ingersoll, 2000, pp. 135–136).

Rehabilitace poraněných a operovaných kloubů se skládá převážně z aktivního cvičení. AMI bývá často limitujícím faktorem rehabilitace. V závislosti na ní totiž vznikají svalové atrofie, svaly ztrácejí svou sílu a zvyšuje se riziko poranění kloubu (Hopkins, Ingersoll, 2000, p. 135).

Za viníky inhibice a svalové atrofie po poškození kloubu bývá často označována bolest a imobilizace. AMI je však výsledkem aktivity mnoha různých kloubních receptorů, které působí na inhibiční interneurony a skrz ně na motoneurony svalstva nacházejícího se okolo poškozeného kloubu (Latash, 2008, p. 45).

Informace jdoucí z inhibičních interneuronů snižují schopnost náboru motoneuronů inervujících určitý sval. Dochází tak i k redukci síly kontrakce tohoto svalu. Volná nervová zakončení a nociceptory mohou hrát ve vzniku inhibice určitou roli, ale primární vliv zde má aktivita mechanoreceptorů (Leroux, Belanger, Boucher, 1995, Stokes, Young, 1984, Stokes et al., 1985 in Hopkins, Ingersoll, 2000, p. 136; Young, 1993, p. 829).

1.7.1 AMI m. quadriceps femoris

Degenerativní onemocnění, operační výkony nebo poranění kolenního kloubu jsou úzce spojeny s dlouhotrvající neschopností plné aktivace m. quadriceps femoris. Tento jev bývá označován jako AMI m. quadriceps femoris. AMI je způsobena změnou funkce kloubních receptorů způsobenou otokem, bolestí, zánětlivým procesem, kloubní laxitou a poškozením kloubních struktur (Hurley, 1997, pp. 12–13; Konishi, Fukubayashi, Takeshita, 2002, pp. 1414, 1417; Young, 1993, pp. 829–830).

AMI je nejzávažnější v prvních dnech po poranění nebo operaci, postupně pomalu klesá. V mnoha případech však nedojde k jejímu úplnému vymizení ani několik let po prodělaném zranění nebo operačním zákroku (Rice, McNair, 2010, p. 252).

AMI m. quadriceps femoris je již dlouho obávanou komplikací patologií kolenního kloubu. Značně totiž přispívá ke svalové atrofii a do jisté míry omezuje i následnou rehabilitaci. Lepší porozumění problematice AMI by mohlo vést k zefektivnění rehabilitace (Rice, McNair, 2010, p. 250).

Klinická pozorování naznačují, že nejvíce postiženou částí m. quadriceps femoris je v případě AMI m. vastus medialis. Někteří autoři poukazují na to, že m. vastus medialis je oproti ostatním částem m. quadriceps femoris inhibován již v přítomnosti malého množství kloubního výpotku (Kennedy et al., 1982, Spencer et al., 1984 in Hopkins, Ingersoll, 2000, p. 141).

V průběhu několika prvních měsíců po zranění, operaci nebo po rozsáhlém poškození kloubu může být kvůli AMI posilování m. quadriceps femoris neefektivní. I přes intenzivní odporový trénink může jeho síla zůstat stejná nebo může dokonce dojít k jejímu výraznému poklesu (Hurley, Jones, Newham, 1994, Keays, Bullock-Saxton, Keays, 2000 in Rice, McNair, 2010, p. 251; Keays et al., 2003, p. 236; Rossi, Brown, Whitehurst, 2005, p. 947; Rossi et al., 2002, p. 524).

Otok kloubu

Vliv otoku na vznik svalové inhibice byl zjištěn na základě experimentů, v rámci kterých byl do zdravých kolenních kloubů aplikován fyziologický roztok nebo krevní plazma. S narůstajícím objemem aplikovaného množství tekutiny se zvětšovala i ztráta svalové síly (DeAndrade et al., 1965 in Hopkins, Ingersoll, 2000, p. 149). Inhibice m. vastus medialis se objevila již při aplikaci 20–30 ml fyziologického roztoku, inhibice m. vastus lateralis byla zjištěna po aplikaci 50–60 ml (Spencer et al., 1984 in Hopkins, Ingersoll, 2000, p. 149).

Kloubní aference

Po injekci lokálního anestetika do kloubní dutiny kolenního kloubu zdravých jedinců dochází ke snížení maximální volní kontrakce (MVC) m. quadriceps femoris. Lokální anestetikum totiž tlumí aferentní signály ze struktur uvnitř kloubní dutiny. Pokles MVC po podání lokálního anestetika tak naznačuje, že útlum kloubní aference ovlivňuje funkci alfa-motoneuronů inervujících m. quadriceps femoris (Konishi, Fukubayashi, Takeshita, 2002, p. 1416).

Abnormální kloubní aference může mít silný vliv na centrální nervový systém, dochází ke změně excitability spinálních a supraspinálních drah a touto kombinací je následně omezena aktivace m. quadriceps femoris (Rice, McNair, 2010, p. 250).

1.7.2 Diagnostika AMI

AMI lze zjednodušeně popsat jako sníženou schopnost náboru motoneuronů, které náležejí jednomu svalu. Jedním ze způsobu měření AMI je měření silového výstupu. Deficit volní svalové kontrakce je jedním z hlavních důsledků AMI. Rozdíl mezi maximální volní kontrakcí před zraněním nebo operací a maximální volní kontrakcí změřenou poté je v podstatě výsledná inhibice. Nevýhodou tohoto měření je to, že měřený proband musí být ochotný a schopný provést maximální volní kontrakci daného svalu, což může být spojeno s vyvoláním bolesti (Hopkins, Ingersoll, 2000, pp. 143–144).

Shakespeare et al. (1985) ve své studii srovnávali EMG amplitudu m. quadriceps femoris při maximální izometrické kontrakci před meniskotomií a poté v průběhu 2 týdnů po operaci. Zjistili, že amplituda EMG signálu se v prvních několika hodinách po operaci snížila o 50–70 %. Během následujících 24 hodin dochází k dalšímu snížení (80–90 %) a 3 až 4 dny po operaci se snížení pohybovalo okolo 70–80 %. Po 10 až 15 dnech od meniskotomie byla zjištěna inhibice o 30–50 % (Shakespeare et al., 1985 in Rice, McNair, 2010, pp. 251–252).

Podobné výsledky byly zjištěny u pacientů to TKA. 3 až 4 týdny po operačním zákroku byla měřena svalová síla, která klesla v průměru o 60 % oproti předoperačním hodnotám. Na ztrátě svalové síly však měla AMI téměř dvakrát větší podíl než svalová atrofie (Mizner et al., 2005b, p. 1047).

1.7.3 Terapie AMI

Při terapii zaměřené na AMI lze zvolit jednu ze dvou základních strategií. První možností je ovlivnění aference z kolenního kloubu a druhou ovlivnění motoriky (Palmieri-Smith, Thomas, Wojtys, 2008, p. 410).

Mezi metody ovlivňující kloubní aferenci se řadí kryoterapie, podání lokálních anestetik, transkutánní elektrická nervová stimulace (TENS) a metody zmírňující otok kloubu (Palmieri-Smith, Thomas, Wojtys, 2008, pp. 411–413; Rice, McNair, 2010, p. 250).

Metody ovlivňující motorickou stránku AMI jsou založeny buď na přímé aktivaci inhibovaných motoneuronů, nebo pracují s úpravou inhibičních signálů jdoucích z mozku. Do této skupiny patří neuromuskulární elektrická stimulace (NMES) a biofeedback (Palmieri-Smith, Thomas, Wojtys, 2008, pp. 414–415).

1.8 Vliv svalové síly m. quadriceps femoris na schopnost vstávání ze sedu

Svalová síla dolních končetin je důležitá pro rovnováhu, která je u všech starších jedinců narušena a její další snížení vede k omezení mobility a zvýšení rizika pádů (Campbell, Borrie, Spears, 1989, p. 116).

Dostatečná izometrická i dynamická síla m. quadriceps femoris a hamstringů má zásadní význam pro provádění každodenních aktivit, např. pro vstávání ze sedu nebo chůze (Nordesjo et al., 1983 in Heiden, Lloyd, Ackland, 2009, p. 807). Schopnost vstávání ze sedu koreluje s rychlostí chůze, schopností lokomoce a chůze po schodech. Pro starší jedince je tato schopnost důležitá kvůli zachování jejich samostatnosti (Eriksrud, Bohannon, 2003, p. 545; Lord et al., 2002, p. 542; Wang, Liao, Peng, 2011, p. 669).

Úbytek svalové síly omezuje schopnost vstávání ze sedu. Náročnost této činnosti se zvyšuje se snižováním židle, ze které vstáváme (Gross et al., 1998, p. 175). Hughes, Myers a Schenkman (1996) ve své studii uvádí, že při vstávání z nejnižší židle, ze které je jedinec schopen se zvednout, je u starších osob nutná svalová síla extenzorů odpovídající 97 % maxima (Hughes, Myers, Schenkman, 1996, p. 1512).

Svalová síla m. quadriceps femoris inverzně koreluje s časem potřebným ke vztyku ze židle. Potřebný čas je proto možné použít k nepřímému měření síly extenzorů kolenního kloubu (Scarborough, Krebs, Harris, 1999, p. 17). I přesto, že svalová síla může být pro vztyk dostatečná, její nedostatek může mít vliv na vzorec pohybu (Gross et al., 1998, p. 176).

Osoby s jednostrannou svalovou slabostí m. quadriceps femoris při každodenních činnostech více zatěžují zdravou dolní končetinu. Při vstávání ze sedu a dalších činnostech,

pro které je nutná oboustranná opora o dolní končetiny, je to obzvláště patrné. Zvýšením svalové síly by tak mělo dojít ke snížení stranové asymetrie a zlepšení funkční výkonnosti pacientů po TKA. Větší zátěž kladená na zdravou dolní končetinu je jedním z možných vysvětlení přetrvávající svalové slabosti druhostranného m. quadriceps femoris (Mizner, Snyder-Mackler, 2005, p. 1088).

U osob s nejvyššími naměřenými hodnotami svalové síly m. quadriceps femoris byla při vstávání ze sedu zjištěna větší vertikální a anteroposteriorní hybnost. To ukazuje na lepší stabilitu a schopnost řízení pohybu. Také čas nutný pro vztyk ze židle je kratší než u osob se svalovou slabostí m. quadriceps femoris (Scarborough et al., 1999, p. 16). U pacientů po TKA byla zjištěna nižší maximální úhlová rychlost extenze v kolenním kloubu při vstávání ze sedu oproti zdravým jedincům (Boonstra, Malefijt, Verdonschot, 2008, p. 393).

Úplné samostatnosti při vstávání ze sedu pacienti po TKA dosáhnou v prvních 24 týdnech po operačním zákroku. U pacientů s unilaterální TKA je tento proces rychlejší než u pacientů s bilaterální TKA. Pacienti s bilaterální TKA by proto měli absolvovat delší a intenzivnější rehabilitační program (Unver, Karatosun, Bakirhan, 2005, p. 387).

Pohybový vzor využívaný při vstávání ze sedu je vhodné zařadit do terapie po TKA. Pro posílení m. quadriceps femoris operované dolní končetiny se upřednostňují unilaterální aktivity, při kterých je zdravá končetina vyloučena a je tak zabráněno případné kompenzaci (Mizner, Snyder-Mackler, 2005, p. 1089).

1.9 Elektrogymnastika – neuromuskulární elektrická stimulace

Vyvolání svalové kontrakce pomocí elektrického proudu se v praxi používá již od 18. století. Pokud je elektrický proud používán na oslabené, ale jinak zdravé svaly a je-li proud aplikován na nervosvalovou ploténku a okolní svalová vlákna, je tento typ svalového tréninku nazýván jako neuromuskulární elektrická stimulace (NMES) (Bax, Staes, Verhagen, 2005, p. 192).

Povrchová neuromuskulární elektrická stimulace je neinvazivní terapie, která využívá elektrické impulzy s nízkou amplitudou pro aktivaci motorických neuronů. Dochází tak k vyvolání mimovolních svalových kontrakcí (Elboim-Gabyzon, Rozen, Laufer, 2012, p. 247). Tato metoda posilování se odlišuje od ostatních tím, že je při ní vyloučena volní kontrola a kontrakce svalu je vyvolána elektrickými impulsy zprostředkovanými elektrodami umístěnými na povrchu svalu. Vyloučení volní kontroly oddaluje únavu CNS (Havel, Hnízdil, 2009, s. 25).

1.9.1 Motorický bod svalu

Motorický bod svalu je místo, ve kterém elektrický impulz vyvolá viditelný nebo palpovatelný svalový záškub při nejmenší intenzitě proudu. Jeho přesná lokalizace je podstatná pro správné umístění stimulačních elektrod (Botter et al., 2011, p. 2462; Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 194).

1.9.2 Cíle elektrogymnastiky

Cílem NMES je zlepšit základní vlastnosti svalů (intramuskulární krevní průtok, maximální svalovou sílu, vytrvalost) pomocí vyvolávání opakovaných kontrakcí. NMES se proto nepoužívá pouze v rehabilitaci, ale i v rámci sportovního tréninku (Bax, Staes, Verhagen, 2005, p. 192). Podobně jako při vyšší intenzitě volních kontrakcí, tak i při kontrakcích vyvolaných elektrickou stimulací dochází postupně ke svalové hypertrofii a nárůstu svalové síly (Thomas, Stevens-Lapsley, 2012, p. 97).

Dalším cílem této metody je zařazení svalových kontrakcí do pohybových stereotypů. Často bývá používána i ve sportovní medicíně k optimalizaci timingu svalů některých pohybových stereotypů (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 197).

1.9.3 Rozdíl mezi volní kontrakcí a kontrakcí vyvolanou elektrickým proudem

Při NMES jsou ve větším počtu aktivována rychlá svalová vlákna typu II než při volních kontrakcích o srovnatelné intenzitě (Elboim-Gabyzon, Rozen, Laufer, 2012, p. 247). Svalová vlákna typu II jsou větší než svalová vlákna typu I, takže větší aktivací svalových vláken II. typu se zvyšuje produkce síly. Tato vlákna jsou obvykle aktivní jen při vyšších intenzitách volních kontrakcí (Thomas, Stevens-Lapsley, 2012, p. 97). Nábor motorických jednotek při NMES se liší od náboru jednotek při volní aktivaci svalu. Při NMES jsou nejprve aktivovány největší motorické jednotky. Naopak při volní svalové kontrakci se motorické jednotky zapojují postupně v závislosti na zvyšování síly, a to od nejmenších po největší (Enoka, 1988, p. 163).

Při krátkodobé terapii NMES dochází ke změnám svalové síly na podkladě nervových změn. Oproti tomu déletrvající intenzivní terapie vede ke změnám v morfologii stimulovaného svalstva (Enoka, 1988, p. 163).

1.9.4 Parametry elektrogymnastiky

Pro elektrogymnastiku se dají použít nízkofrekvenční proudy (DD proudy typu RS, Trabertův proud, faradický proud atd.) nebo středněfrekvenční proudy. U těch

je používána nosná frekvence mezi 2500 Hz a 12 000 Hz, frekvenční modulace je buď konstantní (50 Hz), nebo se pohybuje mezi 30 a 60 Hz. Středněfrekvenční proudy jsou snášeny lépe, a proto jsou v terapii upřednostňovány. Nyní se jako nejideálnější forma elektrogymnastiky jeví TENS_{surge} nebo NMES lichoběžníkového tvaru. Kontrakce vyvolané těmito proudy se nejvíce podobají volním kontrakcím a jejich aplikace je pro pacienty subjektivně příjemná. Doba impulzu se pohybuje mezi 100 a 500 mikrosekundami a frekvence je 50 Hz. Intenzita je vždy nadprahově motorická (Poděbradský, Vařeka, 1998, ss. 198–199).

Doba kontrakce a relaxace se liší podle toho, zda je terapie cílená na fázické nebo tonické svaly. U fázických svalů je volena doba kontrakce 3 až 6 sekund, relaxace je poté dvakrát až třikrát delší než doba kontrakce. Oproti tomu u tonických svalů je kontrakce dlouhá 10 až 40 sekund a pauza je optimálně dvakrát delší než samotná kontrakce (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 199).

Celková doba jedné terapie je u fázických svalů maximálně 15 minut, u tonických svalů maximálně 30 minut (Zeman, 2013, s. 39).

Stejně jako u elektrostimulace je i u elektrogymnastiky možnost bipolárního a monopolárního dráždění. Pro bipolární dráždění jsou používány dvě stejně velké elektrody, které jsou umístěny nad daný sval. Při monopolárním dráždění je použita malá kuličková elektroda v místě motorického bodu daného svalu a větší elektroda je uložena distálně v průběhu svalových vláken (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 199).

1.9.5 Elektrogymnastika m. quadriceps femoris po TKA

Elektrogymnastika ve spojení s posilováním m. quadriceps femoris vede ke zvýšení svalové síly u pacientů s různými patologiemi kolenního kloubu. Často se této kombinace využívá u pacientů po plastice předního zkříženého vazů nebo u pacientů po totální endoprotéze kolenního kloubu (Elboim-Gabyzon, Rozen, Laufer, 2012, p. 247).

Použitím fyzikální terapie můžeme přispět k tomu, aby výsledek po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu byl co nejlepší. Často však bývá finančně nákladná (Levine et al., 2013, p. 320). Většina autorů provedených studií se shoduje na tom, že pro zvýšení svalové síly je vhodné právě použití elektrogymnastiky. Autoři však upozorňují na to, že pro dosažení co nejlepšího výsledku terapie se má aplikace elektrogymnastiky používat jako doplněk k intenzivnímu posilovacímu cvičení (Lewek, Stevens, Snyder-Mackler, 2001, p. 1570).

Ukazuje se, že je výhodné zařadit elektroterapii i do předoperačního období. Pomocí elektroterapie totiž dochází ke zvětšení předoperačního CSA m. quadriceps femoris a lze poté očekávat i lepší pooperační stav svalu (Walls et al., 2010, pp. 6–7).

Její použití je proto vhodné hlavně u pacientů, u kterých je výrazný deficit volní aktivace svalu a nejsou proto schopni intenzivního silového tréninku (Kittelson, Stackhouse, Stevens-Lapsley, 2013, p. 909; Thomas, Stevens-Lapsley, 2013, p. 99).

Cílem terapie je zmírnit výraznou ztrátu svalové síly, která je charakteristická pro pooperační období a u některých pacientů již nedojde k jejímu plnému obnovení. V posledních letech se tato forma terapie dostala do popředí výzkumů zabývajících se problematikou osteoartrózy a totálních endoprotéz velkých nosných kloubů (Kittelson, Stackhouse, Stevens-Lapsley, 2013, p. 909).

Provedené výzkumy se však liší v prezentovaných výsledcích a jejich autoři se neshodují na významu této doplňkové terapie pro zvyšování svalové síly m. quadriceps femoris a pro fyzickou výkonnost pacientů po TKA. Shoda není ani v nastavení NMES, způsobu aplikace a v načasování terapie v pooperačním období (Kittelson, Stackhouse, Stevens-Lapsley, 2013, p. 909).

Pro výsledky léčby je rozhodující načasování a frekvence terapie NMES. Dobré výsledky vykazují hlavně studie, kde se s terapií NMES po TKA začalo dříve než 1 měsíc po operačním zákroku a frekvence terapie byla vyšší než dvakrát týdně (Thomas, Stevens-Lapsley, 2012, p. 98). Zařazení elektroléčby do rehabilitace co nejdříve po operačním zákroku lze považovat za prevenci poklesu funkce m. quadriceps femoris. Jde o výhodnější postup než pracovat se ztrátou funkce až poté, co se objeví (Stevens-Lapsley et al., 2012a, p. 220).

Důvodů pro použití NMES jako jedné z forem terapie po TKA je hned několik. U mnoha pacientů je deficit volní aktivace natolik výrazný, že brání tomu, aby mohl být m. quadriceps femoris posilován ve vhodných tréninkových intenzitách. Další výhodou je možnost zařadit v budoucnu NMES i do domácí terapie a používat ji tak denně. Navíc NMES nabízí novou možnost, jak výrazně a dlouhodobě zvýšit svalovou sílu m. quadriceps femoris a ovlivnit tak i celkovou fyzickou kondici jedinců (Kittelson, Stackhouse, Stevens-Lapsley, 2013, p. 918).

Pokud se NMES kombinovalo s volním posilováním m. quadriceps femoris, byly změny ve svalové síle výraznější než u pacientů, kterým NMES aplikována nebyla (Bax, Staes, Verhagen, 2005, pp. 210–211).

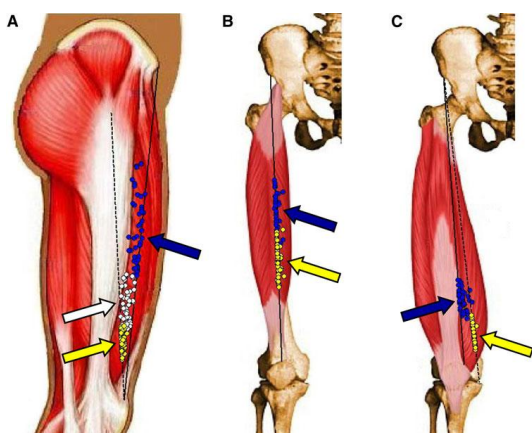
Dále bylo zjištěno, že lepších výsledků bylo dosaženo, pokud byla NMES aplikována na dolní končetinu mírně flektovanou v kolenním kloubu oproti extendované dolní končetině (Snyder-Mackler et al., 1995, p. 1171; Rice, McNair, 2010, p. 261).

Motorické body *m. quadriceps femoris*

Pro *m. rectus femoris* byly určeny 2 motorické body. Referenčními body byly spina iliaca anterior superior (SIAS) a báze patelly. Proximální motorický bod se nacházel $24,8 \pm 2,8$ cm a distální motorický bod $16 \pm 2,4$ cm od báze patelly na linii mezi referenčními body.

Pro *m. vastus lateralis* byly identifikovány 3 motorické body (proximální, středový i distální). Referenčním bodem pro proximální motorický bod byla SIAS, pro středový a distální motorický bod to byl trochanter major. Druhým referenčním bodem byl pro všechny motorické body superolaterální vrchol patelly. Proximální motorický bod byl lokalizován $22,5 \pm 4,1$ cm od SIAS na linii mezi určenými referenčními body. Středový motorický bod $15 \pm 3,2$ cm od superolaterálního vrcholu patelly a distální motorický bod $9,5 \pm 1,6$ cm od superolaterálního bodu patelly na linii mezi referenčními body.

Pro *m. vastus medialis* byly nalezeny 2 motorické body (proximální a distální). Referenčními body zde byly SIAS a superomediální vrchol patelly. Proximální motorický bod byl lokalizován ve vzdálenosti $10,3 \pm 1,6$ cm od superomediálního vrcholu patelly a distální bod $7,5 \pm 1,3$ cm také od superomediálního vrcholu patelly (Botter et al., 2011, pp. 2463–2465).



Obrázek 1 Motorické body *m. quadriceps femoris* (Botter et al., 2011, p. 2465)

Legenda: **A** – *m. vastus lateralis*; **B** – *m. rectus femoris*; **C** – *m. vastus medialis*; modré značky znázorňují proximální motorické body; bílé značky znázorňují středové motorické body; žluté značky znázorňují distální motorické body

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce je zhodnotit efekt rehabilitace u pacientů po TKA a konfrontovat dva možné terapeutické přístupy, porovnání elektrogymnastiky přidané k základní terapii a analytického cvičení dle svalového testu přidaného k základní pooperační terapii.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

2.2.1 Vědecká otázka č. 1

Je rozdíl v maximálním momentu síly m . quadriceps femoris na dolní končetině po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením?

Hypotéza H₀1: Není rozdíl v M_{\max} m . quadriceps femoris na operované dolní končetině mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H1: Je rozdíl v M_{\max} m . quadriceps femoris na operované dolní končetině mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H₀2: Není rozdíl v M_{\max} m . quadriceps femoris na operované dolní končetině mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H2: Je rozdíl v M_{\max} m . quadriceps femoris na operované dolní končetině mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H₀3: Není rozdíl ve změně M_{\max} m . quadriceps femoris operované dolní končetiny mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Hypotéza H3: Je rozdíl ve změně M_{\max} m . quadriceps femoris operované dolní končetiny mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

2.2.2 Vědecká otázka č. 2

Je rozdíl v čase nutném pro dokončení testu vstávání ze židle mezi vstupním a výstupním měřením u pacientů po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu?

Hypotéza H₀4: Není rozdíl v čase nutném pro dokončení STS testu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H4: Je rozdíl v čase nutném pro dokončení STS testu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H₀₅: Není rozdíl v čase nutném pro dokončení STS testu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H₅: Je rozdíl v čase nutném pro dokončení STS testu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H₀₆: Není rozdíl ve změně času nutném pro dokončení STS testu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Hypotéza H₆: Je rozdíl ve změně času nutném pro dokončení STS testu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

2.2.3 Vědecká otázka č. 3

Je rozdíl v rozsahu pohybu v operovaném kolenním kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u pacientů po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu?

Hypotéza H₀₇: Není rozdíl v ROM operovaného kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H₇: Je rozdíl v ROM operovaného kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H₀₈: Není rozdíl v ROM operovaného kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H₈: Je rozdíl v ROM operovaného kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H₀₉: Není rozdíl ve změně ROM operovaného kolenního kloubu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Hypotéza H₉: Je rozdíl ve změně ROM operovaného kolenního kloubu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

2.2.4 Vědecká otázka č. 4

Je rozdíl v rozsahu pohybu kolenního kloubu při vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u pacientů po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu?

Hypotéza H₀₁₀: Není rozdíl v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H₁₀: Je rozdíl v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H₀11: Není rozdíl v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H11: Je rozdíl v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H₀12: Není rozdíl ve změně rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Hypotéza H12: Je rozdíl ve změně rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika souboru pacientů

Do výzkumu bylo zařazeno 17 osob, které byly náhodně rozděleny do dvou skupin. První skupinu tvořilo 8 osob po implantaci TKA. Tato skupina kromě základní terapie podstupovala terapii m. quadriceps femoris pomocí elektrogymnastiky (NMES). Druhou skupinu tvořilo 9 osob po implantaci TKA. U probandů v této skupině kromě základní terapie probíhalo analytické cvičení m. quadriceps femoris dle svalového testu.

Podmínkou pro zařazení do obou skupin byl věk 50–80 let, stav po implantaci TKA (v rozmezí 10 až 20 dnů od zákroku) a nekomplikovaný průběh hojení.

Po operaci byli pacienti na ortopedickém lůžkovém oddělení a v té době u pacientů probíhala standardní rehabilitace. Poté byli přesunuti na lůžkové rehabilitační oddělení. Všichni probandi i nadále rehabilitovali podle stejného plánu charakterizovaného stejnými postupy. U obou skupin experiment probíhal po dobu hospitalizace na rehabilitačním oddělení. Od všech probandů bylo před zařazením do výzkumu požadováno odevzdání podepsaného informovaného souhlasu.

Základní terapie, která byla pro všechny pacienty stejná, se skládala z pasivních pohybů vykonávaných fyzioterapeutem nebo pomocí motodlahy, dále z cévní gymnastiky, aktivního cvičení, myofasciálních technik, prvků senzomotorické stimulace, nácviku chůze po rovině a po schodech, nácviku ADL a negativní termoterapie. Cvičení s fyzioterapeutem probíhalo dvakrát denně.

3.1.1 Skupina podstupující elektrogymnastiku (NMES)

Skupinu podstupující NMES tvořilo celkem 8 probandů (4 muži, 4 ženy) s průměrným věkem 70 let (v rozmezí od 61 let do 79 let), průměrnou výškou 168 cm (v rozmezí od 158 cm do 176 cm) a s průměrnou hmotností 88 kg (v rozmezí od 63 kg do 114 kg). U 3 probandů byl operován pravý kolenní kloub a u 5 probandů levý kolenní kloub.

Kritériem pro vyloučení ze skupiny podstupující NMES byl kardiostimulátor, kovy ve stimulované dolní končetině, intolerance k prováděné stimulaci, nekompenzovaná hypertenze, nekompenzovaný diabetes mellitus 2. typu, BMI vyšší než 40 kg/m² a významné neurologické nebo kožní postižení v místě aplikace. Mezi další kontraindikace terapie patřily horečnaté stavy jakékoli etiologie, celková kachexie jakékoli etiologie, hemoragické diatézy, manifestní kardiální nebo respirační insuficience a onkologické stavy.

Před zařazením do této skupiny bylo ověřeno, zda pacient nemá některou z kontraindikací nebo zda nemá z procedury nepřiměřený strach. Před první aplikací byli pacienti informováni o průběhu procedury a byli upozorněni na nutnost ohlásit terapeutovi jakékoli pocity pálení, které by během aplikace pociťovali.

Zdrojem aplikovaného proudu byl přístroj PHYACTION 787. Pro vyvolání svalové kontrakce byl použit sled po sobě jdoucích lichoběžníkových modulací bifázického proudu, které jsou vhodné pro posílení oslabených svalů. Jako typ elektroterapie byla vybrána neuromuskulární elektrostimulace (NMES), která se řadí mezi TENS proudy.

Délka jednoho impulzu byla 0,1 ms. Abychom dosáhli tetanického stahu svalu, byla použita frekvence 50 impulzů za sekundu (50 Hz). Stimulace byla aplikována jako 5 sekund kontrakce a následovalo 10 sekund relaxace. Intenzita proudu byla nastavována na nadprahově motorickou hodnotu, která byla ověřena pohledem nebo palpací vznikajícího svalového stahu. Jedna terapie trvala 8 minut. Terapie probíhala po dobu experimentu jednou denně.

Pacienti při terapii leželi na lůžku s kolenním kloubem podloženým v mírné flexi. Elektrogymnastika byla prováděna bipolární technikou s použitím 2 obdélníkových deskových elektrod o stejné velikosti (7,6 x 12,7 cm). Elektrody byly umístěny na motorické body m. quadriceps femoris (distomediálně a proximolaterálně).

3.1.2 Skupina podstupující analytické cvičení dle svalového testu

Skupinu podstupující analytické cvičení dle svalového testu tvořilo celkem 9 probandů (5 mužů, 4 ženy) s průměrným věkem 65 let (v rozmezí od 53 let do 78 let), průměrnou výškou 171 cm (v rozmezí od 151 cm do 185 cm) a s průměrnou hmotností 83 kg (v rozmezí od 46 kg do 109 kg). U 4 probandů byl operován pravý kolenní kloub a u 5 probandů levý kolenní kloub.

Pacienti podstupovali jednou denně terapii pomocí analytického cvičení m. quadriceps femoris dle svalového testu. Prováděli sérii volných kontrakcí. Cvičení se skládalo ze 3 sad po 10 opakováních. Mezi jednotlivými sadami byly vždy 2 minuty odpočinku. Probandi prováděli extenzi v kolenním kloubu v maximálním možném kloubním rozsahu. Cvičení bylo prováděno bez zátěže.

3.2 Měření

Vlastní měření probíhalo v kineziologické laboratoři FNOL. Každý pacient byl měřen dvakrát. První měření bylo realizováno v iniciální fázi hospitalizace na rehabilitačním oddělení FNOL. Druhé měření probíhalo v průměru za 7 dní. Druhého měření se zúčastnili všichni probandi.

3.2.1 Měření pomocí izometrického dynamometru

Příprava měření

K měření efektu porovnávaných terapeutických intervencí byl použit přenosný izometrický dynamometr od firmy Noraxon® (viz Obrázek 2).



Obrázek 2 Izometrický dynamometr od firmy Noraxon® (Noraxon, [<http://www.noraxon.com/products/biomechanical-sensors/>])

Základní polohou pro měření byl vzpřímený sed s 90-ti stupňovou flexí v kyčelním kloubu a 90-ti stupňovou flexí v kolenním kloubu. 90-ti stupňová flexe v operovaném kolenním kloubu nesměla pacientům způsobovat bolest a zaujatá pozice pro ně nesměla být nepříjemná.

Horní končetiny měl pacient volně zkřížené na hrudníku a trup byl fixován terapeutem tak, aby nedošlo k svalovým substitucím. Na distální konec bérce měřené dolní končetiny byl připevněn popruh, který je připevněn k sondě tenzometru. Popruhem bylo pacientovi zamezeno v provádění pohybů v kolenním kloubu.

Před začátkem měření byla změřena páka izometrické síly, kterou je v tomto případě délka bérce. Ta byla změřena jako vzdálenost od zevní tibiofemorální štěrby kolenního kloubu k malleolus lateralis.

Průběh měření

Pomocí dynamometru byla vždy měřena svalová síla m. quadriceps femoris na obou dolních končetinách. Před každým měřením byli pacienti instruováni a poučeni o průběhu měření.

Pacient byl požádán o provedení maximální izometrické kontrakce m. quadriceps femoris (maximální tlak směrem do extenze v kolenním kloubu) a byl proveden jeden zkušební pokus. Následně provedl maximální izometrickou kontrakci (MVIC) po dobu 3 sekund a následoval odpočinek trvající 7 sekund. Měření bylo zopakováno třikrát.

Ke statistickému zpracování byla použita nejvyšší naměřená hodnota ze tří provedených kontrakcí. Zaznamenávány byly tyto hodnoty: maximální síla F_{\max} [N] a maximální moment síly M_{\max} [Nm], který byl dopočítán pomocí F_{\max} a naměřené páky (a) vyvíjené izometrické síly podle vztahu: $M_{\max} = F_{\max} \cdot a$.

3.2.2 Měření pomocí videoanalýzy

Příprava měření

Pro záznam pohybu byly použity dvě kamery myoVideo HD od firmy Noraxon[®] se snímkovací frekvencí 30 Hz. Jedna kamera byla umístěna z boku a druhá byla čelem k pacientovi, který na počátku obou měřených aktivit seděl na lehátku. Kamera, která byla z boku, byla ve výšce 60 cm. Kamera, která byla z čela, byla ve výšce 135 cm.

Při měření byla v místnosti tma a k osvětlení reflexních značek byla použita reflektorová světla, která byla umístěna na stejném stativu jako kamery.

Na tělo probanda bylo umístěno 6 reflexních značek, a to vždy na operovanou dolní končetinu. Značky byly umístěny na malleolus lateralis, na zevní stranu tibiofemorální kloubní štěrbin, trochanter major, na nártu v úrovni spojnice mezi malleolus medialis a malleolus lateralis, na horní okraj patelly a na spina iliaca anterior superior (SIAS).

Průběh měření

Pomocí kamer byla snímána poloha reflexních značek během měřených aktivit.

Pro realizaci videoanalýzy a její následné vyhodnocení byl použit MyoVideo Video Analysis Software od firmy Noraxon[®].

Extenze v kolenním kloubu

U pacientů byla jako první zaznamenávána extenze v kolenním kloubu. Počáteční poloha pacienta byl sed s s 90-ti stupňovou flexí v kyčelním kloubu a bérce byly volně spuštěny dolů z lehátka. Zaujatá pozice pacientům nesměla způsobovat bolest a nesměla pro ně být nepříjemná. Horní končetiny byly zkřížené na hrudníku.

Pacient byl vyzván k provedení maximální extenze v kolenním kloubu. Extenze byla vždy provedena v 5 opakováních.

Při vyhodnocování byl ze záznamu z boční kamery sledován flekční úhel v kolenním kloubu, který byl určen polohou 3 reflexních značek (malleolus lateralis, zevní strana tibiofermorální kloubní štěrby, trochanter major). Ze všech 5 provedených pokusů byl zaznamenán maximální a minimální flekční úhel v operovaném kolenním kloubu. Následně byl vypočítán rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem (ROM kolenního kloubu).

Vstávání ze sedu

Druhou měřenou aktivitou bylo vstávání ze sedu do stoje. Výška lehátka byla nastavena vždy individuálně a to tak, aby pacient zvládl vstát a zpět se posadit třikrát za sebou a při provádění úkolu se cítil stabilně a bezpečně.

Výchozí polohou byl vzpřímený sed. Horní končetiny byly předpaženy před tělem, v ramenních kloubech byla přibližně 90-ti stupňová flexe. Pohyb si tedy nesměli usnadňovat oporou o horní končetiny. Pacientům nebyly podány žádné instrukce, jakým způsobem mají aktivitu provést, pouze byli požádáni o to, aby se co nejrychleji třikrát za sebou postavili do vzpřímeného stoje a zpět posadili.

Hodnocen byl celkový čas potřebný k tomu, aby se pacient třikrát za sebou postavil do stoje a zpět se posadil (STS test).

Při vyhodnocování byl ze záznamu z boční kamery sledován flekční úhel v kolenním kloubu, který byl určen polohou 3 reflexních značek (malleolus lateralis, zevní strana tibiofermorální kloubní štěrby, trochanter major). Ze všech 3 provedených pokusů byl zaznamenán maximální a minimální flekční úhel. Následně byl vypočítán rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem (ROM kolenního kloubu) při vstávání ze sedu.

3.3 Statistické zpracování získaných dat

Ke statistickému zpracování byl použit software Statistika CZ verze 12 a MS Excel 2007. Hladina statistické významnosti byla u všech hodnocených parametrů stanovena na 5 %. Je-li hodnota statistické významnosti $p \leq 0,05$, můžeme mluvit o statisticky významném výsledku.

Pro výpočet statistického rozdílu mezi vstupním a výstupním měřením byl použit neparametrický **Wilcoxonův párový test** pro porovnání dvou závislých proměnných.

Pro výpočet statistického rozdílu mezi skupinami byl použit neparametrický **Mann-Whitney U-test**. Nejdříve však byla u všech probandů vypočtena změna v hodnotách naměřených parametrů mezi 1. a 2. měřením. Teprve poté byly obě skupiny porovnávány v jednotlivých hodnotách parametrů mezi sebou.

Výsledné hodnoty byly upraveny a zpracovány prostřednictvím tabulek a grafů v programu MS Excel 2007.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Je rozdíl v maximálním momentu síly m. quadriceps femoris na dolní končetině po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením?

Hypotéza H₀1: Není rozdíl v M_{\max} m. quadriceps femoris na operované dolní končetině mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H₁: Je rozdíl v M_{\max} m. quadriceps femoris na operované dolní končetině mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Na základě Wilcoxonova párového testu porovnáním dvou závislých proměnných byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ v M_{\max} m. quadriceps femoris operované dolní končetiny mezi prvním a druhým měřením. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla **$p = 0,011719$ ($< 0,05$)**.

Hypotézu H₀1 zamítáme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **potvrzujeme alternativní hypotézu H₁**.

V následujících tabulkách (Tab. 1, 2) jsou zaznamenány hodnoty F_{\max} a M_{\max} m. quadriceps femoris, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u skupiny s NMES.

Tab. 1 Výsledky dynamometrického měření u skupiny s NMES

| Proband | Operovaná dolní končetina | | | | Neoperovaná dolní končetina | | | |
|---------|---------------------------|-----------------|----------------|-----------------|-----------------------------|-----------------|----------------|-----------------|
| | Před RHB | | Po RHB | | Před RHB | | Po RHB | |
| | F_{\max} [N] | M_{\max} [Nm] | F_{\max} [N] | M_{\max} [Nm] | F_{\max} [N] | M_{\max} [Nm] | F_{\max} [N] | M_{\max} [Nm] |
| 1 | 54,1 | 22,99 | 89,3 | 37,95 | 197,3 | 83,85 | 202,8 | 86,19 |
| 2 | 24,6 | 9,35 | 57,9 | 22,00 | 158,1 | 60,08 | 153,7 | 58,41 |
| 3 | 59,3 | 22,53 | 114,5 | 43,51 | 215,2 | 81,78 | 219,6 | 83,45 |
| 4 | 54,5 | 22,35 | 96,7 | 39,65 | 204,1 | 83,68 | 193 | 79,13 |
| 5 | 32,7 | 13,41 | 81,2 | 33,29 | 175,2 | 71,83 | 180,3 | 73,92 |
| 6 | 86,6 | 37,24 | 103,4 | 44,46 | 247,4 | 106,38 | 261,2 | 112,32 |
| 7 | 63,7 | 24,84 | 102,6 | 40,01 | 215,3 | 83,97 | 210,2 | 81,98 |
| 8 | 97,7 | 42,99 | 133,5 | 58,74 | 260,6 | 114,66 | 256,9 | 113,04 |

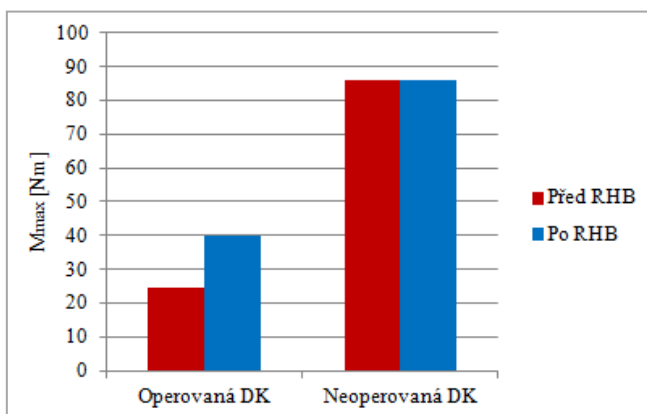
Legenda: F_{\max} – maximální síla, M_{\max} – maximální moment síly

Tab. 2 Průměrné výsledky dynamometrického měření u skupiny s NMES

| Měření | Průměr M_{\max} [Nm] | |
|----------|------------------------|----------------|
| | Operovaná DK | Neoperovaná DK |
| Před RHB | 24,46 | 85,78 |
| Po RHB | 39,95 | 86,05 |

Legenda: M_{\max} – maximální moment síly, DK – dolní končetina

Graf (Obrázek 3) zobrazuje změny v M_{\max} m. quadriceps femoris mezi 2 měřeními. Je z něj patrné, že došlo ke zvýšení síly m. quadriceps femoris operované dolní končetiny. Síla m. quadriceps femoris na neoperované dolní končetině neprošla výraznými změnami.



Obrázek 3 M_{\max} u skupiny s NMES – grafické znázornění hodnot vstupního a výstupního dynamometrického měření, porovnání operované a neoperované dolní končetiny

Legenda: M_{\max} – maximální moment síly, DK – dolní končetina

Hypotéza H₀₂: Není rozdíl v M_{\max} m. quadriceps femoris na operované dolní končetině mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H₂: Je rozdíl v M_{\max} m. quadriceps femoris na operované dolní končetině mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Na základě Wilcoxonova párového testu porovnáním dvou závislých proměnných byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ v M_{\max} m. quadriceps femoris operované dolní končetiny mezi prvním a druhým měřením. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla **$p = 0,007686 (< 0,05)$** .

Hypotézu H₀₂ zamítáme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **potvrzujeme alternativní hypotézu H₂**.

V následujících tabulkách (Tab. 3, 4) jsou zaznamenány hodnoty F_{\max} a M_{\max} m. quadriceps femoris, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u skupiny s posilováním.

Tab. 3 Výsledky dynamometrického měření u skupiny s posilováním

| Proband | Operovaná dolní končetina | | | | Neoperovaná dolní končetina | | | |
|---------|---------------------------|-----------------|----------------|-----------------|-----------------------------|-----------------|----------------|-----------------|
| | Před RHB | | Po RHB | | Před RHB | | Po RHB | |
| | F_{\max} [N] | M_{\max} [Nm] | F_{\max} [N] | M_{\max} [Nm] | F_{\max} [N] | M_{\max} [Nm] | F_{\max} [N] | M_{\max} [Nm] |
| 1 | 61,7 | 24,68 | 88,2 | 35,28 | 218,5 | 87,40 | 226,1 | 90,44 |
| 2 | 83,6 | 35,95 | 117,7 | 50,61 | 243,1 | 104,53 | 231,6 | 99,59 |
| 3 | 40,2 | 16,08 | 56,9 | 22,76 | 182 | 72,80 | 188,9 | 75,56 |
| 4 | 95,2 | 41,89 | 129,8 | 57,11 | 275,2 | 121,09 | 277,3 | 122,01 |
| 5 | 52,4 | 22,01 | 73,1 | 30,70 | 197,2 | 82,82 | 194,6 | 81,73 |
| 6 | 110,1 | 48,99 | 147,3 | 65,55 | 264,7 | 117,79 | 271,3 | 120,73 |
| 7 | 64,7 | 25,23 | 88,3 | 34,44 | 189,6 | 73,94 | 193,5 | 75,47 |
| 8 | 29,1 | 10,48 | 51,9 | 18,68 | 153,4 | 55,22 | 149,8 | 53,93 |
| 9 | 77,2 | 33,97 | 100,8 | 44,35 | 226,5 | 99,66 | 239,1 | 105,20 |

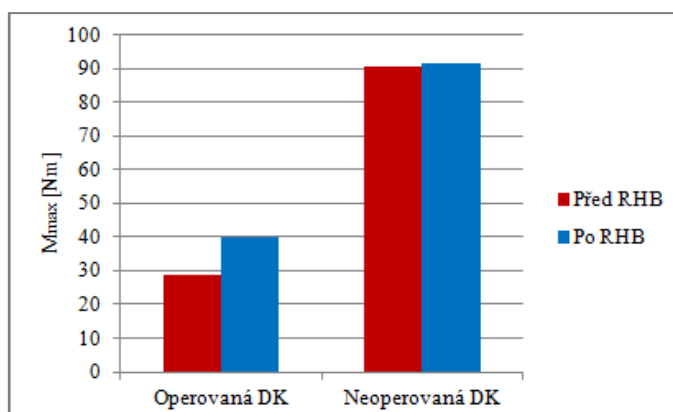
Legenda: F_{\max} – maximální síla, M_{\max} – maximální moment síly

Tab. 4 Průměrné výsledky dynamometrického měření u skupiny s posilováním

| Měření | Průměr M_{\max} [Nm] | |
|----------|------------------------|----------------|
| | Operovaná DK | Neoperovaná DK |
| Před RHB | 28,81 | 90,58 |
| Po RHB | 39,94 | 91,63 |

Legenda: M_{\max} – maximální moment síly, DK – dolní končetina

Z grafu (Obrázek 4) zobrazujícího změny v M_{\max} m. quadriceps femoris mezi 2 měřeními je patrné, že i u skupiny s posilováním došlo ke zvýšení síly m. quadriceps femoris operované dolní končetiny. Síla m. quadriceps femoris na neoperované dolní končetině neprošla výraznými změnami stejně jako u skupiny s NMES.



Obrázek 4 M_{\max} u skupiny s posilováním – grafické znázornění hodnot vstupního a výstupního dynamometrického měření, porovnání operované a neoperované dolní končetiny
Legenda: M_{\max} – maximální moment síly, DK – dolní končetina

Hypotéza H₀₃: Není rozdíl ve změně M_{\max} m. quadriceps femoris operované dolní končetiny mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Hypotéza H₃: Je rozdíl ve změně M_{\max} m. quadriceps femoris operované dolní končetiny mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-testu neprokázalo statisticky významný rozdíl ve změně M_{\max} m. quadriceps femoris operované dolní končetiny mezi měřenými skupinami probandů. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla $p = 0,059235 (> 0,05)$.

Hypotézu H₀₃ potvrzujeme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **zamítáme** alternativní hypotézu H₃.

V tabulkách (Tab. 5, 6) jsou zaznamenány průměrné hodnoty a směrodatné odchylky M_{\max} m. quadriceps femoris a jejich změn, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u obou skupin probandů.

Tab. 5 Průměrné hodnoty M_{\max} před a po RHB podle skupin

| Skupina | Operovaná dolní končetina | | Neoperovaná dolní končetina | |
|-------------------|---|---|---|---|
| | Před RHB M_{\max} [Nm] ($x \pm \sigma$) | Po RHB M_{\max} [Nm] ($x \pm \sigma$) | Před RHB M_{\max} [Nm] ($x \pm \sigma$) | Po RHB M_{\max} [Nm] ($x \pm \sigma$) |
| Posilování | 28,81 ± 12,40 | 39,94 ± 15,69 | 90,58 ± 21,97 | 91,63 ± 22,52 |
| NMES | 24,46 ± 11,13 | 39,95 ± 10,40 | 85,78 ± 17,49 | 86,05 ± 18,52 |

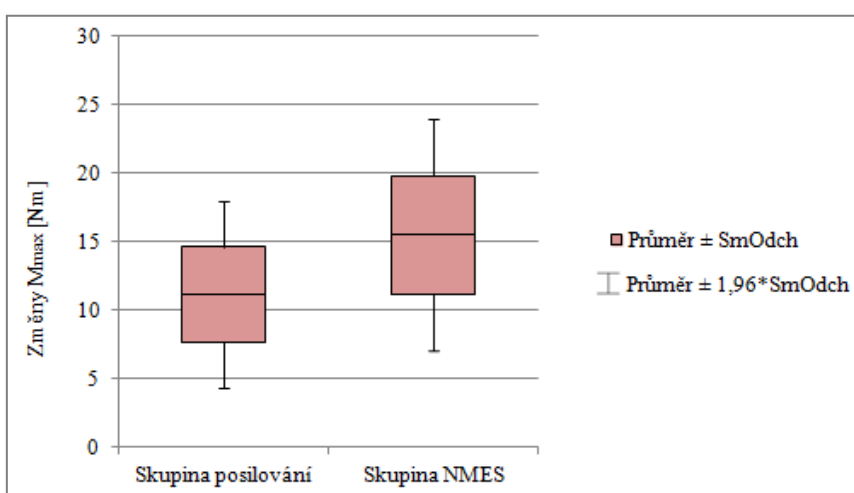
Legenda: M_{\max} – maximální oment síly, x – průměr, σ – směrodatná odchylka

Tab. 6 Průměrné hodnoty změn M_{\max} před a po RHB podle skupin

| Skupina | Změny M_{\max} [Nm] | |
|------------|-----------------------|--------|
| | Průměr | SmOdch |
| Posilování | 11,13 | 3,49 |
| NMES | 15,49 | 4,30 |

Legenda: M_{\max} – maximální moment síly, SmOdch – směrodatná odchylka

Z grafu (Obrázek 5) zobrazujícího změny v M_{\max} m. quadriceps femoris mezi 2 měřeními je patrné, že u skupiny s NMES došlo k výraznějšímu zvýšení M_{\max} m. quadriceps femoris operované dolní končetiny než u skupiny s posilováním. Tento rozdíl však nebyl statisticky významný.



Obrázek 5 Změny v M_{\max} u pacientů po implantaci TKA – grafické znázornění změn mezi vstupním a výstupním dynamometrickým měřením, porovnání skupin

Legenda: M_{\max} – maximální moment síly, SmOdch – směrodatná odchylka

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Je rozdíl v čase nutném pro dokončení testu vstávání ze židle mezi vstupním a výstupním měřením u pacientů po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu?

Hypotéza H_04 : Není rozdíl v čase nutném pro dokončení STS testu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza $H4$: Je rozdíl v čase nutném pro dokončení STS testu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Na základě Wilcoxonova párového testu porovnáním dvou závislých proměnných nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ v čase

nutném pro dokončení STS testu mezi prvním a druhým měřením. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla $p = 0,207579 (> 0,05)$.

Hypotézu H_04 potvrzujeme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **zamítáme alternativní hypotézu $H4$** .

V následujících tabulkách (Tab. 7, 8) jsou zaznamenány časy dokončení STS testu, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u skupiny s NMES.

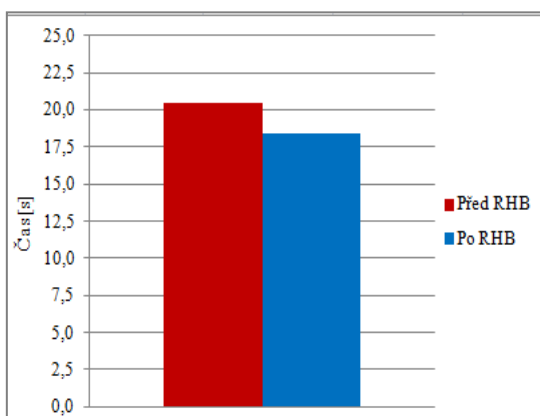
Tab. 7 Výsledky STS testu u skupiny s NMES

| Proband | čas [s] | |
|---------|----------|--------|
| | Před RHB | Po RHB |
| 1 | 30,4 | 18,6 |
| 2 | 24,1 | 20,6 |
| 3 | 13,2 | 15,9 |
| 4 | 20,4 | 19,3 |
| 5 | 21,2 | 19,3 |
| 6 | 23,1 | 20,7 |
| 7 | 15,8 | 15,5 |
| 8 | 15,5 | 17,0 |

Tab. 8 Průměrné výsledky STS testu u skupiny s NMES

| Měření | Průměr čas [s] |
|----------|----------------|
| Před RHB | 20,5 |
| Po RHB | 18,4 |

Na grafu (Obrázek 6) je viditelné, že u skupiny s NMES došlo mezi prvním a druhým měřením v testu STS k poklesu času nutného pro jeho dokončení. Tento rozdíl však nebyl statisticky významný.



Obrázek 6 Čas nutný pro dokončení STS testu u skupiny s NMES – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření

Hypotéza H₀₅: Není rozdíl v čase nutném pro dokončení STS testu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H₅: Je rozdíl v čase nutném pro dokončení STS testu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Na základě Wilcoxonova párového testu porovnáním dvou závislých proměnných nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ v čase nutném pro dokončení STS testu mezi prvním a druhým měřením. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla $p = 0,138642 (> 0,05)$.

Hypotézu H₀₅ potvrzujeme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **zamítáme alternativní hypotézu H₅.**

V tabulkách (Tab. 9, 10) jsou zaznamenány časy dokončení STS testu, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u skupiny s posilováním.

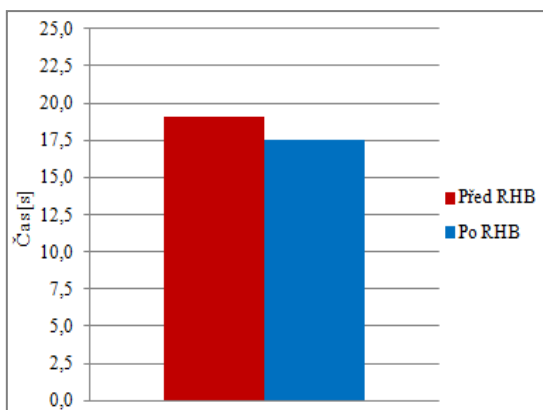
Tab. 9 Výsledky STS testu u skupiny s posilováním

| Proband | čas [s] | |
|---------|----------|--------|
| | Před RHB | Po RHB |
| 1 | 15,1 | 13,1 |
| 2 | 18,3 | 19,1 |
| 3 | 17,3 | 14,9 |
| 4 | 22,7 | 19,1 |
| 5 | 20,3 | 17,4 |
| 6 | 19,0 | 17,2 |
| 7 | 22,1 | 19,2 |
| 8 | 15,1 | 18,8 |
| 9 | 21,5 | 18,9 |

Tab. 10 Průměrné výsledky STS testu u skupiny s posilováním

| Měření | Průměr čas [s] |
|----------|----------------|
| Před RHB | 19,0 |
| Po RHB | 17,5 |

Z grafu (Obrázek 7) je viditelné, že u skupiny s posilováním došlo mezi prvním a druhým měřením v testu STS k poklesu času nutného pro jeho dokončení. Ani tento rozdíl však nebyl signifikantní.



Obrázek 7 Čas nutný pro dokončení STS testu u skupiny s posilováním – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření

Hypotéza H₀₆: Není rozdíl ve změně času nutném pro dokončení STS testu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Hypotéza H₆: Je rozdíl ve změně času nutném pro dokončení STS testu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-testu neprokázalo statisticky významný rozdíl ve změně času nutném pro dokončení STS mezi měřenými skupinami probandů. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla $p = 0,672974 (> 0,05)$.

Hypotézu H₀₆ potvrzujeme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **zamítáme alternativní hypotézu H₆**.

V tabulkách (Tab. 11, 12) jsou zaznamenány průměrné hodnoty a směrodatné odchylky časů dokončení STS testu a jejich změn, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u obou skupin probandů.

Tab. 11 Průměrné hodnoty času dokončení STS testu před a po RHB podle skupin

| Skupina | čas [s] ($\bar{x} \pm \sigma$) | |
|------------|----------------------------------|------------|
| | Před RHB | Po RHB |
| Posilování | 19,0 ± 2,9 | 17,5 ± 2,2 |
| NMES | 20,5 ± 5,6 | 18,4 ± 2,0 |

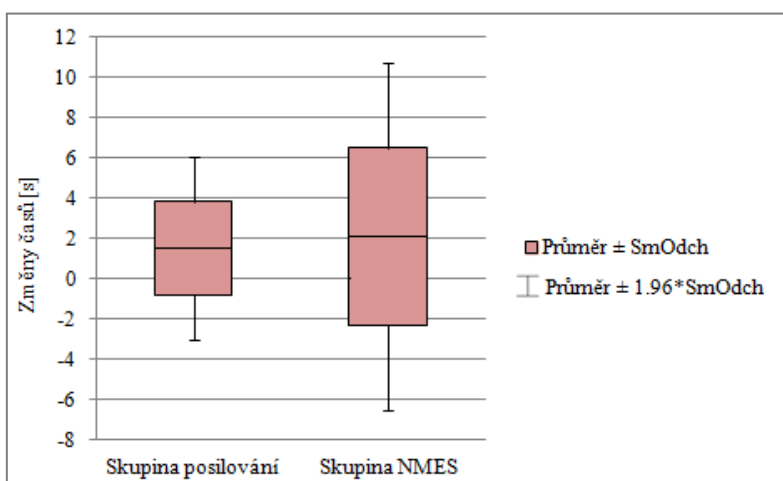
Legenda: \bar{x} – průměr, σ – směrodatná odchylka

Tab. 12 Průměrné hodnoty změn v časech dokončení STS testu před a po RHB podle skupin

| Skupina | Změny časů [s] | |
|------------|----------------|--------|
| | Průměr | SmOdch |
| Posilování | 1,5 | 2,3 |
| NMES | 2,1 | 4,4 |

Legenda: SmOdch – směrodatná odchylka

Z grafu (Obrázek 8) zobrazujícího změny v časech dokončení STS testu mezi 2 měřeními je patrné, že u skupiny s NMES došlo k většímu zlepšení než u skupiny s posilováním. Tento rozdíl však nebyl statisticky významný.



Obrázek 8 Změny v časech nutných pro dokončení STS testu u pacientů po implantaci TKA – grafické znázornění změn mezi vstupním a výstupním měřením, porovnání skupin

Legenda: SmOdch – směrodatná odchylka

4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Je rozdíl v rozsahu pohybu v operovaném kolenním kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u pacientů po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu?

Hypotéza H₀7: Není rozdíl v ROM operovaného kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H7: Je rozdíl v ROM operovaného kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Na základě Wilcoxonova párového testu porovnáním dvou závislých proměnných byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ v ROM operovaného kolenního kloubu mezi prvním a druhým měřením. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla $p = 0,011719 (< 0,05)$.

Hypotézu H₀₇ zamítáme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **potvrzujeme alternativní hypotézu H₇**.

V následujících tabulkách (Tab. 13, 14) jsou zaznamenány minimální flekční úhly, maximální flekční úhly a jejich rozdíl (ROM) při aktivní extenzi v kolenním kloubu, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u skupiny s NMES.

Tab. 13 ROM operovaného kolenního kloubu měřený pomocí videoanalýzy u skupiny s NMES

| Proband | Před RHB | | | Po RHB | | |
|---------|-------------------|-------------------|-----|-------------------|-------------------|-----|
| | Max. flekční úhel | Min. flekční úhel | ROM | Max. flekční úhel | Min. flekční úhel | ROM |
| 1 | 68 | 16 | 52 | 73 | 18 | 55 |
| 2 | 68 | 29 | 39 | 70 | 23 | 47 |
| 3 | 67 | 16 | 51 | 75 | 14 | 61 |
| 4 | 74 | 10 | 64 | 86 | 19 | 67 |
| 5 | 56 | 26 | 30 | 63 | 21 | 42 |
| 6 | 74 | 17 | 57 | 78 | 12 | 66 |
| 7 | 60 | 14 | 46 | 61 | 14 | 47 |
| 8 | 78 | 18 | 60 | 78 | 8 | 70 |

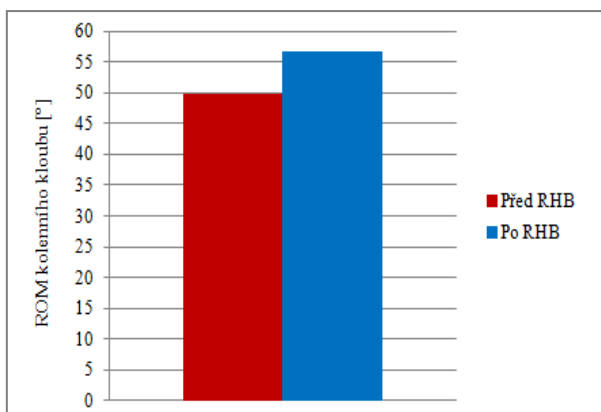
Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem; hodnoty udávány ve stupních

Tab. 14 Průměrný ROM operovaného kolenního kloubu u skupiny s NMES

| Měření | Průměr ROM [°] |
|----------|----------------|
| Před RHB | 49,88 |
| Po RHB | 56,88 |

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem

Z grafu (Obrázek 9) je patrné, že u skupiny s NMES došlo ke zvětšení ROM operovaného kolenního kloubu při jeho aktivní extenzi.



Obrázek 9 ROM operovaného kolenního kloubu u skupiny s NMES – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem

Hypotéza H_08 : Není rozdíl v ROM operovaného kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza $H8$: Je rozdíl v ROM operovaného kolenního kloubu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Na základě Wilcoxonova párového testu porovnáním dvou závislých proměnných byl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ v ROM operovaného kolenního kloubu mezi prvním a druhým měřením. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla $p = 0,044012 (< 0,05)$.

Hypotézu H_08 zamítáme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **potvrzujeme alternativní hypotézu $H8$.**

V tabulkách (Tab. 15, 16) jsou zaznamenány minimální flekční úhly, maximální flekční úhly a jejich rozdíl (ROM) při aktivní extenzi v kolenním kloubu, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u skupiny s posilováním.

Tab. 15 ROM operovaného kolenního kloubu měřený pomocí videoanalýzy u skupiny s posilováním

| Proband | Před RHB | | | Po RHB | | |
|---------|-------------------|-------------------|-----|-------------------|-------------------|-----|
| | Max. flekční úhel | Min. flekční úhel | ROM | Max. flekční úhel | Min. flekční úhel | ROM |
| 1 | 59 | 11 | 48 | 65 | 13 | 52 |
| 2 | 58 | 16 | 42 | 60 | 22 | 38 |
| 3 | 54 | 11 | 43 | 66 | 14 | 52 |
| 4 | 66 | 17 | 49 | 79 | 20 | 59 |
| 5 | 70 | 22 | 48 | 70 | 20 | 50 |
| 6 | 70 | 11 | 59 | 82 | 12 | 70 |
| 7 | 72 | 16 | 56 | 77 | 10 | 67 |
| 8 | 79 | 13 | 66 | 79 | 16 | 63 |
| 9 | 70 | 12 | 58 | 79 | 14 | 65 |

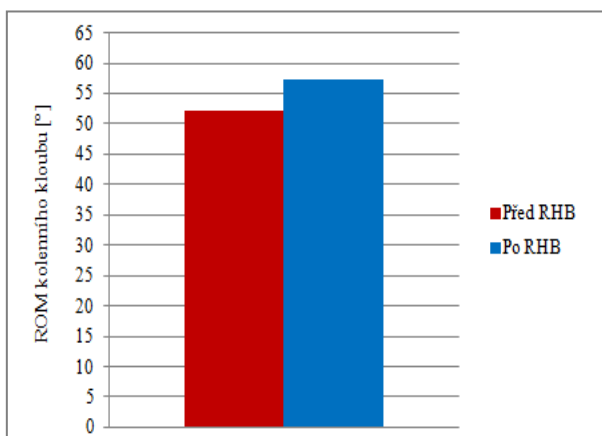
Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem; hodnoty udávány ve stupních

Tab. 16 Průměrný ROM operovaného kolenního kloubu u skupiny s posilováním

| Měření | Průměr ROM [°] |
|----------|----------------|
| Před RHB | 52,11 |
| Po RHB | 57,33 |

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem

Z grafu (Obrázek 10) je patrné, že u skupiny s posilováním došlo ke zvětšení ROM operovaného kolenního kloubu při jeho aktivní extenzi.



Obrázek 10 ROM operovaného kolenního kloubu u skupiny s posilováním – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem

Hypotéza H₀₉: Nemá rozdíl ve změně ROM operovaného kolenního kloubu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Hypotéza H₉: Je rozdíl ve změně ROM operovaného kolenního kloubu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-testu neprokázalo statisticky významný rozdíl ve změně ROM operovaného kolenního kloubu mezi měřenými skupinami probandů. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla **p = 0,672974 (> 0,05)**.

Hypotézu H₀₉ potvrzujeme na hladině statistické významnosti p = 0,05 a **zamítáme alternativní hypotézu H₉**.

V tabulkách (Tab. 17, 18) jsou zaznamenány průměrné hodnoty a směrodatné odchylky ROM operovaného kolenního kloubu při jeho aktivní extenzi a jeho změny, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u obou skupin probandů.

Tab. 17 Průměrné hodnoty ROM operovaného kolenního kloubu před a po RHB podle skupin

| Skupina | ROM [°] ($\bar{x} \pm \sigma$) | |
|------------|----------------------------------|---------|
| | Před RHB | Po RHB |
| Posilování | 52 ± 8 | 57 ± 10 |
| NMES | 50 ± 11 | 57 ± 11 |

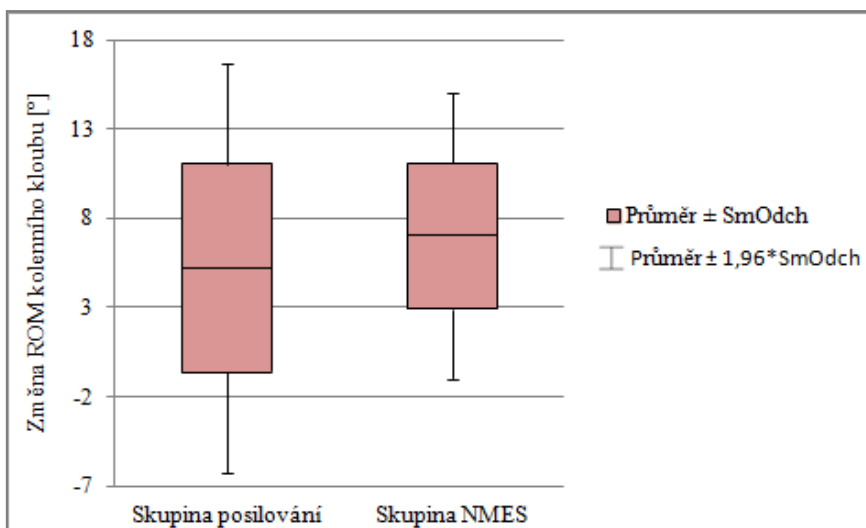
Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem, \bar{x} – průměr, σ – směrodatná odchylka

Tab. 18 Průměrné hodnoty změn v ROM operovaného kolenního kloubu před a po RHB podle skupin

| Skupina | Změny ROM [°] | |
|------------|---------------|--------|
| | Průměr | SmOdch |
| Posilování | 5,22 | 5,83 |
| NMES | 7,00 | 4,07 |

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem, SmOdch – směrodatná odchylka

Z grafu (Obrázek 11) zobrazujícího změny v ROM operovaného kolenního kloubu je viditelné, že u skupiny s NMES došlo k většímu zvětšení ROM při aktivní extenzi než u skupiny s posilováním. Tento rozdíl však nebyl statisticky významný.



Obrázek 11 Změny v ROM operovaného kolenního kloubu u pacientů po implantaci TKA – grafické znázornění změn mezi vstupním a výstupním měřením, porovnání skupin

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem, SmOdch – směrodatná odchylka

4.4 Výsledky k vědecké otázce č. 4

Je rozdíl v rozsahu pohybu v operovaném kolenním kloubu při vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u pacientů po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu?

Hypotéza H₀10: Není rozdíl v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Hypotéza H₁0: Je rozdíl v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s NMES.

Na základě Wilcoxonova párového testu porovnáním dvou závislých proměnných nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi prvním a druhým měřením. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla $p = 0,107329 (> 0,05)$.

Hypotézu H₀10 potvrzujeme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **zamítáme alternativní hypotézu H₁0.**

V následujících tabulkách (Tab. 19, 20) jsou zaznamenány minimální flekční úhly, maximální flekční úhly a jejich rozdíl (ROM) při vstávání ze sedu, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u skupiny s NMES.

Tab. 19 ROM operovaného kolenního kloubu měřený pomocí videoanalýzy při vstávání ze sedu u skupiny s NMES

| Probant | Před RHB | | | Po RHB | | |
|---------|-------------------|-------------------|-----|-------------------|-------------------|-----|
| | Max. flekční úhel | Min. flekční úhel | ROM | Max. flekční úhel | Min. flekční úhel | ROM |
| 1 | 64 | 13 | 51 | 72 | 24 | 50 |
| 2 | 58 | 13 | 45 | 66 | 14 | 52 |
| 3 | 73 | 29 | 44 | 70 | 23 | 47 |
| 4 | 75 | 14 | 61 | 81 | 23 | 58 |
| 5 | 58 | 28 | 31 | 64 | 22 | 42 |
| 6 | 72 | 19 | 53 | 74 | 17 | 57 |
| 7 | 59 | 10 | 49 | 63 | 16 | 47 |
| 8 | 70 | 19 | 51 | 79 | 9 | 70 |

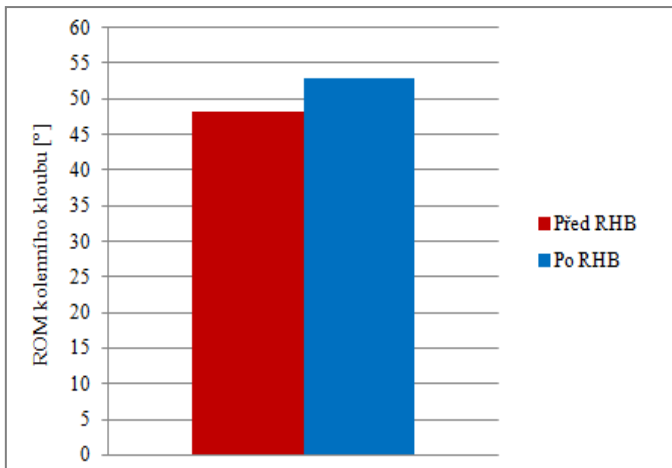
Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem; hodnoty udávány ve stupních

Tab. 20 Průměrný ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u skupiny s NMES

| Měření | Průměr ROM [°] |
|----------|----------------|
| Před RHB | 48,13 |
| Po RHB | 52,88 |

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem

Z grafu (Obrázek 12) je patrné, že u skupiny s NMES došlo ke zvětšení ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu. Tento rozdíl se však neukázal jako statisticky významný.



Obrázek 12 ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u skupiny s NMES – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem

Hypotéza H₀₁₁: Není rozdíl v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Hypotéza H₁₁: Je rozdíl v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi vstupním a výstupním měřením u skupiny s posilováním.

Na základě Wilcoxonova párového testu porovnáním dvou závislých proměnných nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ v rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi prvním a druhým měřením. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla $p = 0,068704 (> 0,05)$.

Hypotézu H₀₁₁ potvrzujeme na hladině statistické významnosti $p = 0,05$ a **zamítáme alternativní hypotézu H₁₁**.

V tabulkách (Tab. 21, 22) jsou zaznamenány minimální flekční úhly, maximální flekční úhly a jejich rozdíl (ROM) při vstávání ze sedu, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u skupiny s posilováním.

Tab. 21 ROM operovaného kolenního kloubu měřený pomocí videoanalýzy při vstávání ze sedu u skupiny s posilováním

| Proband | Před RHB | | | Po RHB | | |
|---------|-------------------|-------------------|-----|-------------------|-------------------|-----|
| | Max. flekční úhel | Min. flekční úhel | ROM | Max. flekční úhel | Min. flekční úhel | ROM |
| 1 | 48 | 8 | 40 | 63 | 12 | 51 |
| 2 | 54 | 14 | 40 | 54 | 17 | 37 |
| 3 | 60 | 13 | 47 | 70 | 20 | 50 |
| 4 | 71 | 17 | 54 | 74 | 20 | 54 |
| 5 | 66 | 21 | 45 | 65 | 24 | 41 |
| 6 | 67 | 8 | 59 | 75 | 12 | 63 |
| 7 | 69 | 14 | 55 | 71 | 9 | 62 |
| 8 | 67 | 23 | 44 | 77 | 25 | 52 |
| 9 | 70 | 15 | 55 | 80 | 15 | 65 |

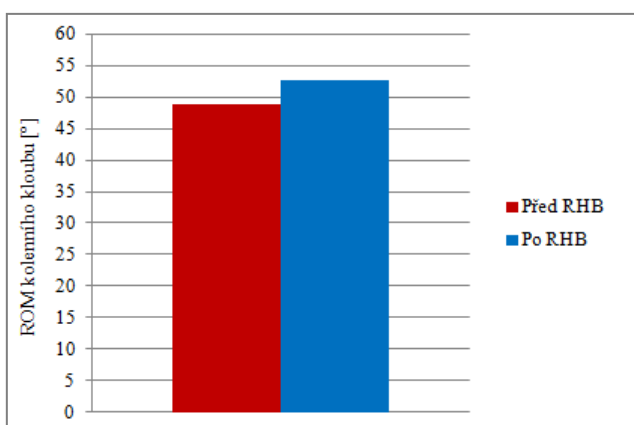
Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem; hodnoty udávány ve stupních

Tab. 22 Průměrný ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u skupiny s posilováním

| Měření | Průměr ROM [°] |
|----------|----------------|
| Před RHB | 48,77 |
| Po RHB | 52,77 |

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem

Z grafu (Obrázek 13) je patrné, že u skupiny s posilováním došlo ke zvětšení ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu. Ani tento rozdíl však nebyl statisticky významný.



Obrázek 13 ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u skupiny s posilováním – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem

Hypotéza H₀12: Není rozdíl ve změně rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Hypotéza H₁2: Je rozdíl ve změně rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi skupinou s NMES a skupinou s posilovacím cvičením.

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-testu neprokázalo statisticky významný rozdíl ve změně rozdílu mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem v operovaném kolenním kloubu během vstávání ze sedu mezi měřenými skupinami probandů. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr byla **p = 0,962567 (> 0,05)**.

Hypotézu H₀12 potvrzujeme na hladině statistické významnosti p = 0,05 a **zamítáme alternativní hypotézu H₁2**.

V tabulkách (Tab. 23, 24) jsou zaznamenány průměrné hodnoty a směrodatné odchylky ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu a jeho změny, které byly naměřeny při vstupním a výstupním měření u obou skupin probandů.

Tab. 23 Průměrné hodnoty ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu před a po RHB podle skupin

| Skupina | ROM [°] ($\bar{x} \pm \sigma$) | |
|------------|----------------------------------|---------|
| | Před RHB | Po RHB |
| Posilování | 49 ± 7 | 53 ± 10 |
| NMES | 48 ± 9 | 53 ± 9 |

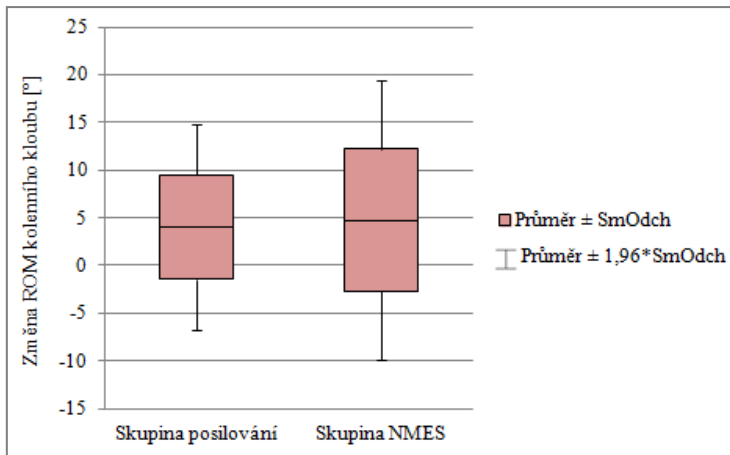
Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem, \bar{x} – průměr, σ – směrodatná odchylka

Tab. 24 Průměrné hodnoty změn v ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu před a po RHB podle skupin

| Skupina | Změny ROM [°] | |
|------------|---------------|--------|
| | Průměr | SmOdch |
| Posilování | 4,00 | 5,48 |
| NMES | 4,75 | 7,46 |

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flekčním úhlem, SmOdch – směrodatná odchylka

Z grafu (Obrázek 14) zobrazujícího změny v ROM operovaného kolenního kloubu je viditelné, že u skupiny s NMES došlo k výraznějšímu zvětšení ROM při vstávání ze sedu než u skupiny s posilováním. Tento rozdíl však nebyl statisticky významný.



Obrázek 14 Změny v ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u pacientů po implantaci TKA – grafické znázornění změn mezi vstupním a výstupním měřením, porovnání skupin

Legenda: ROM – rozdíl mezi maximálním a minimálním flečným úhlem, SmOdch – směrodatná odchylka

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je shrnout a diskutovat získané poznatky, výsledky měření a limity práce s aktuálně dostupnou odbornou literaturou.

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit efekt rehabilitace u pacientů po TKA a konfrontovat dva možné terapeutické přístupy, elektrogymnastiku přidanou k základní terapii a analytické cvičení dle svalového testu přidaného k základní pooperační terapii.

5.1 Diskuze k terapeutickým přístupům

Hlavní příčinou vedoucí k implantaci TKA je osteoartróza kolenního kloubu. Přibližně se o ni jedná v 95 % případů. Mezi rizikové faktory osteoartrózy patří změněná kostní denzita, poranění menisků nebo jiné trauma kloubu. Největšími rizikovými faktory jsou však vysoký věk a obezita. Ohroženi osteoartrózou jsou proto nejvíce obyvatelé rozvinutých zemí, ve kterých se zvyšuje počet obézních a jejichž populace stárne (Carr et al., 2012, p. 1331).

Předoperační stav kloubu je významnou determinantou jeho pooperační funkce. U pacientů s horší předoperační funkcí lze předpokládat i horší pooperační funkční stav. U pacientů s horším předoperačním stavem by proto měla být zařazena intenzivní fyzioterapie již před samotným zákrokem a po operaci by se mělo v prvních 6 měsících v intenzivní rehabilitaci pokračovat (Jones, Voaklander, Suarez-Almazor, 2003, p. 704).

Vliv na výsledek operačního zákroku má i délka čekací doby na implantaci TKA. Čím delší je tato doba, tím horší lze očekávat pooperační stav. I z toho důvodu je vhodné s intenzivní rehabilitací začít již před operací (Jones, Voaklander, Suarez-Almazor, 2003, p. 704).

Systematická review z roku 2013 zjišťovala, zda pacienti po TKA mají menší sílu na dolních končetinách v porovnání se zdravými jedinci. Nalezeno bylo 15 studií zabývajících se touto problematikou. Síla m. quadriceps femoris byla měřena ve 14 studiích, z nichž v 9 byla síla měřena pomocí izometrického dynamometru, ve 4 studiích byl použit izokinetický dynamometr a v jedné studii byly použity oba typy. Síla hamstringů byla měřena v 10 studiích, z nichž v 5 byla měřena maximální izometrická síla a v 5 izokinetická síla. Bylo zjištěno, že po TKA dochází k poklesu svalové síly m. quadriceps femoris a hamstringů. Výraznější ztráta byla naměřena u m. quadriceps femoris. Tato svalová slabost přetrvává i několik let po operačním zákroku. Vliv na svalovou sílu po TKA má i zvolený operační přístup. Ve většině studií však není uváděn. Stejně tak je málokdy zmiňována síla svalů

kontralaterální dolní končetiny, která je však pro výsledek TKA zásadní. Výrazně se liší také průběh měření v jednotlivých studiích. Při izometrickém testování se liší rozsah flexe v kolenním kloubu, ve kterém je síla izometrické kontrakce měřena. Pohybuje se mezi 45 a 90 stupni. Při měření pomocí izokinetického dynamometru se studie liší v použité úhlové rychlosti. I přes tyto metodické rozdíly se studie shodují na tom, že po TKA dochází k signifikantnímu poklesu síly m. quadriceps femoris a hamstringů operované dolní končetiny (Schache, McClelland, Webster, 2013, pp. 14–18).

Síla m. quadriceps femoris 1 měsíc po implantaci TKA klesá průměrně o 62 % oproti předoperačnímu stavu, volní aktivace svalu se snižuje až o 17 %. CSA m. quadriceps femoris se pooperačně v průměru snížila o 10 %, což ukazuje na rychlý rozvoj svalové hypotrofie (Mizner et al., 2005b, p. 1051).

Výsledky další studie ukazují, že 1 měsíc po TKA dochází k omezení aktivní flexe v operovaném kolenním kloubu o 24 stupňů a k omezení aktivní extenze přibližně o 3 stupně. Pro dokončení testu TUG pacienti s TKA potřebovali o 49 % více času než před zákrokem. Pro dokončení SCT bylo potřeba o 88 % více času a při 6MWT ušli o 39 % kratší vzdálenost oproti stavu před operací (Bade, Kohrt, Stevens-Lapsley, 2010, p. 562).

Gapeyeva (2007) uvádí, že 6 měsíců po TKA není oproti předoperačnímu stavu signifikantní rozdíl v rozsahu aktivní flexe v operovaném kolenním kloubu (Gapeyeva et al., 2007, p. 206). V porovnání s neoperovanou dolní končetinou byl při izometrické dynamometrii zjištěn rozdíl v síle m. quadriceps femoris již před operací. M. quadriceps femoris byl průměrně o 31 % slabší než ten samý sval na druhostranné dolní končetině. 6 měsíců po implantaci TKA byl tento rozdíl 32 % (Gapeyeva et al., 2007, p. 209).

Lorentzen et al. (1999) uvádí, že před implantací TKA byl rozdíl mezi M_{max} m. quadriceps femoris operované a neoperované končetiny 24 %. 3 měsíce po operačním zákroku byl tento rozdíl 40 % a 6 měsíců od operace 29 %. Měření bylo prováděno pomocí izometrické dynamometrie (Lorentzen et al., 1999, p. 178).

Rozdíl v síle m. quadriceps femoris mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou přetrvává i několik let po operačním zákroku. Silva et al. (2003) uvádí, že po více než 2 letech po implantaci TKA je tento rozdíl přibližně 19 % (Silva et al., 2003, p. 609).

Rozdíly v síle m. quadriceps femoris mezi pacienty po TKA a zdravými jedinci byly zjištěny i 13 let po operaci (Huang et al., 1996, p. 147).

Na základě současných poznatků se používané rehabilitační strategie ukazují jako nedostatečné pro obnovu síly m. quadriceps femoris. Další výzkum by se proto měl zaměřit na návrh efektivnějších rehabilitačních programů. K největší ztrátě síly m. quadriceps femoris

dochází v prvním měsíci po zákroku. Právě v tomto období by rehabilitace měla být co nejintenzivnější (Bade, Kohrt, Stevens-Lapsley, 2010, p. 564).

Vliv na výsledek operačního zákroku má také doba, v jakou je zahájena pooperační rehabilitace. Pokud je terapie zahájena v prvních 24 hodinách od operace, dochází ke zkrácení délky hospitalizace a snižuje se počet terapií nutných k dosažení samostatnosti pacienta. Rozdíl oproti pacientům, u kterých se s rehabilitací začalo 48–72 hodin po operaci, byly patrné především při chůzi. Dřívější začátek rehabilitace také redukuje bolest a zlepšuje rozsah pohybu a svalovou sílu na operované dolní končetině (Labraca et al., 2011, p. 564).

Efektivita rehabilitace po TKA je ve studiích zpravidla hodnocena pomocí dotazníků týkajících se sebeobsluhy (např. WOMAC), souboru funkčních testů, dosažených kloubních rozsahů v operovaném kolenním kloubu a svalové síly m. quadriceps femoris a hamstringů.

Pouze málo publikací se zabývá porovnáváním rehabilitačních programů po implantaci TKA zaměřujících se na posílení m. quadriceps femoris. Mezi možnosti terapie patří intenzivní posilovací cvičení nebo NMES. Ve studiích zabývajících se pooperačním stavem m. quadriceps femoris byly použity obě tyto možnosti v kombinaci nebo byl hodnocen efekt pouze jedné z nich (Saleh et al., 2010, pp. 125–126).

Ve studiích, které se zabývaly použitím NMES s cílem posílit m. quadriceps femoris byl používán např. symetrický bifázický nebo střídavý sinusový proud. Intenzita NMES byla ve všech studiích nadprahově motorická a byla při každém sezení nastavována na maximální tolerovatelnou úroveň. Délka terapie se pohybovala okolo 7 týdnů (Kittelson, Stackhouse, Stevens-Lapsley, 2013, pp. 913–914). Další parametry NMES jsou zaznamenány v následující tabulce (Tab. 25), která shrnuje několik studií zabývajících se touto problematikou.

Tab. 25 Souhrn studií zkoumajících efekt NMES po implantaci TKA (upraveno dle Kittelson, Stackhouse, Stevens-Lapsley, 2013, p. 912)

| Studie | Začátek terapie | Frekvence terapie | Délka terapie | Doba kontrakce/doba kontrakce [s] | f [Hz] | Délka impulzu [ms] |
|------------------------------|----------------------|--------------------------|----------------|-----------------------------------|--------|--------------------|
| Avramidis et al., 2011 | 2. pooperační den | dvakrát denně | 2 hodiny | 8/8 | 40 | 0,3 |
| Levine et al., 2013 | 2 týdny před operací | jednou denně | 20 až 30 minut | 4/10 | 75 | 0,3 |
| Petterson et al., 2009 | 4 týdny po operaci | dvakrát až třikrát týdně | 10 kontrakcí | 10/80 | 50 | 0,4 |
| Stevens-Lapsley et al., 2012 | 2. pooperační den | dvakrát denně | 15 kontrakcí | 15/45 | 50 | 0,25 |

Legenda: f – frekvence

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Vyšetřování svalové síly a silových schopností je používáno při hodnocení efektivity léčby u ortopedických pacientů. Ve výzkumu bývají oproti klinické praxi upřednostňovány objektivní metody měření. Manuální testování svalové síly je subjektivní metodou, při které dochází k většímu množství chyb (Reinking et al., 1996, p. 154).

Svalový test dle Jandy, který je u nás nejčastěji používanou metodou, je zatížen subjektivním vnímáním terapeuta a není proto vhodný k výzkumným účelům.

Ve studiích zabývajících se problematikou pooperačního stavu m. quadriceps femoris se nejčastěji hodnotí maximální síla, která je následně porovnávána s neoperovanou dolní končetinou. Nejčastěji je používána přístrojová izometrická nebo izokinetická dynamometrie.

Další studie se zabývají progresem svalové síly m. quadriceps femoris po TKA v závislosti na věku, pohlaví, BMI pacientů, rehabilitačním programu nebo na typu operačního přístupu.

Zatímco maximální izometrická síla svalů je odrazem toho, jakou sílu je schopen sval vyprodukovat, svalová síla jako taková je odrazem toho, jakou sílu je sval schopen vyprodukovat v průběhu času. Právě ta je podstatná pro běžné denní aktivity, mezi které patří např. chůze po schodech nebo vstávání ze židle. Při hodnocení efektivity rehabilitace je tedy nutné zařadit do vyšetření některé funkční testy (SCT, STS test, TUG, 6MWT) (Marmon, Milcarek, Snyder-Mackler, 2014, p. 175).

Tato diplomová práce se zabývala porovnáním mezi skupinou podstupující terapii NMES a skupinou s posilovacím cvičením u pacientů po implantaci TKA pouze v krátkém časovém intervalu. S terapií NMES a s analytickým posilováním dle svalového testu se začalo přibližně 10 dní po operačním zákroku. Pacienti podstupovali tuto terapii po dobu experimentu jednou denně. Současně všichni probandi absolvovali intenzivní rehabilitační program na rehabilitačním lůžkovém oddělení. K měření síly m. quadriceps femoris byl použit izometrický přenosný dynamometr. Při dynamometrickém měření nebyl zjištěn signifikantní rozdíl v M_{max} mezi skupinou s NMES a skupinou s posilováním, ale u obou skupin došlo za tuto dobu k signifikantnímu zvýšení M_{max} . Během experimentu se u skupiny s NMES M_{max} zvýšil po zaokrouhlení průměrně o 15,5 Nm (63,3 %). U skupiny s posilováním se M_{max} zvýšil průměrně o 11,1 Nm (38,6 %). Mezi skupinami je tedy v zisku síly poměrně velký rozdíl, není však statisticky signifikantní.

V porovnání s druhostrannou dolní končetinou byl u skupiny s NMES při prvním měření rozdíl v M_{max} m. quadriceps femoris 61,3 Nm (71,5 %) a při druhém měření 46,1 Nm

(53,6 %). Skupina s posilováním měla před experimentem M_{max} m. quadriceps femoris na operované dolní končetině o 61,8 Nm (68,2 %) menší než na druhé straně. Při druhém měření byl tento rozdíl 51,7 Nm (56,4%).

Několik studií se zabývalo efektem NMES na sílu m. quadriceps femoris operované dolní končetiny po TKA. Většinou byla NMES zařazena jako doplňková terapie k základnímu rehabilitačnímu programu. Následně se v měřených parametrech porovnávala skupina podstupující NMES a skupina bez této terapie. Rozdělení pacientů do skupin probíhalo náhodně.

Do review z roku 2013 byly zařazeny 4 randomizované kontrolované studie zabývající se efektem NMES m. quadriceps femoris jako jedné z terapeutických možností u pacientů po implantaci TKA. Dvě z těchto studií prokázaly větší terapeutický efekt NMES než posilovací cvičení. V těchto studiích byla terapie NMES zahájena již druhý pooperační den a frekvence terapie byla vyšší než u zbylých 2 studií. Jedna ze studií naopak tento rozdíl neprokázala a výsledky poslední studie ukazují, že není rozdíl mezi terapií pomocí NMES a intenzivním cvičením pod dohledem fyzioterapeuta. Jednotlivé studie se však lišily v metodice, a to jak v parametrech terapeutické intervence, tak ve zvoleném způsobu měření. Ve dvou z těchto studií nebyla hodnocena svalová aktivace a síla m. quadriceps femoris, i když jsou tyto parametry pro hodnocení efektu NMES označovány jako nejvíce určující (Kittelson, Stackhouse, Stevens-Lapsley, 2013, pp. 909, 915).

Jednou ze čtyř studií zařazených do výše zmiňované review z roku 2013 byla studie provedená v roce 2012, ve které byly porovnávány změny v síle m. quadriceps femoris operované dolní končetiny mezi skupinou podstupující NMES a kontrolní skupinou bez této terapie. Měření probandů proběhlo přibližně 2 týdny před operačním zákrokem, další měření následovala s odstupem 3,5 týdne, 6,5 týdne, 13, 26 a 52 týdnů po operačním zákroku. Studie se zúčastnilo 66 probandů (36 žen, 30 mužů) ve věku mezi 50 a 85 lety. Po operačním zákroku všichni probandi absolvovali stejnou rehabilitaci na lůžkovém ortopedickém oddělení. U skupiny podstupující kromě klasického rehabilitačního programu ještě NMES se s touto terapií začalo 48 hodin po operačním zákroku. NMES byla aplikována po dobu 8 týdnů.

V této studii byl k NMES použit přenosný stimulátor, který byl vhodný pro domácí terapii. Během NMES byla stimulovaná dolní končetina zajištěna suchými zipy k židli tak, že v kyčelním kloubu byla přibližně flexe 85 stupňů a kolenní kloub byl v 60-ti stupňové flexi. Použity byly obdélníkové elektrody, které byly umístěny na přední část stehna mediodistálně a lateroproximálně. Pro NMES byl zvolen symetrický bifázický proud

s frekvencí 50 Hz. Doba kontrakce byla 15 sekund a následovalo 45 sekund pauzy. Délka trvání pulzu byla 250 mikrosekund. Každé sezení obsahovalo 15 kontrakcí. Síla m. quadriceps femoris byla měřena pomocí izometrického dynamometru. Při měření byl kolenní kloub v 60-ti stupňové flexi. Probandi byli vyzváni k provedení maximální volní izometrické kontrakce m. quadriceps femoris pomocí vizuální a verbální zpětné vazby. Změřeny byly 3 kontrakce, mezi kterými byla vždy 1 minuta odpočinku. Do výsledků byl poté zaznamenán pokus s nejvyšší naměřenou silou.

Po 3,5 týdnech bylo zjištěno značné zvětšení síly m. quadriceps femoris. Po 6,5 týdnech došlo k dalšímu zvětšení svalové síly. V porovnání s kontrolní skupinou byl 3,5 týdne po zahájení terapie NMES zisk v síle m. quadriceps femoris výrazně vyšší. 6,5 týdnů po zahájení rehabilitace již rozdíly mezi skupinami nebyly tak velké, nicméně skupina s NMES vykazovala stále větší zlepšení (Stevens-Lapsley et al., 2012a, pp. 212–218).

Studie z roku 2004 zjišťovala, zda u pacientů po bilaterální implantaci TKA, je rozdíl v síle m. quadriceps femoris v závislosti na typu terapeutické intervence. Studie se zúčastnilo 8 probandů, kteří byli rozděleni do dvou skupin. U první skupiny byla k intenzivnímu oboustrannému posilovacímu cvičení přidána NMES m. quadriceps femoris, která byla aplikována pouze na dolní končetinu se zjištěnou nižší silou stimulovaného svalu. Druhá skupina absolvovala oboustranné posilovací cvičení bez přidání NMES. Terapie v této studii trvala 6 týdnů, během nichž pacienti absolvovali 3 terapie týdně. Při každé terapii NMES bylo vyvoláno 10 izometrických kontrakcí stimulovaného svalu. K hodnocení síly m. quadriceps femoris nebyla použita klasická dynamometrie, ale tzv. superimposed-burst technique, pomocí které se hodnotí svalová aktivace přímo související se silou svalu. 6 měsíců po operačním zákroku došlo u skupiny s NMES k tak velkému zvýšení síly stimulovaného m. quadriceps femoris, že původně slabší dolní končetina překonala kontralaterální končetinu. Ve druhé skupině k této změně nedošlo a síla m. quadriceps femoris slabší dolní končetiny nepřekonala sílu kontralaterální končetiny. K největším změnám v síle došlo v prvních 3 týdnech terapie (Stevens, Mizner, Snyder-Mackler, 2004, pp. 21, 28).

Pro dosažení co nejlepšího výsledku terapie NMES je nutné používat maximální intenzitu, kterou je pacient schopen tolerovat. Svalová kontrakce m. quadriceps femoris vyvolaná elektrickým impulzem by měla být viditelná, nicméně i podprahová stimulace vede ke zlepšení funkce m. quadriceps femoris (Stevens-Lapsley et al., 2012b, p. 1195).

Výsledky diplomové práce ukazují, že NMES má vliv na vývoj síly m. quadriceps femoris, ale nebyl zjištěn signifikantní rozdíl mezi efektem NMES a posilováním. Vzhledem k signifikanci blížící se hladině významnosti lze předpokládat, že při větším počtu probandů

by se rozdíl mezi skupinami mohl ukázat jako statisticky významný. Terapeutický efekt NMES by se podle výsledků dostupných studií ještě více zvýraznil, pokud by terapie byla zahájena co nejdříve po operačním zákroku a pokračovala by i po propuštění pacientů do domácí péče. Zvolené parametry elektroterapie se v jednotlivých studiích liší, pro účely diplomové práce byly parametry zvoleny podle studií, ve kterých bylo dosaženo nejlepších výsledků. Izometrická dynamometrie je objektivní metodou pro hodnocení síly m. quadriceps femoris a je používanou metodou i v mnoha zahraničních studiích. Liší se však úhel v kolenním kloubu měřené dolní končetiny, který ovlivňuje výslednou naměřenou sílu svalu. Při měření v rámci diplomové práce byl použit přenosný izometrický dynamometr, u kterého není možnost probanda připevnit pomocí popruhů k měřicímu křeslu, které bývá použito ve studiích. Probandi byli proto přesně instruováni, jakým způsobem bude měření probíhat a správná poloha byla během celého měření korigována. I přesto nelze vyloučit, že při měření nedošlo k žádným chybám, které by mohly výsledná data ovlivnit.

NMES je vhodné zařadit již do předoperační rehabilitace s cílem zrychlit pooperační rekonvalescenci. Otázka předoperační rehabilitace se v posledních letech ukazuje jako zásadní. Pro co nejlepší pooperační výsledek je síla m. quadriceps femoris jedním z nejdůležitějších předoperačních faktorů. Právě zařazení NMES do předoperačního období by mohlo být jednou z možných variant, jak efektivně m. quadriceps femoris posílit. Největší výhodou této terapie je to, že je možné ji absolvovat i s velkými bolestmi postiženého kolenního kloubu (Walls et al., 2010, p. 8).

Systematická review z roku 2013 se zajímala o to, zda existují důkazy o vlivu NMES na sílu m. quadriceps femoris u pacientů trpících osteoartrózou kolenního kloubu. Bylo nalezeno 6 studií zaměřených na toto téma. K měření síly byly ve většině případů použity izometrické nebo izokinetické dynamometry. 3 ze studií ukázaly, že došlo ke zvýšení maximální izometrické síly u pacientů, u kterých byla NMES součástí terapie. Nepodařilo se však prokázat, že došlo k vyšším ziskům síly oproti pacientům, kteří v rehabilitačním programu NMES neměli (De Oliveira Melo, Aragão, Vaz, 2013, pp. 29–30).

Walls et al. (2010) se ve své studii posuzuje vliv předoperačně aplikované NMES na pooperační sílu m. quadriceps femoris, CSA m. quadriceps femoris a funkční dovednosti (vstávání ze židle, chůze, SCT) u pacientů po TKA. Probandi v NMES skupině absolvovali terapii NMES po dobu 8 týdnů před operačním zákrokem. Hodnocení probíhalo na začátku studie (8 týdnů před operačním zákrokem), těsně před operačním zákrokem a poté 6 a 12 týdnů po něm. K NMES byl použit přenosný baterií napájený stimulátor. Byl použit symetrický bifázický proud s maximální možnou intenzitou 70 mA a frekvencí 50 Hz. Délka

impulzu se pohybovala mezi 100 a 400 mikrosekundami. Doba kontrakce byla 5 sekund a délka relaxace byla 10 sekund. Délka terapie byla 20 minut. Pomocí čtyř elektrod byly stimulovány m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Kontrolní skupina podstupovala posilovací cvičení a cvičení na zvětšení ROM kolenního kloubu.

K hodnocení síly m. quadriceps femoris byl použit izometrický dynamometr a byla měřena síla obou dolních končetin. Zaznamenána byla vždy pouze nejvyšší naměřená hodnota. Před operací došlo u skupiny s NMES ke zvýšení síly m. quadriceps femoris o 27,8 %. Oproti tomu u kontrolní skupiny se nárůst síly zastavil na 12,1 %. 6 týdnů po TKA byla u obou skupin zjištěna ztráta síly přibližně o 50 % v porovnání s předoperačními hodnotami. Výrazné zvýšení síly a zvětšení CSA mezi 6. a 12. týdnem bylo pouze u skupiny s NMES. Ukazuje se, že zařazení NMES do předoperační rehabilitace vede ke zvýšení síly m. quadriceps femoris a ke zlepšení funkční výkonnosti pacientů po TKA (Walls et al., 2010, pp. 1–5).

Díky odlišným protokolům léčby NMES je výrazně omezena možnost porovnávání výsledků jednotlivých studií. I z tohoto důvodu nejsou prozatím dostatečné důkazy o tom, že terapie NMES je co se týče zisků síly m. quadriceps femoris u pacientů trpících osteoartrózou a u pacientů po implantaci TKA účinnější než ostatní používané terapeutické metody. NMES se však ukazuje jako možná terapeutická alternativa pro posílení oslabeného m. quadriceps femoris, a to hlavně u těch pacientů, kteří nejsou např. z důvodu bolesti schopni absolvovat intenzivní silový trénink.

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Síla m. quadriceps femoris po implantaci TKA podle dostupných zahraničních studií ovlivňuje funkční výkonnost pacientů. K hodnocení výkonnosti se používají funkční testy (TUG, SCT, 6MWT, STS).

Studie z roku 2005 zjišťovala, zda naměřená maximální izometrická síla m. quadriceps femoris po TKA ovlivňuje výsledky pacientů ve funkčních testech (TUG, SCT, 6MWT). Studie se zúčastnilo 14 probandů s jednostrannou TKA, kteří byli testováni 3 měsíce po operačním zákroku. Byla zjištěna signifikantní závislost mezi silou m. quadriceps femoris obou dolních končetin a funkční výkonností jedinců po TKA. Větší signifikance však byla mezi silou nepostižené dolní končetiny a výkonností pacientů (Mizner, Snyder-Mackler, 2005, pp. 1083, 1086).

Výsledky v STS testu korelují s rychlostí chůze nebo s chůzí po schodech. V mnoha studiích byl při testování extenzorů kolenního kloubu použit právě STS test, který je časově a přístrojově nenáročný (Unver, Karatosun, Bakirhan, 2005, pp. 386–387). Nejčastěji je výchozí polohou sed s 90-ti stupňovou flexí v kolenních kloubech. Většinou je v rámci jednoho testu provedeno 5 opakování a je zaznamenán čas, ve kterém pacient naposledy dosedne na židli. Pro tuto práci bylo zvoleno hodnocení času potřebného pro dokončení 3 opakování.

Výsledek STS testu závisí kromě síly m. quadriceps femoris i na dalších faktorech. Mezi ně patří kvalita povrchového a hlubokého čítí na dolních končetinách, bolest, ROM kolenních a hlezenních kloubů, tělesná hmotnost nebo strach z provedení úkolu (Lord et al., 2002, p. 542). Schopnost vstávání ze židle se výrazně liší i podle výšky židle, ze které pacient vstává. Vstávání z vysoké židle pacienti po TKA zvládají o mnoho dříve než vstávání z nízké židle, které je pro pacienty náročnější (Boonstra et al., 2007, p. 54).

Podle výsledků zjištěných v této diplomové práci lze říci, že po týdenní intenzivní rehabilitaci se čas potřebný k dokončení STS testu zkrátil bez ohledu na doplňkovou terapii. Rozdíl v časech však nebyl statisticky významný. Skupina s NMES potřebovala při prvním měření k dokončení úkolu o 1,5 sekundy delší čas než skupina bez NMES. Při druhém měření byl tento rozdíl 0,9 sekundy. Při porovnání změn časů před a po rehabilitaci nebyl rozdíl mezi skupinami statisticky významný.

U pacientů po TKA bývá efekt rehabilitace hodnocen pomocí testů, které jsou zaměřeny na funkční výkonnost. Nejčastěji jsou používány tyto testy: TUG, SCT, 6MWT a STS test. Výsledky vybraných funkčních testů úzce souvisí se silou m. quadriceps femoris. I z tohoto důvodu je posílení m. quadriceps femoris jedním z hlavních pooperačních cílů. Ve všech funkčních testech dochází 1 měsíc po zákroku ke zhoršení, 1 rok po zákroku již bylo oproti předoperačnímu stavu patrné zlepšení (Mizner, Petterson, Snyder-Mackler, 2005, pp. 424, 428–431, Mizner et al., 2010, pp. 728, 734–735). Ve studii zjišťující efekt NMES byly zjištěny 3,5 týdne po operačním zákroku lepší výsledky funkčních testů u skupiny s NMES než u skupiny bez této terapie. I 52 týdnů po operaci byl mezi skupinami stále patrný rozdíl. Z výsledků je patrné, že přidání NMES do terapie po TKA je pro funkční výkonnost pacientů přínosem (Stevens-Lapsley et al., 2012a, pp. 218–220).

Podle výsledků studií zabývajících se funkční výkonností jedinců po TKA lze předpokládat, že po rehabilitaci dojde ke zlepšení výsledků funkčních testů. To potvrzují i výsledky získané v této práci, i když rozdíly v časech nebyly statisticky významné. Nepotvrdil se předpoklad, že u skupiny s NMES dojde k většímu zlepšení než u skupiny

bez této terapie. Je otázkou, zda by se rozdíl mezi skupinami ukázal v případě, pokud by terapie byla zahájena dříve a pokračovala i po propuštění z nemocnice. Vhodné by bylo funkční testy vyšetřit již před samotným operačním zákrokem a následně vliv terapeutických intervencí posuzovat podle míry pooperačního zhoršení, které je pro období po operačním zákroku typické. Test vstávání ze židle je vhodné zařazovat do vyšetření pacientů po TKA a lze podle něj hodnotit účinnost zvoleného rehabilitačního programu. Nevýhodou funkčních testů je to, že je při nich hodnocen pouze čas, ve kterém jsou úkoly dokončeny. Jejich výsledky neříkají nic o kvalitě provedení testovaných aktivit.

Funkční výkonnost pacientů po TKA lze ovlivnit i pomocí předoperační rehabilitace. Ve studii z roku 2010, která zjišťovala vliv NMES v předoperační rehabilitaci, byla u pacientů hodnocena mimo jiné i schopnost vstávání ze židle. Při STS testu byl výchozí polohou sed s 90-ti stupňovou flexí v kolenních kloubech. Horní končetiny byly překříženy na hrudníku. Zaznamenán byl čas, za který se probandi třikrát postavili a zpět si sedli na židli. Test byl proveden ve třech opakováních a zaznamenán byl pouze nejrychlejší pokus. Při vstávání ze židle byl výkon těsně před TKA u skupiny s NMES o 25,9 % lepší než před zahájením terapie, která trvala 8 týdnů. U skupiny bez NMES k signifikantnímu zlepšení nedošlo. Pooperačně se čas potřebný na dokončení úkolů u obou skupin prodloužil. Pouze u skupiny s NMES bylo zjištěno signifikantní zlepšení v STS testu mezi 6. a 12. týdnem. Čas potřebný k dokončení úkolu se zkrátil o 16,4 %. 12 týdnů po TKA byl u skupiny s NMES naměřený čas o 34,2 % kratší než u skupiny bez NMES (Walls et al., 2010, pp. 3, 5–6).

5.4 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Pooperační ROM kolenního kloubu je jedním z hlavních faktorů ovlivňujících pacientovu spokojenost s výsledkem operačního zákroku. Rozsah pohybu v sagitální rovině je nutný pro vykonávání běžných denních činností a jeho omezení může výrazně omezit pacientovu soběstačnost. Po implantaci TKA dochází k omezení ROM kolenního kloubu (Farahini, 2012, p. 420).

Bylo zjištěno, že na pooperační ROM operovaného kolenního kloubu má větší vliv předoperační funkčnost kloubu, přidružená onemocnění a funkční schopnosti pacienta před operačním zákrokem (především chůze) než předoperační ROM kloubu (Jones, Voaklander, Suarez-Almazor, 2003, p. 704).

Flexe v operovaném kolenním kloubu 1 rok po operaci se průměrně pohybuje okolo 100 stupňů. Jako ROM kolenního kloubu je obvykle udáván rozdíl mezi maximální flexí

a extenzí. Studie ukazují, že většina pacientů po TKA se v rozsahu pohybu pohybuje v tzv. střední zóně. To znamená, že u lidí s předoperačně větším ROM obvykle dojde k jeho omezení a u lidí, u kterých je před zákrokem ROM menší, dochází po operaci k jeho zvětšení (Anouchi et al., 1996, p. 90).

Levine et al. (2013) ve své studii zjišťovali to, zda je rozdíl mezi skupinou s NMES a kontrolní skupinou v ROM operovaného kolenního kloubu. Studie se zúčastnilo 70 probandů, kteří byli náhodně rozděleni do 2 skupin po 35. Pacienti v kontrolní skupině absolvovali základní rehabilitační program zahrnující posilovací cvičení a cvičení na zvýšení ROM operovaného kolenního kloubu. Skupina s NMES absolvovala stejná cvičení, ale posilovací cvičení u nich byla nahrazena NMES. Terapie NMES byla zahájena první pooperační den a pokračovala po dobu 2 měsíců. Hodnocení probíhalo před operací a poté 6 týdnů a 6 měsíců po operačním zákroku. Jedním z hodnocených parametrů byl ROM operovaného kloubu. Bylo zjištěno, že 6 týdnů po operačním zákroku byly výsledky ROM mírně lepší v kontrolní skupině. Oproti tomu 6 měsíců po operačním zákroku byl ROM operovaného kloubu větší u skupiny s NMES. Nicméně mezi oběma skupinami byly rozdíly natolik malé, že se dají oba rehabilitační programy považovat za stejně účinné (Levine et al., 2013, p. 319–322).

Naopak z výsledků studie zpracované v roce 2012 vyplývá, že u skupiny s NMES je aktivní ROM operovaného kloubu větší než u skupiny bez NMES. Flexe i extenze byla měřena pomocí goniometru vleže na zádech. Při měření flexe byl pacient vyzván k tomu, aby maximálně flektoval dolní končetinu v kolenním kloubu, ale při provedení pohybu musel být zachován kontakt chodidla s podložkou. Při měření extenze byla pata probandů podepřena a probandi byli vyzváni k provedení maximální extenze. 3,5 týdne po operačním zákroku byl oproti předoperačnímu stavu zjištěn statisticky významný rozdíl mezi skupinami v rozsahu aktivní extenze, který byl větší u skupiny s NMES. Terapie NMES v této studii trvala 8 týdnů (Stevens-Lapsley et al., 2012a, pp. 215, 218).

ROM operovaného kloubu byl v této diplomové práci sledován pomocí videoanalýzy pohybu. V zahraničních studiích byl k měření rozsahů pohybu používán goniometr a byly zjišťovány maximální rozsahy, kterých jsou pacienti schopni dosáhnout. Porovnání získaných výsledků je proto značně omezeno, protože úhel změřený goniometrem neodpovídá úhlu, který je změřen pomocí videoanalýzy. Měřena navíc nebyla krajní flexe v kolenním kloubu, ale byl zjišťován rozsah pohybu z volné flexe do maximální extenze v poloze vsedě na lehátku (bérce byly volně spuštěny dolů). I tak bylo mezi vstupním a výstupním měřením zjištěno signifikantní zvětšení ROM u obou skupin. Rozdíl mezi skupinami ale zjištěn nebyl.

Průměrně bylo u skupiny s NMES zjištěno zvětšení ROM o 7 stupňů, u skupiny s analytickým posilováním to bylo 5 stupňů.

Je pravděpodobné, že ke zvětšení rozsahu došlo hlavně v důsledku standardního rehabilitačního programu, který mimo jiné obsahoval i pasivní cvičení na motodlaze a polohování kolenního kloubu do flexe a extenze. Vliv na rozsah pohybu má i velikost pooperačního otoku.

Pro zjišťování ROM kloubů při analytických pohybech je videoanalýza zbytečně přístrojově a časově náročnou metodou a v klinické praxi je ideální vyšetření pomocí goniometru. Výhodou videoanalýzy je měření úhlu bez zaokrouhlování na 5 stupňů, které se používá při goniometrickém vyšetření.

5.5 Diskuze k vědecké otázce č. 4

Při vstávání ze židle byl u pacientů po implantaci TKA zjištěn rozdíl v zatížení dolních končetin. Po operaci je při vstávání odlehčována operovaná dolní končetina. Jedním z možných vysvětlení této asymetrie je právě svalová slabost m. quadriceps femoris. Dalším možným vysvětlením asymetrie je podvědomé odlehčování operované dolní končetiny, které může být způsobeno osteoartrózou probíhající několik let. Sledování asymetrie může být jednou z možností hodnocení efektu pooperační rehabilitace (Boonstra, Malefijt, Verdonschot, 2008, pp. 393–394; Mizner, Snyder-Mackler, 2005, p. 1083).

Studie z roku 2008 se zabývala kinematickou analýzou vstávání ze sedu (STS) u pacientů po TKA. Pozornost byla kladena na stranové rozdíly a na rozdíly mezi pacienty po TKA a kontrolní skupinou zdravých jedinců.

Do studie se zapojilo 24 probandů, z nichž 12 (6 mužů, 6 žen) tvořilo skupinu po TKA a druhých 12 (7 mužů, 5 žen) kontrolní skupinu. První měření probíhalo 3 měsíce po TKA a druhé 1 rok po zákroku. Při analýze vstávání ze sedu byl výchozí polohou sed na židli. Horní končetiny byly překříženy na hrudníku nebo byly volně položeny v klíně. Probandi byli požádáni o to, aby vstali ze židle svým vlastním tempem bez opory o horní končetiny.

K analýze pohybu byl použit systém VICON Peak. Použito bylo 6 kamer a 2 silové plošiny, z nichž každá byla umístěna pod jednou dolní končetinou testovaného probanda. Značky byly umístěny oboustranně na tato místa: hlavička pátého metatarsu, malleolus lateralis, condylus lateralis femoris, trochanter major a crista iliaca. 2 značky byly také umístěny na paty. Měřeny byly úhly v kolenních a kyčelních kloubech, silové momenty a vertikální reakční síly podložky.

U skupiny tvořené pacienty po TKA bylo při druhém měření zjištěno zlepšení v symetrii zatížení dolních končetin při vstávání ze sedu.

Flexe v kolenním kloubu se u pacientů po TKA při vstávání ze židle mezi měřeními signifikantně nezměnila. Signifikantní rozdíl ve flexi nebyl zjištěn ani při porovnání obou skupin. Extenční moment v kolenním kloubu operované dolní končetiny byl 3 měsíce po TKA oproti neoperované dolní končetině signifikantně vyšší. 1 rok po zákroku již signifikantní rozdíl mezi končetinami zjištěn nebyl. Při porovnání s kontrolní skupinou 3 měsíce po TKA byl extenční moment v kolenním kloubu operované dolní končetiny signifikantně nižší. 1 rok po operaci již nebyly zjištěny žádné signifikantní rozdíly

Oproti kontrolní skupině byl největší rozdíl v tom, že pacienti po TKA při vstávání výrazněji flektovali dolní končetiny v kyčelních kloubech a v kyčelních kloubech byl pro zvednutí do stoje nutný větší extenční moment síly.

Zvýšenou flexí v kyčelních kloubech se kompenzuje neschopnost pacientů po TKA vytvořit potřebný extenční moment v operovaném kolenním kloubu. Zvýšený extenční moment síly v kyčelním kloubu ukazuje na to, že pacienti po TKA využívají ke vstávání ze židle takový pohybový vzor, při kterém se méně zapojuje m. quadriceps femoris. Strategie pohybu u pacientů po TKA se však nemění ani ve chvíli, kdy se síla m. quadriceps femoris zvýší (1 rok po operačním zákroku). Dlouhodobě zvýšená zátěž kyčelních kloubů může být rizikovým faktorem pro rozvoj osteoartrózy, a to zejména na neoperované dolní končetině (Farquhar, Reisman, Snyder-Mackler, 2008, pp. 568–569, 572–575).

Su, Lai, Hong (1998) ve své studii sledovali biomechaniku vstávání ze židle u pacientů po TKA. Měřeny byly úhly v kloubech a reakční síly podložky pomocí kinematické analýzy (ExpertVisionTM motion analysis system) s použitím 6 kamer a dvou silových plošin. Studie se zúčastnilo 38 probandů, kteří tvořili 3 skupiny. V první skupině bylo 12 pacientů (4 muži, 8 žen) po TKA, druhou skupinu tvořilo 12 zdravých probandů (5 mužů, 7 žen) a poslední skupina zahrnovala 14 pacientů (2 muži, 12 žen), kteří byli postiženi osteoartrózou a čekali na operační zákrok.

Při kinematické analýze bylo použito 14 reflexních značek umístěných na vybrané anatomické body. Na každou dolní končetinu bylo umístěno 5 značek (mezi hlavičkou druhého a třetího metatarsu, malleolus lateralis, epicondylus lateralis femoris, střed holeně a střed stehna). Další dva markery byly na levé a pravé SIAS. Na jednu stranu byla umístěna značka na acromion a poslední značka byla na sacru. Probandi byli vyzváni k tomu, aby vstali ze židle bez opory o horní končetiny.

V porovnání se zdravými jedinci byla u pacientů po i před TKA zjištěna zvýšená horizontální rychlost COM, zvýšené vertikální složky síly v kyčelních kloubech, zvýšený maximální extenční moment síly v kyčelním kloubu neoperované dolní končetiny. Naopak vertikální rychlost COM byla oproti zdravým jedincům snížena. Hlavními kompenzačními mechanismy při vstávání ze sedu byla zvýšená flexe trupu a asymetrické zatížení dolních končetin ve prospěch nepostižené dolní končetiny. Tento manévr pomáhá snížit flekční úhel, reakční sílu a flekční moment síly v postiženém kolenním kloubu. Tyto mechanismy byly shodně pozorovány u skupin pacientů po i před TKA. Oproti zdravým jedincům pacientům s osteoartrózou nebo pacientům po TKA trvá vstávání ze židle delší dobu (Su, Lai, Hong, 1998, pp. 177–180).

Z výše popsaných studií vyplývá, že kinematická analýza vstávání je přístrojově a časově náročnou metodou a její používání v klinické praxi není možné. Videoanalýzu pohybu lze provést i s menším množstvím kamer a bez použití silových plošin, nicméně získané výsledky jsou oproti kinematické analýze velmi omezené. Bez pomoci silových plošin nezískáme hodnoty nutné pro výpočet momentů sil a nezjistíme ani symetrii zatížení dolních končetin. Zatížení dolních končetin by se však dalo hodnotit z vyšetření na posturografu. Pomocí videoanalýzy pohybu, která byla použita při zpracování této práce, lze zjistit např. úhly v jednotlivých kloubech v průběhu času. V této práci byl při hodnocení vstávání ze sedu hodnocen pouze úhel v kolenním kloubu. U obou skupin došlo sice ke zvětšení rozsahu pohybu v operovaném kolenním kloubu, ale rozdíly byly pouze minimální. Signifikantní nebyl ani rozdíl mezi skupinami.

5.6 Přínos pro praxi

Výsledky práce ukazují, že NMES jako doplněk pooperační rehabilitace po implantaci TKA má pozitivní vliv na sílu m. quadriceps femoris.

Intenzivní a dlouhodobá NMES m. quadriceps femoris je u pacientů po TKA vhodná hlavně kvůli omezené volní aktivaci svalu. Intenzita svalové kontrakce vyvolané pomocí elektrických impulzů totiž při selhání volní aktivace odpovídá požadované tréninkové intenzitě více než intenzita volní kontrakce. Vhodná je také pro pacienty, kteří z důvodu bolesti nejsou schopni absolvovat intenzivní posilovací trénink (Kittelson, Stackhouse, Stevens-Lapsley, 2013, pp. 911–912).

K největším změnám v síle m. quadriceps femoris dochází během prvního měsíce po TKA, proto je nutné NMES zařadit do rehabilitace bezprostředně po operačním zákroku a pokračovat v terapii po dobu několika týdnů (Stevens-Lapsley et al, 2012, p. 212).

Prozatím však nejsou přesně stanoveny vhodné parametry NMES. Další výzkumy by se proto měly zaměřit na konkretizaci parametrů terapie.

Pro hodnocení efektu rehabilitace u pacientů po implantaci TKA by bylo přínosné sledovat vývoj síly m. quadriceps femoris již od předoperačního období. Porovnávání s druhostrannou dolní končetinou je zkrslující, jelikož již před operačním zákrokem dochází v důsledku osteoartrózy kloubu k deficitu v síle svalu.

Do budoucna by bylo vhodné zabývat se také možností zařazení NMES do předoperační rehabilitace.

5.7 Limity práce

Práce zkoumá malý soubor probandů. Výzkumu se zúčastnilo 17 probandů po implantaci TKA, kteří byli rozděleni do dvou skupin. Limitem práce byla také stranová odlišnost operovaného kloubu, protože do souboru byli zařazeni pacienti bez ohledu na to, která dolní končetina byla operována. Stejně tak nebyl brán ohled na stav druhého kolenního kloubu, který mohl výsledky výrazně ovlivnit. Dalším limitem práce byla krátká doba mezi vstupním a výstupním měřením.

Malý testovaný soubor způsobil, že při porovnávání skupin nejsou zpracované výsledky v žádném testovaném parametru statisticky významné. Výsledky jsou i přesto klinicky významné. Např. rozdíl v zisku M_{\max} mezi skupinami byl poměrně velký, i když nebyl statisticky významný.

Diskutabilní je i homogenita vzorku z hlediska pohlaví, věku, tělesné konstituce, přidružených onemocnění nebo fyzické kondice probandů.

Mífková (2004) ve své práci uvádí, že izometrickou sílu m. quadriceps femoris po implantaci TKA je nutné hodnotit zvlášť pro muže a pro ženy. Hlavním důvodem je signifikantní rozdíl ve výchozí síle m. quadriceps femoris, která je u mužů v průměru o 33 N vyšší než u žen (Mífková, 2004, s. 65).

Dynamometrické měření bylo prováděno pomocí malého přenosného dynamometru, který neumožňuje pacienta připevnit pomocí popruhů k měřicímu křeslu, které bývá součástí složitějších izometrických dynamometrů.

Při videoanalýze se jako největší limit ukázalo prostředí, ve kterém bylo měření prováděno. Vhodné je totiž naprosto nekонтastní prostředí, které by umožňovalo přesnou detekci reflexních značek. Nejlepší je proto tmavé pozadí. Dále je nutné odstranění všech věcí, které by se na záběru mohly jevit jako kontrastní a při vyhodnocování by mohlo docházet k jejich záměně za reflexní značky. Právě kvůli nevhodnému prostředí nebylo možné použít záběry z přední kamery a byly hodnoceny pouze záběry z kamery, která byla umístěna z boku. Dalším limitem videoanalýzy je snímání reflexních značek umístěných na vybraných anatomických bodech. Jejich umístění na povrchu těla se totiž během pohybu mírně mění v závislosti na množství tělesného tuku.

Výsledky jsou ovlivněny i dalšími fyzickými aktivitami, které probandi v průběhu experimentu provozují. I proto nelze přesně určit, zda je efekt NMES výrazně vyšší než efekt analytického posilování, jelikož probandi kromě této terapie podstupují i standardní rehabilitační péči.

ZÁVĚR

Cílem práce bylo porovnat efekt elektrogymnastiky přidané k základní terapii s efektem analytického cvičení dle svalového testu, kterým byla doplněna základní terapie prováděná u pacientů po implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu.

Probandi byli náhodně rozděleni do dvou skupin. První skupina podstupovala elektrogymnastiku m. quadriceps femoris a druhá skupina absolvovala analytické posilování m. quadriceps femoris dle svalového testu. Obě terapie byly pouze doplňkové a všichni probandi se účastnili standardního pooperačního rehabilitačního programu.

Síla m. quadriceps femoris před rehabilitací a po přibližně týdenní rehabilitaci byla měřena pomocí izometrické dynamometrie. Všem probandům byla změřena maximální izometrická síla a následně byl dopočítán maximální moment síly m. quadriceps femoris operované i zdravé dolní končetiny. Dále byl pomocí videoanalýzy pohybu sledován úhel v operovaném kolenním kloubu během jeho aktivní extenze a vstávání ze sedu.

U obou skupin došlo k signifikantnímu zvětšení maximální izometrické síly m. quadriceps femoris operované dolní končetiny. Rozdíl v zisku síly mezi skupinami však signifikantní nebyl. Zjištěná hladina statistické významnosti ($p = 0,059235$) však ukazuje na to, že u skupiny s elektrogymnastikou je zisk síly větší než u skupiny s posilováním. Statisticky významné bylo u obou skupin také zvětšení ROM operovaného kolenního kloubu při jeho aktivní extenzi. Signifikantní rozdíl mezi skupinami však zjištěn nebyl.

Využití elektrogymnastiky v pooperační rehabilitaci pacientů po implantaci TKA se v posledních letech ukazuje jako jedna z vhodných variant pro posílení oslabeného m. quadriceps femoris. S terapií je možné začít bezprostředně po operačním zákroku a je vhodná zejména pro ty pacienty, kteří pro bolest nezvládají intenzivní posilovací trénink.

V některých státech jsou pacientům stimulátory zapůjčovány do domácí péče a pacienti jsou po instruktáži schopni absolvovat dlouhodobou intenzivní terapii samostatně bez dohledu fyzioterapeuta. Studie, ve kterých bylo využito této možnosti, vykazují výborné výsledky v zisku svalové síly m. quadriceps femoris a k výraznému zlepšení dochází i ve funkční výkonnosti pacientů.

Do budoucna by bylo vhodné elektrogymnastiku m. quadriceps femoris zařadit jako doplňkovou terapii do pooperační rehabilitace. Kvůli rychle se rozvíjející svalové hypotrofii by se s terapií mělo nejlépe začít ihned první pooperační den a ideální by bylo v terapii pokračovat po dobu několika týdnů, to znamená i po propuštění do domácí péče.

REFERENČNÍ SEZNAM

ALNAHDI, A. H., MCCLELLAND, J. A., ZENI, J. A. a L. SNYDER-MACKLER. 2011. Quadriceps Strength and Gait after Unilateral Total Knee Arthroplasty. *Orthopaedic Research Society Annual Meetings* [online]. 2011, p. 1226, [cit. 2014-11-30]. ISSN: 0149-6433. Dostupné na www: <<http://www.ors.org/Transactions/57/1226.pdf>>.

ANOUCHI, Y. S., MCSHANE, M., KELLY, F., ELTING, J. a J. STIEHL. 1996. Range of Motion in Total Knee Replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 1996, no. 331, pp. 87–92, [cit. 2015-02-17]. ISSN: 1528-1132. Dostupné na www: <<http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.15.1b/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&AN=00003086-199610000-00012&NEWS=N&CSC=Y&CHANNEL=PubMed>>.

ATKINSON, K., COUTTS, F. a A. HASSENKAMP. 2005. *Physiotherapy in Orthopaedics: A Problem-Solving Approach*. 2. vyd. London: Elsevier Health Sciences, 2005. 363 p. ISBN 978-0443074066.

BADE, M. J., KOHRT, W. M. a J. E. STEVENS-LAPSLEY. 2010. Outcomes Before and After Total Knee Arthroplasty Compared to Healthy Adults. *Journal of orthopaedic & Sports physical therapy* [online]. 2010, vol. 40, no. 9, pp. 559–567, [cit. 2015-04-07]. ISSN: 1938-1344. Dostupné na www: <<http://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.2010.3317>>.

BAX, L., STAES, F. a A. VERHAGEN. 2005. Does Neuromuscular Electrical Stimulation Strengthen the Quadriceps Femoris?. *Sports Medicine* [online]. 2005, vol. 35, no. 3, pp. 191–212, [cit. 2014-12-04]. ISSN: 1179-2035. Dostupné na www: <http://www.electromedicarin.com/pdf-interesa/elec_stimulation_strength_01.pdf>.

BOHANNON, R. W.. 2002. Quantitative Testing of Muscle Strength: Issues and Practical Options for the Geriatric Population. *Topics in Geriatric Rehabilitation* [online]. 2002, vol. 18, no. 2, pp. 1–17, [cit. 2014-11-26]. ISSN: 1550-2414. Dostupné na www: <http://journals.lww.com/topicsingeriatricrehabilitation/Fulltext/2002/12000/Quantitative_Testing_of_Muscle_Strength__Issues.3.aspx>.

BONALDO, P. a M. SANDRI. 2013. Cellular and molecular mechanisms of muscle atrophy. *Disease Models & Mechanisms* [online]. 2013, vol. 6, no. 1, pp. 25–39, [cit. 2014-10-12]. ISSN: 1754-8403. Dostupné na [www: <http://dmm.biologists.org/content/6/1/25.full.pdf+html>](http://dmm.biologists.org/content/6/1/25.full.pdf+html).

BOONSTRA, M. C., DE WAAL MALEFIJT, M. C. a N. VERDONSCHOT. 2008. How to quantify knee function after total knee arthroplasty?. *The Knee* [online]. 2008, vol. 15, no. 5, pp. 390–395, [cit. 2014-11-12]. ISSN: 0968-0160. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/1034984679/fulltextPDF/18A229476232415FPQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/1034984679/fulltextPDF/18A229476232415FPQ/1?accountid=16730).

BOONSTRA, M. C., SCHWERING, P. J. A., DE WAAL MALEFIJT, M. C. a N. VERDONSCHOT. 2010. Sit-to-Stand Movement as a Performance-Based Measure for Patients With Total Knee Arthroplasty. *Physical Therapy* [online]. 2010, vol. 90, no. 2, pp. 149–156, [cit. 2015-03-22]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/223121945/fulltextPDF/DFE8DA08567D4461PQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/223121945/fulltextPDF/DFE8DA08567D4461PQ/1?accountid=16730).

BOTTER, A., OPRANDI, G., LANFRANCO, F., ALLASIA, S., MAFFIULETTI, N. A. a M. A. MINETTO. 2011. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2011, vol. 111, no. 10, pp. 2461–2471, [cit. 2014-11-26]. ISSN: 1439-6327. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/890597656/141E1317B3B5681B39E/10?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/890597656/141E1317B3B5681B39E/10?accountid=16730).

CAMPBELL, A. J., BORRIE, M. J. a G. F. SPEARS. 1989. Risk Factors for Falls in a Community-Based Prospective Study of People 70 Years and Older. *Journal of Gerontology* [online]. 1989, vol. 44, no. 4, pp. 112–117, [cit. 2014-11-12]. ISSN: 1758-535X. Dostupné na [www: <http://geronj.oxfordjournals.org/content/44/5/M112.full.pdf+html>](http://geronj.oxfordjournals.org/content/44/5/M112.full.pdf+html).

CARR, A. J., ROBERTSSON, O., GRAVES, S., PRICE, A. J., ARDEN, N. K., JUDGE, A. a D. J. BEARD. 2012. Knee replacement. *The Lancet* [online]. 2012, vol. 379, no. 9823, pp. 1331–1340, [cit. 2015-02-06]. ISSN: 0140-6736. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673611607526#>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673611607526#).

CARTER, N. D., KHAN, K. M., MALLINSON, A., JANSSEN, P. A., HEINONEN, A., PETIT, M. A. a H. A. MCKAY. 2002. Knee Extension Strength Is a Significant Determinant of Static and Dynamic Balance as Well as Quality of Life in Older Community-Dwelling Women with Osteoporosis. *Gerontology* [online]. 2002, vol. 48, no. 6, pp. 360–368, [cit. 2015-03-01]. ISSN: 0531-5565. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/274665710/fulltextPDF/5166942340942A4PQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/274665710/fulltextPDF/5166942340942A4PQ/1?accountid=16730).

CHEING, G. L. Y. a C. W. Y. HUI-CHAN. 2001. The Motor Dysfunction of Patients With Knee Osteoarthritis in a Chinese Population. *Arthritis care & Research* [online]. 2001, vol. 45, no. 1, pp. 62–68, [cit. 2015-01-17]. ISSN: 2151-4658. Dostupné na [www: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1529-0131\(200102\)45:1%3C62::AID-ANR85%3E3.0.CO;2-W/epdf>](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1529-0131(200102)45:1%3C62::AID-ANR85%3E3.0.CO;2-W/epdf).

DE OLIVEIRA MELO, M., ARAGÃO, F. A. a M. A. VAZ. 2013. Neuromuscular electrical stimulation for muscle strengthening in elderly with knee osteoarthritis – A systematic review. *Complementary Therapies in Clinical Practice* [online]. 2013, vol. 19, no. 1, pp. 27–31, [cit. 2014-11-26]. ISSN: 1744-3881. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1744388112000680>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1744388112000680).

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 544 s. ISBN 978-80-247-3240-4.

DYLEVSKÝ, I. 2007. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 192 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

ELBOIM-GABYZON, M., ROZEN, N. a Y. LAUFER. 2012. Does neuromuscular electrical stimulation enhance the effectiveness of an exercise programme in subjects with knee osteoarthritis? A randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 27, no. 3, pp. 246–257, [cit. 2015-01-12]. ISSN: 1477-0873. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/1287469828/fulltextPDF/CE4EC7D227764D33PQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/1287469828/fulltextPDF/CE4EC7D227764D33PQ/1?accountid=16730).

ENOKA, R., M.. 1988. Muscle Strength and Its Development. *Sports Medicine* [online]. 1988, vol. 6, no. 3, pp. 146–168, [cit. 2014-11-27]. ISSN: 1179-2035. Dostupné na [www: <http://www.researchgate.net/publication/20101429_Muscle_strength_and_its_development._New_perspectives >](http://www.researchgate.net/publication/20101429_Muscle_strength_and_its_development._New_perspectives).

ERICSSON, Y. B., ROOS, E. M. a L. DAHLBERG. 2006. Muscle strength, functional performance and self-reported outcomes four years after arthroscopic partial meniscectomy in middle-aged patients. *Arthritis and rheumatism* [online]. 2006, vol. 55, no. 6, pp. 946–952, [cit. 2014-11-13]. ISSN: 1529-0131. Dostupné na [www: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/art.22346/epdf>](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/art.22346/epdf).

ERIKSRUD, O. a R. BOHANNON. 2003. Relationship of Knee Extension Force to Independence in Sit-to-Stand Performance in Patients Receiving Acute Rehabilitation. *Physical Therapy* [online]. 2003, vol. 83, no. 6, pp. 544–551, [cit. 2015-01-12]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://ptjournal.apta.org/content/83/6/544.full.pdf+html>](http://ptjournal.apta.org/content/83/6/544.full.pdf+html).

FARAHANI, H., MOGHATADEI, M., BAGHERI, A. a E. AKBARIAN. 2012. Factors Influencing Range of Motion after Total Knee Arthroplasty. *Iranian Red Crescent Medical Journal* [online]. 2012, vol. 14, no. 7, pp. 417–421, [cit. 2015-02-11]. ISSN: 2074-1812. Dostupné na [www: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3438434/pdf/ircmj-14-417.pdf>](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3438434/pdf/ircmj-14-417.pdf).

FARQUHAR, S. J., REISMAN, D. S. a L. SNYDER-MACKLER. 2008. Persistence of Altered Movement Patterns During a Sit-to-Stand Task 1 Year Following Unilateral Total Knee Arthroplasty. *Physical Therapy* [online]. 2008, vol. 88, no. 5, pp. 567–579, [cit. 2014-12-25]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/223121049/fulltextPDF/1C3CF8284A68404BPQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/223121049/fulltextPDF/1C3CF8284A68404BPQ/1?accountid=16730).

FELSON, D. T., NIU, J., MCCLENNAN, C., SACK, B., ALIABADI, P., HUNTER, D. J., GUERMAZI, A. a M. ENGLUND. 2007. Knee Buckling: Prevalence, Risk Factors, and Associated Limitations in Function. *Annals of Internal Medicine* [online]. 2007, vol. 147, no. 8, pp. 534–540, [cit. 2014-12-05]. ISSN: 1539-3704. Dostupné na [www: <http://www.udel.edu/PT/PT%20Clinical%20Services/journalclub/sojc/07_08/Apr08/Felson_etal.pdf>](http://www.udel.edu/PT/PT%20Clinical%20Services/journalclub/sojc/07_08/Apr08/Felson_etal.pdf).

FINK, B., EGL, M., SINGER, J., FUERST, M., BUBENHEIM, M. a E. NEUEN-JACOB. 2007. Morphologic Changes in the Vastus Medialis Muscle in Patients With Osteoarthritis of the Knee. *Arthritis and rheumatism* [online]. 2007, vol. 56, no. 11, pp. 3626–3633, [cit. 2014-12-07]. ISSN: 1529-0131. Dostupné na [www: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/art.22960/pdf>](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/art.22960/pdf).

FRONTERA, W. R., HUGHES, V. A., FIELDING, R. A., FIATARONE, M. A., EVANS, W. J. a R. ROUBENOFF. 2000. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2000, vol. 88, no. 4, pp. 1321–1326, [cit. 2014-11-09]. ISSN: 1439-6327. Dostupné na [www: <http://jap.physiology.org/content/88/4/1321.full-text.pdf+html>](http://jap.physiology.org/content/88/4/1321.full-text.pdf+html).

FRONTERA, W. R., HUGHES, V. A., LUTZ, K. J. a W. J. EVANS. 1991. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1991, vol. 71, no. 2, pp. 644–650, [cit. 2014-12-09]. ISSN: 1439-6327. Dostupné na [www: <http://jap.physiology.org/content/jap/71/2/644.full.pdf>](http://jap.physiology.org/content/jap/71/2/644.full.pdf).

GAPEYEVA, H., BUHT, N., PETERSON, K., ERELIN, J., HAVIKO, T. a M. PAASUKE. 2007. Quadriceps femoris muscle voluntary isometric force production and relaxation characteristics before and 6 months after unilateral total knee arthroplasty in women. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2007, vol. 15, no. 2, pp. 202–211, [cit. 2014-11-20]. ISSN: 1433-7347. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/807568189/fulltextPDF/74D521419A16473BPQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/807568189/fulltextPDF/74D521419A16473BPQ/1?accountid=16730).

GREENE, K. A. a J. R. SCHURMAN. 2008. Quadriceps Muscle Function in Primary Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2008, vol. 23, no. 7, pp. 15–19, [cit. 2014-12-27]. ISSN: 0883-5403. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540308005305>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540308005305).

GROSS, M. M., STEVENSON, P. J., CHARETTE, S. L., PYKA, G. a R. MARCUS. 1998. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait and Posture* [online]. 1998, vol. 8, no. 3, pp. 175–185, [cit. 2015-01-27]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na [www: <http://kines.umich.edu/sites/webservices.its.umich.edu.drupal.kinesprod/files/resource_files/GrossStevensonEtal98.pdf>](http://kines.umich.edu/sites/webservices.its.umich.edu.drupal.kinesprod/files/resource_files/GrossStevensonEtal98.pdf).

GURALNIK, J. M., SIMONSICK, E. M., FURRUCCI, L., GLYNN, R. J., BERKMAN, L. F., BLAZER, D. G., SCHERR, P. A. a R. B. WALLACE. 1994. A *short battery of physical performance* tests was used to assess lower extremity function: Association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *Journal of Gerontology* [online]. 1994, vol. 49, no. 2, pp. 85–94, [cit. 2015-01-13]. ISSN: 1758-535X. Dostupné na [www: <http://geronj.oxfordjournals.org/content/49/2/M85.long>](http://geronj.oxfordjournals.org/content/49/2/M85.long).

HASSAN, B. S., MOCKETT, S. a M. DOHERTY. 2001. Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Annals of the Rheumatic Diseases* [online]. 2001, vol. 60, no. 6, pp. 612–618, [cit. 2014-12-21]. ISSN: 0003-4967. Dostupné na [www: <http://ard.bmj.com/content/60/6/612.full.pdf+html>](http://ard.bmj.com/content/60/6/612.full.pdf+html).

HAVEL, Z. a J. HNÍZDIL. 2009. *Rozvoj a diagnostika silových schopností*. 1. vyd. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně, 2009. 151 s. ISBN 978-80-7414-189-8.

HEIDEN, T. L., LLOYD, D. G. a T. R. ACKLAND. 2009. Knee Extension and Flexion Weakness in People With Knee Osteoarthritis: Is Antagonist Cocontraction a Factor?. *Journal of orthopaedic & Sports physical therapy* [online]. 2009, vol. 39, no. 11, pp. 807–815, [cit. 2014-12-27]. ISSN: 1938-1344. Dostupné na [www: <http://www98.griffith.edu.au/dspace/bitstream/handle/10072/40315/69588_1.pdf?sequence=1>](http://www98.griffith.edu.au/dspace/bitstream/handle/10072/40315/69588_1.pdf?sequence=1).

HOPKINS, J. T. a C. D. INGERSOLL. 2000. Arthrogenic Muscle inhibition: A Limiting Factor in Joint Rehabilitation. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2000, vol. 9, no. 2, pp. 135–159, [cit. 2015-01-27]. ISSN: 1056-6716. Dostupné na [www: <http://journals.humankinetics.com/AcuCustom/Sitename/Documents/DocumentItem/1947.pdf>](http://journals.humankinetics.com/AcuCustom/Sitename/Documents/DocumentItem/1947.pdf).

HUANG, C., CHENG, CH., LEE, Y. a K. LEE. 1996. Muscle Strength After Successful Total Knee Replacement. *Clinical orthopaedics and related research* [online]. 1996, no. 328, pp. 147–154, [cit. 2015-01-10]. ISSN: 1528-1132. Dostupné na [www: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8653948>](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8653948).

HUGHES, M. A., MYERS, B. S. a M. L. SCHENKMAN. 1996. The role of strength in risk from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics* [online]. 1996, vol. 29, no. 12, pp. 1509–1513, [cit. 2014-12-17]. ISSN: 0021-9290. Dostupné na [www: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8945648>](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8945648).

HURLEY, M. V.. 1997. *The effects of joint damage* on muscle function, proprioception and rehabilitation. *Manual Therapy* [online]. 1997, vol. 2, no. 1, pp. 11–17, [cit. 2014-12-13]. ISSN: 1356-689X. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X97902812>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X97902812).

HURLEY, M. V. a D. J. NEWHAM. 1993. The influence of arthrogenous muscle inhibition on quadriceps rehabilitation of patients with early, unilateral osteoarthritic knees. *British Journal of Rheumatology* [online]. 1993, vol. 32, no. 2, pp. 127–131, [cit. 2014-12-17]. ISSN: 1499-2752. Dostupné na [www: <http://rheumatology.oxfordjournals.org/content/32/2/127.full.pdf+html>](http://rheumatology.oxfordjournals.org/content/32/2/127.full.pdf+html).

HURLEY, M. V., SCOTT, D. L., REES, J. a D. J. NEWHAM. 1997. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases* [online]. 1997, vol. 56, no. 11, pp. 641–648, [cit. 2014-11-13]. ISSN: 1468-2060. Dostupné na [www: <http://ard.bmj.com/content/56/11/641.full.pdf+html>](http://ard.bmj.com/content/56/11/641.full.pdf+html).

IBRAHIM, M. S., KHAN, M. A., NIZAM, I. a F. S. HADDAD. 2013. Peri-operative interventions producing better functional outcomes and enhanced recovery following total hip and knee arthroplasty: an evidence-based review. *BMC Medicine* [online]. 2013, vol. 11, no. 37, pp. 1–9, [cit. 2014-11-26]. ISSN: 1741-7015. Dostupné na [www: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1741-7015-11-37.pdf>](http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1741-7015-11-37.pdf).

IKEDA, S., TSUMURA, H. a T. TORISU. 2005. Age-related quadriceps-dominant muscle atrophy and incident radiographic knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. 2005, vol. 10, no. 2, pp. 121–126, [cit. 2014-12-11]. ISSN: 1436-2023. Dostupné na [www: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00776-004-0876-2#page-1>](http://link.springer.com/article/10.1007/s00776-004-0876-2#page-1).

IMOTO, A. M., PECCIN, S., ALMEIDA, G. J. M., SACONATO, H. a A. N. ATALLAH. 2011. Effectiveness of electrical stimulation on rehabilitation after ligament and meniscal injuries: a systematic review. *Sao Paulo Medical Journal* [online]. 2011, vol. 129, no. 6, pp. 414–423, [cit. 2014-11-15]. ISSN: 1516-3180. Dostupné na [www: <http://www.scielo.br/pdf/spmj/v129n6/v129n6a08.pdf>](http://www.scielo.br/pdf/spmj/v129n6/v129n6a08.pdf).

JANDA, V. 2004. *Svalové funkční testy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. 325 s. ISBN 80-247-0722-5.

JANSSES, W. G. M., BUSSMANN, H. B. J. a H. J. STAM. 2002. Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. *Physical Therapy* [online]. 2002, vol. 82, no. 9, pp. 866–879, [cit. 2014-12-17]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://ptjournal.apta.org/content/82/9/866.full.pdf+html>](http://ptjournal.apta.org/content/82/9/866.full.pdf+html).

JANURA, M.. 2003. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003. 84 s. ISBN 80-244-0644-6.

JEVSEVAR, D. S., O'REILLY, P., HODGE, W. A. a D. A. KREBS. 1993. *Physical Therapy* [online]. 1993, vol. 73, no. 4, pp. 229–239, [cit. 2014-11-10]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://www.phyther.org/content/73/4/229.full.pdf>](http://www.phyther.org/content/73/4/229.full.pdf).

JONES, C. A., VOAKLANDER, D. C. a M. E. SUAREZ-ALMAZOR. 2003. Determinants of function after total knee arthroplasty. *Physical Therapy* [online]. 2003, vol. 83, no. 8, pp. 696–706, [cit. 2015-02-02]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/223117533/fulltextPDF/CAC2118867A642FCPQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/223117533/fulltextPDF/CAC2118867A642FCPQ/1?accountid=16730).

KEAYS, S. L., BULLOCK-SAXTON, J. E., NEWCOMBE, P. a A. C. KEAYS. 2003. The relationship between knee strength and functional stability before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2003, vol. 21, no. 2, pp. 231–237, [cit. 2014-12-13]. ISSN: 1554-527X. Dostupné na [www: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1016/S0736-0266%2802%2900160-2/pdf>](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1016/S0736-0266%2802%2900160-2/pdf).

KITTELSON, A. J., STACKHOUSE, S. K. a J. E. STEVENS-LAPSLEY. 2013. Neuromuscular electrical stimulation after total joint arthroplasty: a critical review of recent controlled studies. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2013, vol. 49, no. 6, pp. 909–920, [cit. 2014-12-15]. ISSN: 1973-9095. Dostupné na [www: <http://europepmc.org/abstract/med/24285026>](http://europepmc.org/abstract/med/24285026).

KNEŽEVIĆ, O. a D. MIRKOV. 2011. Strength and Power of Knee Extensor Muscles. *Physical culture* [online]. 2011, vol. 65, no. 2, pp. 5–15, [cit. 2014-12-07]. ISSN: 2083-8581. Dostupné na [www: <http://www.fizickakultura.com/fk/6502en_o_knezevic.pdf>](http://www.fizickakultura.com/fk/6502en_o_knezevic.pdf).

KOLÁŘ, P.. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd., Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KONISHI, Y., FUKUBAYASHI, T. a D. TAKESHITA. 2002. Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2002, vol. 34, no. 9, pp. 1414–1418, [cit. 2014-10-17]. ISSN: 0195-9131. Dostupné na [www: <http://www.researchgate.net/publication/11170136_Possible_mechanism_of_quadriceps_femoris_weakness_in_patients_with_ruptured_anterior_cruciate_ligament>](http://www.researchgate.net/publication/11170136_Possible_mechanism_of_quadriceps_femoris_weakness_in_patients_with_ruptured_anterior_cruciate_ligament).

LABRACA, N. S., CASTRO-SÁNCHEZ, A. M., MATARÁN-PENARROCHA, ARROYO-MORALES, M., SÁNCHEZ-JOYA, M. M. a C. MORENO-LORNENZO. 2011. Benefits of starting rehabilitation within 24 hours of primary total knee arthroplasty: randomized clinical trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2011, vol. 25, no. 6, pp. 557–566, [cit. 2015-01-19]. ISSN: 1477-0873. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/865830098/fulltextPDF/CF5A35FAF6114140PQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/865830098/fulltextPDF/CF5A35FAF6114140PQ/1?accountid=16730).

LATASH, M. L.. 2008. *Neurophysiological basis of movement*. 2. vyd. Pennsylvania: Human Kinetics, 2008. 427 s. ISBN 0-7360-6367-8.

LAUERMANN, S. P., LIENHARD, K., ITEM-GLATTHORN, J. F., CASARTELLI, N. C. a N. A. MAFFIULETTI. 2014. Assessment of quadriceps muscle weakness in patients after total knee arthroplasty and total hip arthroplasty: Methodological issues. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2014, vol. 24, no. 2, pp. 285–291, [cit. 2015-01-12]. ISSN: 1050-6411. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105064111300268X>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105064111300268X).

LEVINE, M., MCELROY, K., STAKICH, V. a J. CICCIO. 2013. Comparing Conventional Physical Therapy Rehabilitation With Neuromuscular Electrical Stimulation After TKA. *Orthopedics* [online]. 2013, vol. 36, no. 3, pp. 319–324, [cit. 2014-11-26]. ISSN: 1938-2367. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/1314807898/fulltextPDF/141E1249FF81C86B7AB/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/1314807898/fulltextPDF/141E1249FF81C86B7AB/1?accountid=16730).

LEWEK, M., STEVENS, J. a L. SNYDER-MACKLER. 2001. The Use of Electrical Stimulation to Increase Quadriceps Femoris Muscle Force in an Elderly Patient Following a Total Knee Arthroplasty. *Physical Therapy* [online]. 2001, vol. 81, no. 9, pp. 1565–1571, [cit. 2014-11-30]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://ptjournal.apta.org/content/81/9/1565.full.pdf+html>](http://ptjournal.apta.org/content/81/9/1565.full.pdf+html).

LORD, S. R., MURRAY, S. M., CHAPMAN, K., MUNRO, B. a A. TIEDEMANN. 2002. Sit-to-Stand Performance Depends on Sensation, Speed, Balance, and Psychological Status in Addition to Strength in Older People. *Journal of Gerontology* [online]. 2002, vol. 57, no. 8, pp. 539–543, [cit. 2015-01-05]. ISSN: 1758-535X. Dostupné na [www: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=836e63ca-5b30-49c6-b55e-40b040647629%40sessionmgr4001&vid=0&hid=4201>](http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=836e63ca-5b30-49c6-b55e-40b040647629%40sessionmgr4001&vid=0&hid=4201).

LORENTZEN, J. S., PETERSEN, M. M., BROTH, C. a O. R. MADSEN. 1999. Early changes in muscle strength after total knee arthroplasty. A 6-month follow-up of 30 knees. *Acta Orthopaedica Scandinavica* [online]. 1999, vol. 70, no. 2, pp. 176–179, [cit. 2014-12-05]. ISSN: 1745-3674. Dostupné na [www: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=a586c96c-2513-4edf-af8b-77e7845bcb9a%40sessionmgr4005&vid=0&hid=4201>](http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=a586c96c-2513-4edf-af8b-77e7845bcb9a%40sessionmgr4005&vid=0&hid=4201).

MAFFIULETTI, N. A.. 2010. Assessment of Hip and Knee Muscle Function in Orthopaedic Practice and Research. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 2010, vol. 92, no. 1, pp. 220–229, [cit. 2014-11-24]. ISSN: 1535-1386. Dostupné na [www: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=17671a6a-3c36-4358-8749-9521bb4f489c%40sessionmgr113&vid=0&hid=101>](http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=17671a6a-3c36-4358-8749-9521bb4f489c%40sessionmgr113&vid=0&hid=101).

MAHONEY, O. M., MCCLUNG, C. D., MPHIL, DELA ROSA, M. A. a T. P. SCHMALZRIED. 2002. The Effect of Total Knee Arthroplasty Design on Extensor Mechanism Function. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2002, vol. 17, no. 4, pp. 416–421, [cit. 2014-12-11]. ISSN: 0883-5403. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540302608290>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540302608290).

MARMON, A. R. a L. SNYDER-MACKLER. 2011. Quantifying Neuromuscular Electrical Stimulation Dosage after Knee Arthroplasty. *Life Science Journal* [online]. 2011, vol. 5, no. 8, pp. 581–583, [cit. 2014-12-09]. ISSN: 2372-613X. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/1465391669/fulltextPDF/7F9A0282EE3A4AA1PQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/1465391669/fulltextPDF/7F9A0282EE3A4AA1PQ/1?accountid=16730).

MEIER, W., MIZNER, R. L., MARCUS, R., DIBBLE, L., PETERS, C. a P. C. LASTAYO. 2008. Total Knee Arthroplasty: Muscle Impairments, Functional Limitations, and Recommended Rehabilitation Approaches. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2008, vol. 38, no. 5, pp. 246–257, [cit. 2015-01-11]. ISSN: 1938-1344. Dostupné na [www: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2008.2715>](http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2008.2715).

MĚKOTA, K. a J. NOVOSAD. 2005. *Motorické schopnosti*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, 2005. 175 s. ISBN 80-244-0981-X.

MIKESKY, A. E., MAZZUCA, S. A., BRANDT, K. D., PERKINS, S. M., DAMUSH, T. a K. A. LANE. 2006. Effects of Strength Training on the Incidence and Progression of Knee Osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism* [online]. 2006, vol. 55, no. 5, pp. 690–699, [cit. 2014-12-15]. ISSN: 2326-5205. Dostupné na [www: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/art.22245/epdf>](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/art.22245/epdf).

MIKESKY, A. E., MEYER, A. a K. L. THOMPSON. 2000. Relationship between Quadriceps Strength and Rate of Loading during Gait in Women. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2000, vol. 18, no. 2, pp. 171–175, [cit. 2015-02-10]. ISSN: 1554-527X. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/235102463/fulltextPDF/D56B7CC8382B4C83PQ/4?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/235102463/fulltextPDF/D56B7CC8382B4C83PQ/4?accountid=16730).

MIZNER, R. L., PETTERSON, S. C., CLEMENTS, K. E., ZENI, J. A., IRRGANG, J. J. a L. SNYDER-MACKLER. 2011. Measuring Functional Improvement After Total Knee Arthroplasty Requires Both Performance- Based and Patient-Report Assessments. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2011, vol. 26, no. 5, pp. 728–737, [cit. 2014-12-08]. ISSN: 0883-5403. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540310003499#>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540310003499#).

MIZNER, R. L., PETTERSON, S. C. a L. SNYDER-MACKLER. 2005. Quadriceps Strength and the Time Course of Functional Recovery After Total Knee Arthroplasty. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2005, vol. 35, no. 7, pp. 424–436, [cit. 2014-11-27]. ISSN: 1938-1344. Dostupné na [www: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2005.35.7.424>](http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2005.35.7.424).

MIZNER, R. L., PETTERSON, S. C., STEVENS, J. E., AXE, M. J. a L. SNYDER-MACKLER. 2005a. Preoperative Quadriceps Strength Predicts Functional Ability One Year After Total Knee Arthroplasty. *Journal of Rheumatology* [online]. 2005, vol. 32, no. 8, pp. 1533–1539, [cit. 2014-12-06]. ISSN: 1499-2752. Dostupné na [www: <http://www.researchgate.net/publication/7682052_Preoperative_quadriceps_strength_predicts_functional_ability_one_year_after_total_knee_arthroplasty>](http://www.researchgate.net/publication/7682052_Preoperative_quadriceps_strength_predicts_functional_ability_one_year_after_total_knee_arthroplasty).

MIZNER, R. L., PETTERSON, S. C., STEVENS, J. E., VANDENBORNE, K. a L. SNYDER-MACKLER. 2005b. Early Quadriceps Strength Loss after Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 2005, vol. 87, no. 5, pp. 1047–1053, [cit. 2014-11-28]. ISSN: 1535-1386. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/205155888/fulltextPDF/64D6899F39F54107PQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/205155888/fulltextPDF/64D6899F39F54107PQ/1?accountid=16730).

MIZNER, R. L. a L. SNYDER-MACKLER. 2005. Altered loading during walking and sit-to-stand is affected by quadriceps weakness after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2005, vol. 23, no. 5, pp. 1083–1090, [cit. 2014-11-28]. ISSN: 1554-527X. Dostupné na [www: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1016/j.orthres.2005.01.021/pdf>](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1016/j.orthres.2005.01.021/pdf).

MÍFKOVÁ, L. 2004. *Vývoj svalové síly v průběhu léčebné rehabilitace – Disertační práce*. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. 2004. 106 s.

NEVITT, M. C., CUMMINGS, S. R. a E. S. HUDES. 1991. Risk Factors for Injurious Falls: A Prospective Study. *Journal of Gerontology: Medical Sciences* [online]. 1991, vol. 46, no. 5, pp. 164–170, [cit. 2014-11-20]. ISSN: 1758-535X. Dostupné na [www: <http://geronj.oxfordjournals.org/content/46/5/M164.long>](http://geronj.oxfordjournals.org/content/46/5/M164.long).

NEWMAN, A. B., HAGGERTY, C. L., GOODPASTER, B., HARRIS, T., KRITCHEVSKY, S., NEVITT, M., MILES, T. P. a M. VISSER. 2003. Strength and Muscle Quality in a Well-Functioning Cohort of Older Adults: The Health, Aging and Body Composition Study. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2003, vol. 51, no. 3, pp. 323–330, [cit. 2014-12-11]. ISSN: 1532-5415. Dostupné na [www: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1532-5415.2003.51105.x/epdf>](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1532-5415.2003.51105.x/epdf).

O'REILLY, S. C., JONES, A., MUIR, K. R. a M. DOHERTY. 1998. Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: the effect on pain and disability. *Annals of the Rheumatic Diseases* [online]. 1998, vol. 57, no. 10, pp. 588–594, [cit. 2015-01-10]. ISSN: 1468-2060. Dostupné na [www: <http://ard.bmj.com/content/57/10/588.full.pdf+html>](http://ard.bmj.com/content/57/10/588.full.pdf+html).

PALMIERI-SMITH, R., THOMAS, A. C. a E. M. WOJTYS. 2008. Maximizing Quadriceps Strength After ACL Reconstruction. *Clinics in Sport Medicine* [online]. 2008, vol. 27, no. 3, pp. 405–424, [cit. 2015-02-12]. ISSN: 0278-5919. Dostupné na [www: <http://www.researchgate.net/publication/5346142_Maximizing_quadriceps_strength_after_ACL_reconstruction>](http://www.researchgate.net/publication/5346142_Maximizing_quadriceps_strength_after_ACL_reconstruction).

PODĚBRADSKÝ, J. a I. VAŘEKA. 1998. *Fyzikální terapie I.* 1. vyd. Praha: Grada, 1998. 264 s. ISBN 80-7169-661-7.

RADIN, E. L., YANG, K. H., RIEGGER, C., KISH, V. L. a J. J. O'CONNOR. 1991. Relationship Between Lower Limb Dynamics and Knee Joint Pain. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 1991, vol. 9, no. 3, pp. 398–405, [cit. 2014-11-13]. ISSN: 1554-527X. Dostupné na [www: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jor.1100090312/abstract>](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jor.1100090312/abstract).

REINKING, M. F., BOCKRATH-PUGLIESE, K., WORRELL, T., KEGERREIS, R. I., MILLER-SAYERS, K. a J. FARR. 1996. Assessment of Quadriceps Muscle Performance by Hand-Held, isometric, and Isokinetic Dynamometry in Patients With Knee Dysfunction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1996, vol. 24, no. 3, pp. 154–159, [cit. 2014-12-05]. ISSN: 0190-6011. Dostupné na [www: <http://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.1996.24.3.154>](http://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.1996.24.3.154).

RICE, D. A. a P. J. MCNAIR. 2010. Quadriceps Arthrogenic Muscle Inhibition: Neural Mechanisms and Treatment Perspectives. *Arthritis and Rheumatism* [online]. 2010, vol. 40, no. 3, pp. 250–266, [cit. 2014-11-19]. ISSN: 0004-3591. Dostupné na [www: <http://www.kinex.cl/dp-materia-archivo/inhibicion.pdf>](http://www.kinex.cl/dp-materia-archivo/inhibicion.pdf).

ROSSI, M. D., BROWN, L. E. a M. WHITEHURST. 2005. *Early strength response of the knee extensors during eight weeks of resistive training after unilateral total knee arthroplasty*. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2005, vol. 19, no. 4, pp. 944–949, [cit. 2014-12-01]. ISSN: 1533-4287. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/213112130/fulltextPDF/BFB7819784B54B22PQ/1?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/213112130/fulltextPDF/BFB7819784B54B22PQ/1?accountid=16730).

ROSSI, M. D., BROWN, L. E., WHITEHURST, M., CHARNI, C., HANKINS, J. a C. L. TAYLOR. 2002. Comparison of knee extensor strength between limbs in individuals with bilateral total knee replacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2002, vol. 83, no. 4, pp. 523–526, [cit. 2014-12-07]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na [www: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(02\)00369-6/pdf>](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)00369-6/pdf).

SALEH, K. J., LEE, L. W., GANDHI, R., INGERSOLL, C. D., MAHOMED, N. N., SHEIBANI-RAD, S., NOVICOFF, W. M. a W. M. MIHALKO. 2010. Quadriceps Strength in Relation to Total Knee Arthroplasty Outcomes. *Instructional Course Lectures* [online]. 2010, vol. 59, pp. 119–130, [cit. 2014-11-23]. ISBN/ISSN: 9780892037445. Dostupné na [www: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=7c8e47fc-d6a4-4dcc-9809-13085a8e3356%40sessionmgr111&vid=0&hid=118>](http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=7c8e47fc-d6a4-4dcc-9809-13085a8e3356%40sessionmgr111&vid=0&hid=118).

SCARBOROUGH, D. M., KREBS, D. E. a B. A. HARRIS. 1999. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait and Posture* [online]. 1999, vol. 10, no. 1, pp. 10–20, [cit. 2014-11-23]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636299000181>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636299000181).

SCHACHE, M. B., MCCLELLAND, J. A. a K. E. WEBSTER. 2013. Lower limb strength following total knee arthroplasty: A systematic review. *Knee* [online]. 2013, vol. 21, no. 1, pp. 12–20, [cit. 2015-02-23]. ISSN: 0968-0160. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096801601300149X>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096801601300149X).

SILVA, M., SHEPHERD, E. F., JACKSON, W. O., PRATT, J. A., MCCLUNG, C. D., PHIL, M. a T. P. SCHMALZRIED. 2003. Knee Strength After Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2003, vol. 18, no. 5, pp. 605–611, [cit. 2014-11-07]. ISSN: 0883-5403. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540303001918>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540303001918).

SLEMENDA, C., BRANDT, K. D., HEILMAN, D. K., MAZZUCA, S., BRAUNSTEIN, E. M., KATZ, B. P. a F. D. WOLINSKY. 1997. Quadriceps Weakness and Osteoarthritis of the Knee. *Annals of Internal Medicine* [online]. 1997, vol. 127, no. 2, pp. 97–104, [cit. 2014-11-20]. ISSN: 1539-3704. Dostupné na [www: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=ec7e2aa6-0076-4bec-ac24-2054f2a44a38%40sessionmgr115&vid=0&hid=118>](http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=ec7e2aa6-0076-4bec-ac24-2054f2a44a38%40sessionmgr115&vid=0&hid=118).

SLEMENDA, C., HEILMAN, D. K., BRANDT, K. D., KATZ, B. P., MAZZUCA, S. A., BRAUNSTEIN, E. M. a D. BYRD. 1998. Reduced quadriceps strength relative to body weight: a risk factor for knee osteoarthritis in women?. *Arthritis & Rheumatism* [online]. 1998, vol. 41, no. 11, pp. 1951–1959, [cit. 2014-11-10]. ISSN: 2326-5205. Dostupné na [www: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1529-0131\(199811\)41:11%3C1951::AID-ART9%3E3.0.CO;2-9/epdf>](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1529-0131(199811)41:11%3C1951::AID-ART9%3E3.0.CO;2-9/epdf).

SNYDER-MACKLER, L., DELITTO, A., BAILEY, S. L. a S. W. STRALKA. 1995. Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective, randomized clinical trial of electrical stimulation. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 1995, vol. 77, no. 8, pp. 1166–1173 [cit. 2014-11-10]. ISSN: 1535-1386. Dostupné na [www: <http://www.udel.edu/PT/manal/HaifaNov07/Day4/QuadStrengthandFunctionACLR.pdf>](http://www.udel.edu/PT/manal/HaifaNov07/Day4/QuadStrengthandFunctionACLR.pdf).

STAM, H. J.. 1990. *Dynamometry of the knee extensors; Isometric and isokinetic testing in healthy subjects and patients* [online]. Universiteit Rotterdam, 1990. 126 p., [cit. 2014-12-13]. Dostupné na [www: <http://repub.eur.nl/pub/50898/>](http://repub.eur.nl/pub/50898/).

STEFFEN, T. M., HACKER, T. A. a L. MOLLINGER. 2002. Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. *Physical Therapy*. [online]. 2002, vol. 82, no. 2, pp. 128–137, [cit. 2014-11-02]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://physther.net/content/82/2/128.full.pdf+html>](http://physther.net/content/82/2/128.full.pdf+html).

STEVENS-LAPSLEY, J. E., BALTER, J. E., WOLFE, P., ECKHOFF, D. G. a W. M. KOHRT. 2012a. Early Neuromuscular Electrical Stimulation to Improve Quadriceps Muscle Strength After Total Knee Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy* [online]. 2012, vol. 92, no. 2, pp. 210–226, [cit. 2014-11-26]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://ptjournal.apta.org/content/92/2/210.full.pdf+html>](http://ptjournal.apta.org/content/92/2/210.full.pdf+html).

STEVENS-LAPSLEY, J. E., BALTER, J. E., WOLFE, P., ECKHOFF, D. G., SCHWARTZ, R. S., SCHENKMAN, M. a W. M. KOHRT. 2012b. Relationship Between Intensity of Quadriceps Muscle Neuromuscular Electrical Stimulation and Strength Recovery After Total Knee Arthroplasty. *Physical Therapy* [online]. 2012, vol. 92, no. 9, pp. 1187–1196, [cit. 2014-11-26]. ISSN: 1538-6724. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/1038139203/fulltextPDF/141E1249FF81C86B7AB/3?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/1038139203/fulltextPDF/141E1249FF81C86B7AB/3?accountid=16730).

STEVENS, J. E., MIZNER, R. L. a L. SNYDER-MACKLER. 2004. Neuromuscular electrical stimulation for quadriceps muscle strengthening after bilateral total knee arthroplasty: a case series. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2004, vol. 34, no. 1, pp. 21–29, [cit. 2014-12-03]. ISSN: 1938-1344. Dostupné na [www: <http://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.2004.34.1.21>](http://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.2004.34.1.21).

SU, F. C., LAI, K. A. a W. H. HONG. 1998. Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clinical Biomechanics* [online]. 1998, vol. 13, no. 3, pp. 176–181, [cit. 2015-03-07]. ISSN: 0268-0033. Dostupné na [www: <http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033\(97\)00039-9/abstract>](http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033(97)00039-9/abstract).

THOMAS, A. C. a J. E. STEVENS-LAPSLEY. 2012. Importance of Attenuating Quadriceps Activation Deficits after Total Knee Arthroplasty. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. 2012, vol. 40, no. 2, pp. 95–101, [cit. 2014-11-19]. ISSN: 1538-3008. Dostupné na [www: <http://europepmc.org/articles/PMC3311712>](http://europepmc.org/articles/PMC3311712).

TOK, F., AYDEMIR, K., PEKER, F., SAFAZ, I., TASKAYNATAN, M. A. a A. OZGUL. 2011. The effects of electrical stimulation combined with continuous passive motion versus isometric exercise on symptoms, functional capacity, quality of life and balance in knee osteoarthritis: randomized clinical trial. *Rheumatology International* [online]. 2011, vol. 31, no. 2, pp. 177–181, [cit. 2014-12-19]. ISSN: 1437-160X. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/846760301>](http://search.proquest.com/docview/846760301).

UNVER, B., KARATOSUN, V. a S. BAKIRHAN. 2005. *Ability to rise independently from a chair during 6-month follow-up after unilateral and bilateral total knee replacement*. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2005, vol. 37, no. 6, pp. 385–387, [cit. 2014-12-03]. ISSN: 1651-2081. Dostupné na [www: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.1080/16501970510035070>](http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.1080/16501970510035070).

- VÉLE, F.. 2006. Kineziologie. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. s. ISBN 80-7254-837-9.
- WALLS, R. J., MCHUGH, G., O'GORMAN, D. J., MOYNA, N. M. a J. M. O'BYRNE. 2010. Effects of preoperative neuromuscular electrical stimulation on quadriceps strength and functional recovery in total knee arthroplasty. A pilot study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2010, vol. 11, pp. 1–9, [cit. 2014-11-30]. ISSN: 1471-2474. Dostupné na [www: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1471-2474-11-119.pdf>](http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1471-2474-11-119.pdf).
- WANG, T., LIAO, H. a Y. PENG. 2011. Reliability and validity of the five-repetition sit-to-stand test for children with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2011, vol. 26, no. 7, pp. 664–671, [cit. 2015-02-04]. ISSN: 1477-0873. Dostupné na [www: <http://search.proquest.com/docview/1020117082?accountid=16730>](http://search.proquest.com/docview/1020117082?accountid=16730).
- WILSON, S. A., MCCANN, P. D., GOTLIN, R. S., RAMAKRISHNAN, H. K., WOOTTEN, M. E. a J. N. INSALL. 1996. Comprehensive Gait Analysis in Posterior-stabilized Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 1996, vol. 11, no. 4, pp. 359–367, [cit. 2015-01-13]. ISSN: 0883-5403. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540396800234>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540396800234).
- YOSHIDA, Y., MIZNER, R. L., RAMSEY, D. K. a L. SNYDER-MACKLER. 2008. Examining outcomes from total knee arthroplasty and the relationship between quadriceps strength and knee function over time. *Clinical Biomechanics* [online]. 2008, vol. 23, no. 3, pp. 320–328, [cit. 2014-12-29]. ISSN: 0268-0033. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003307002446>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003307002446).
- YOUNG, A.. 1993. Current issues in arthrogenous inhibition. *Annals of the Rheumatic Diseases* [online]. 1993, vol. 52, no. 11, pp. 829–834, [cit. 2014-11-10]. ISSN: 1468-2060. Dostupné na [www: <http://ard.bmj.com/content/52/11/829.full.pdf+html?sid=fe49dd41-3642-4e2b-b180-e37f08c95a45>](http://ard.bmj.com/content/52/11/829.full.pdf+html?sid=fe49dd41-3642-4e2b-b180-e37f08c95a45).
- ZEMAN, M.. 2013. *Základy fyzikální terapie*. 1. vyd. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta, 2013. 106 s. ISBN 978-80-7394-403-2.
- ZHANG, P., CHEN, X. a M. FAN. 2007. Signaling mechanisms involved in disuse muscle atrophy. *Medical Hypotheses* [online]. 2007, vol. 69, no. 2, pp. 310–321, [cit. 2014-10-14]. ISSN: 0306-9877. Dostupné na [www: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306987706009030>](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306987706009030).

Internetové zdroje:

Noraxon. [cit. 2015-01-15]. Dostupné na [www: <http://www.noraxon.com/products/biomechanical-sensors/>](http://www.noraxon.com/products/biomechanical-sensors/).

NOVOTNÝ, J. 2009. *Zátěžové testy*. Kapitoly sportovní medicíny, Fakulta sportovních studií MU [online], 2009, [cit. 2015-02-11]. Dostupné na [www: <http://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kapitolysportmed/pages/18-11-zatezove-testy.html>](http://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kapitolysportmed/pages/18-11-zatezove-testy.html).

OTÁHAL, S. 2010. *Dynamometrie svalů*. Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK [online], 2010, [cit. 2015-01-27]. Dostupné na [www: <biomech.ftvs.cuni.cz/kab/archiv/Dynamo.ppt>](http://biomech.ftvs.cuni.cz/kab/archiv/Dynamo.ppt).

SEZNAM ZKRATEK

| | |
|-----------|---|
| 1-MR | 1 repetitium maximum (1 opakovací maximum) |
| 6MWT | 6 minute walk test |
| ACL | anterior cruciate ligament (přední zkřížený vaz) |
| ADL | activities of daily living (aktivity běžného denního života) |
| AMI | arthrogenous muscle inhibition (artrotická svalová inhibice) |
| BMI | body mass index |
| COM | centre of mass (těžiště) |
| CSA | cross-sectional area (plocha příčného průřezu svalu) |
| DD | diadynamické |
| DK | dolní končetina |
| EMG | elektromyografické |
| f | frekvence |
| FG | fast-glycolytic |
| F_{max} | maximální síla |
| m. | musculus |
| mm. | musculi |
| M_{max} | maximální moment síly |
| MVC | maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce) |
| MVIC | maximal voluntary isometric contraction (maximální volní izometrická kontrakce) |
| NMES | neuromuskulární elektrická stimulace |
| RHB | rehabilitace |
| ROM | range of motion (rozsah pohybu) |
| RS | synkopový rytmický |
| SCT | stair climbing test |
| SIAS | spina iliaca anterior superior |
| SmOdch | směrodatná odchylka |
| STS | sit-to-stand |
| TENS | transkutánní elektrická stimulace |
| TKA | total knee arthroplasty (totální endoprotéza kolenního kloubu) |
| TUG | timed up and go test |

| | |
|-----------|---|
| WOMAC | The Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index |
| \bar{x} | průměr |
| σ | směrodatná odchylka |

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | |
|---|----|
| Obrázek 1 Motorické body m. quadriceps femoris | 29 |
| Obrázek 2 Izometrický dynamometr od firmy Noraxon® | 35 |
| Obrázek 3 M_{\max} u skupiny s NMES – grafické znázornění hodnot vstupního a výstupního dynamometrického měření, porovnání operované a neoperované dolní končetiny | 40 |
| Obrázek 4 M_{\max} u skupiny s posilováním – grafické znázornění hodnot vstupního a výstupního dynamometrického měření, porovnání operované a neoperované dolní končetiny | 42 |
| Obrázek 5 Změny v M_{\max} u pacientů po implantaci TKA – grafické znázornění změn mezi vstupním a výstupním dynamometrickým měřením, porovnání skupin..... | 43 |
| Obrázek 6 Čas nutný pro dokončení STS testu u skupiny s NMES – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření | 44 |
| Obrázek 7 Čas nutný pro dokončení STS testu u skupiny s posilováním – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření | 46 |
| Obrázek 8 Změny v časech nutných pro dokončení STS testu u pacientů po implantaci TKA – grafické znázornění změn mezi vstupním a výstupním měřením, porovnání skupin | 47 |
| Obrázek 9 ROM operovaného kolenního kloubu u skupiny s NMES – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření | 49 |
| Obrázek 10 ROM operovaného kolenního kloubu u skupiny s posilováním – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření..... | 50 |
| Obrázek 11 Změny v ROM operovaného kolenního kloubu u pacientů po implantaci TKA – grafické znázornění změn mezi vstupním a výstupním měřením, porovnání skupin | 52 |
| Obrázek 12 ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u skupiny s NMES – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření..... | 54 |
| Obrázek 13 ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u skupiny s posilováním – grafické znázornění výsledků vstupního a výstupního měření | 55 |
| Obrázek 14 Změny v ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u pacientů po implantaci TKA – grafické znázornění změn mezi vstupním a výstupním měřením, porovnání skupin | 57 |

SEZNAM TABULEK

| | |
|---|----|
| Tab. 1 Výsledky dynamometrického měření u skupiny s NMES..... | 39 |
| Tab. 2 Průměrné výsledky dynamometrického měření u skupiny s NMES | 40 |
| Tab. 3 Výsledky dynamometrického měření u skupiny s posilováním | 41 |
| Tab. 4 Průměrné výsledky dynamometrického měření u skupiny s posilováním | 41 |
| Tab. 5 Průměrné hodnoty M_{max} před a po RHB podle skupin..... | 42 |
| Tab. 6 Průměrné hodnoty změn M_{max} před a po RHB podle skupin | 43 |
| Tab. 7 Výsledky STS testu u skupiny s NMES | 44 |
| Tab. 8 Průměrné výsledky STS testu u skupiny s NMES..... | 44 |
| Tab. 9 Výsledky STS testu u skupiny s posilováním..... | 45 |
| Tab. 10 Průměrné výsledky STS testu u skupiny s posilováním..... | 45 |
| Tab. 11 Průměrné hodnoty času dokončení STS testu před a po RHB podle skupin..... | 46 |
| Tab. 12 Průměrné hodnoty změn v časech dokončení STS testu před a po RHB podle skupin | 47 |
| Tab. 13 ROM operovaného kolenního kloubu měřený pomocí videoanalýzy u skupiny s NMES..... | 48 |
| Tab. 14 Průměrný ROM operovaného kolenního kloubu u skupiny s NMES | 48 |
| Tab. 15 ROM operovaného kolenního kloubu měřený pomocí videoanalýzy u skupiny s posilováním..... | 50 |
| Tab. 16 Průměrný ROM operovaného kolenního kloubu u skupiny s posilováním..... | 50 |
| Tab. 17 Průměrné hodnoty ROM operovaného kolenního kloubu před a po RHB podle skupin | 51 |
| Tab. 18 Průměrné hodnoty změn v ROM operovaného kolenního kloubu před a po RHB podle skupin..... | 51 |
| Tab. 19 ROM operovaného kolenního kloubu měřený pomocí videoanalýzy při vstávání ze sedu u skupiny s NMES | 53 |
| Tab. 20 Průměrný ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u skupiny s NMES..... | 53 |
| Tab. 21 ROM operovaného kolenního kloubu měřený pomocí videoanalýzy při vstávání ze sedu u skupiny s posilováním | 55 |
| Tab. 22 Průměrný ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu u skupiny s posilováním..... | 55 |

| | |
|--|----|
| Tab. 23 Průměrné hodnoty ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu před a po RHB podle skupin..... | 56 |
| Tab. 24 Průměrné hodnoty změn v ROM operovaného kolenního kloubu při vstávání ze sedu před a po RHB podle skupin..... | 56 |
| Tab. 25 Souhrn studií zkoumajících efekt NMES po implantaci TKA | 60 |

SEZNAM PŘÍLOH

| | |
|---|-----|
| Příloha 1 Základní charakteristiky experimentálních skupin | 99 |
| Příloha 2 Informovaný souhlas pro skupinu s posilováním | 100 |
| Příloha 3 Informovaný souhlas pro skupinu s NMES | 101 |

PŘÍLOHY

Příloha 1 Základní charakteristiky experimentálních skupin

| Skupina | Průměr | | | |
|--------------------|--------|---------------|------------|-------|
| | Věk | Hmotnost [kg] | Výška [cm] | BMI |
| Posilování (n = 9) | 65,22 | 82,78 | 170,56 | 28,22 |
| NMES (n = 8) | 69,75 | 88,00 | 167,50 | 31,21 |

Příloha 2 Informovaný souhlas pro skupinu s posilováním



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Etická komise

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: Diplomová práce – Srovnání efektu analytického cvičení dle svalového testu a elektrogymnastiky u svalové hypotrofie

období realizace: 10/2014 – 5/2015

řešitelé projektu: Bc. Pavlína Sajdlová, Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je ověřit efekt analytického posilování stehenního svalu u pacientů s totální náhradou kolenního kloubu. Během přibližně dvou týdnů budete provádět cílené posilování stehenního svalstva dle instruktaže. Výsledky této práce budou v budoucnu využity ke zlepšení pooperačního rehabilitačního režimu. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Zároveň souhlasím s pořízením obrazové dokumentace a jejím využitím pouze pro účely této diplomové práce. **ANO** **NE**

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: Bc. Pavlína Sajdlová

V Olomouci dne:

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu:

V Olomouci dne:

Bank. spojení: KB, a.s., Olomouc
Č. ú.: 19-1096330227/0100

IČ: 61989592
DIČ: CZ61989592

Tel.: +420 585 632 858
Internet: www.upol.cz

Příloha 3 Informovaný souhlas pro skupinu s NMES



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Etická komise

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: Diplomová práce – Srovnání efektu analytického cvičení dle svalového testu a elektrogymnastiky u svalové hypotrofie

období realizace: 10/2014 – 5/2015

řešitelé projektu: Bc. Pavlína Sajdlová, Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je ověřit efekt terapeutické metody elektrostimulace u svalového oslabení spojeného s totální náhradou kolenního kloubu ve srovnání s analytickým posilováním. Během přibližně dvou týdnů Vám bude aplikována série elektrostimulací stehenního svalu. Pocit pálení nebo jiné nepříjemné změny doprovázející terapii nahlaste přítomnému fyzioterapeutovi. Po terapii se může pod místem uložení elektrod objevit krátkodobé začervenání kůže. Výsledky této práce budou v budoucnu využity ke zlepšení pooperačního rehabilitačního režimu. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu, a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Zároveň souhlasím s pořízením obrazové dokumentace a jejím využitím pouze pro účely této diplomové práce. **ANO** **NE**

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: Bc. Pavlína Sajdlová

V Olomouci dne:

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu:

V Olomouci dne:

Bank. spojení: KB, a.s., Olomouc
Č. ú.: 19-1096330227/0100

IČ: 61989592
DIČ: CZ61989592

Tel.: +420 585 632 858
Internet: www.upol.cz