

UNIVERZITA PALACKÉHO v OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Jan Martinek

**Aktivita musculus quadriceps femoris při dřepu a extenzi
kolenního kloubu – elektromyografická analýza**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Olomouc 2021

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Aktivita musculus quadriceps femoris při dřepu a extenzi kolenního kloubu – elektromyografická analýza

Název práce v AJ: Electromyography Analysis of Quadriceps Femoris Muscle Activity During Squat and Knee Joint Extension

Datum zadání: 2019–01–28

Datum odevzdání: 2021–05–24

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Jan Martinek

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Hana Haltmar

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Dřep a extenze kolenního kloubu patří mezi nejhojněji používané cviky pro posílení musculus quadriceps femoris. Jejich varianty mohou mít vliv na aktivitu tohoto svalu.

Cíl: Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv způsobu provedení dřepu a izolované extenze v kolenním kloubu (předkopnutí) na aktivitu povrchových hlav m. quadriceps femoris během jejich koncentrické, izometrické a excentrické kontrakce.

Metodika: Testovaný soubor tvořilo 8 zdravých osob (4 ženy a 4 muži) průměrného věku 23,9 ($\pm 2,32$) let, výšky 171,5 ($\pm 8,7$) cm a tělesné hmotnosti 66,6 ($\pm 11,03$) kg. Pomocí povrchové elektromyografie byla snímána činnost svalů: vastus medialis, lateralis a rectus femoris. Jejich průměrná aktivita byla porovnána mezi referenčním dřepem a jeho variantami: úzký, široký, labilní a se zavřenými očima, také u izolované extenze v kolenním kloubu mezi variantou vsedě a vleže. U pohybových úkonů s prokazatelnými odlišnostmi byla navíc provedena podrobnější analýza s rozdělením na fáze kontrakce.

Výsledky: Při labilním dřepu je průměrná aktivita m. vastus medialis nižší a m. rectus femoris vyšší než při referenčním – ten se od ostatních variant neliší. Všechny měřené hlavy m. quadriceps femoris se zapojují při izolované extenzi kolenního kloubu více vsedě než vleže.

Závěr: Při dřepu je možné ovlivnit aktivitu m. quadriceps femoris zvýšením lability, a při předkopnutí změnou pozice trupu.

Klíčová slova: elektromyografie, povrchová elektromyografie, svalová aktivita, dřep, extenze kolene

Abstrakt v AJ:

Introduction: Dynamic knee joint extensions and squats are commonly used exercises in quadriceps femoris muscle strength training. The muscle activity may vary depending on the exercise type.

Aim: The aim of this study is to examine the differences in activity of superficial quadriceps femoris muscle heads among five squat types and between two dynamic knee extension alternatives during concentric, isometric and eccentric contractions.

Methods: Eight young adults (4 men and 4 women, average age $23,9 \pm 2,32$ years, height $171,5 \pm 8,7$ cm, weight $66,6 \pm 11,03$ kg) volunteered to participate in the study. Using surface electromyography, average muscle activity (vastus medialis, lateralis and rectus femoris) was measured and compared between default (unloaded shoulder-width stance parallel) squat and: narrow stance, wide stance, unstable squat and squat with closed eyes. The same comparison was done between seated and supine dynamic knee extensions. Furthermore, more detailed data analysis (with contraction phases divided into seven segments) was performed in the cases, where a statistically significant difference had been detected.

Results: On average, during the unstable squat m. vastus medialis was less active and m. rectus femoris was more active than during the default squat. The other squat alternatives were not statistically different. All the measured quadriceps heads were on average more active during the seated dynamic knee extension than during the supine one.

Conclusion: The quadriceps femoris muscle activity is different between the default and unstable squat. The same is true for the seated and supine positions during the dynamic knee extension.

Keywords: electromyography, surface electromyography, muscle activity, squat, knee joint extension

Rozsah: počet stran 82/počet příloh 1

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod odborným vedením Mgr. Radka Mlíky, Ph.D. a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc.....

.....

podpis

Poděkování

V této sekci bych především rád poděkoval vedoucímu práce, Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D., za vstřícnost, cenné rady a v neposlední řadě pečlivost při kontrole i podávání konstruktivní zpětné vazby na vypracovaný text diplomové práce.

Dále děkuji Mgr. Haně Haltmar za názornou instruktáž v zacházení s elektromyografickými přístroji a asistenci při provádění výzkumu, PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. za pomoc při zpracování surového EMG záznamu s následným exportem a paní Renátě Ludínové za ochotu poskytovat prostory pro uskutečnění měření v areálu univerzity.

Závěrem děkuji Bc. Barboře Kopicové a Bc. Janě Doleželové za významnou pomoc při domlouvání probandů.

Obsah

Úvod	10
1 Fyziologie motorické kontroly a svalové kontrakce	12
1.1 Motorická jednotka	12
1.2 Klidový membránový potenciál	13
1.3 Generování a propagace akčního potenciálu	14
2 Elektromyografie	16
2.1 Detekce bioelektrických signálů elektromyografem	16
2.2 Faktory ovlivňující kvalitu signálu	16
2.3 Generování surového signálu	17
2.4 Zpracování surového záznamu	18
2.5 Interpretace SEMG dat	19
3 Struktura a funkce musculus quadriceps femoris	21
3.1 Musculus vastus medialis longus a obliquus	21
3.2 Musculus tensor vastus intermedius	22
3.3 Musculi articulares genus	22
4 Možnosti tréninku m. quadriceps femoris	24
4.1 Dřep	24
4.1.1 Dřep s externí zátěží	25
4.2 Extenze kolene (předkopnutí)	25
5 Biomechanické aspekty dřepu a extenze kolene	26
5.1 Otevřený a uzavřený kinematický řetězec	26
5.2 Problematika ligamentum cruciatum anterius	26
5.3 Problematika ligamentum cruciatum posterius	27
5.4 Problematika patelofemorálního skloubení	28
6 Vliv chirurgických zákroků a patologií na m. quadriceps femoris, související rehabilitační postupy	30
7 Cíle a hypotézy	33
7.1 Cíle práce	33
7.2 Hypotézy	33
7.2.1 Hypotézy pro dřep	33
7.2.2 Hypotézy pro izolovanou extenzi v kolenním kloubu (předkopnutí)	33
8 Metodika výzkumu	35
8.1 Charakteristika výzkumného souboru	35

8.2	Charakteristika měření	35
8.2.1	Povrchová elektromyografie	36
8.2.2	Goniometrie	36
8.3	Příprava měření	36
8.4	Charakteristika prováděných pohybových úkonů	37
8.4.1	Dřep	37
8.4.2	Předkopnutí	38
8.4.3	Maximální volní izometrická kontrakce	38
8.5	Příprava dat	38
8.6	Vyhodnocení dat	39
9	Výsledky	41
9.1	Dřepy	41
9.2	Předkopnutí	46
9.3	Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení	51
9.3.1	Hypotézy pro dřep	51
9.3.2	Hypotézy pro izolovanou extenzi v kolenním kloubu (předkopnutí)	52
10	Diskuse	53
10.1	Svalová aktivita při dřepu	53
10.1.1	Velikost zátěže	53
10.1.2	Umístění zátěže	53
10.1.3	Hloubka dřepu	54
10.1.4	Šířka stoje	55
10.1.5	Labilita stoje	56
10.1.6	Ascendentní a descendentní fáze pohybu	58
10.1.7	M. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. rectus femoris	60
10.1.8	Absence zrakové kontroly	61
10.1.9	Úhel v kolenním kloubu	61
10.2	Svalová aktivita při extenzi kolene	63
10.2.1	Koncentrická, izometrická a excentrická fáze, úhel v kolenním kloubu	63
10.2.2	Pozice vleže a vsedě	63
10.3	Přínos pro praxi	65
10.4	Limity studie	66
	Závěr	67
	Referenční seznam	68
	Seznam zkratk	76

Seznam obrázků.....	78
Seznam tabulek.....	79
Seznam příloh.....	80
Přílohy	81

Úvod

Dřep spolu s izolovanou extenzí v kolenním kloubu patří k nejčastěji využívaným cvikům pro účely posílení musculus quadriceps femoris v rámci léčebné rehabilitace i sportu. Dřep lze díky rozsáhlému množství rekrutovaných svalových skupin, přirozenosti pohybu i frekvenci všedních činností, kterých je nedílnou součástí, považovat za jedno z nejlepších cvičení pro tělesné zdraví. Zároveň slouží jako velmi efektivní způsob posílení muskulatury dolních končetin, a to i po některých prodělaných zraněních či operacích. Mezi výhody izolované extenze v kolenním kloubu patří především jednoduchost jejího provedení. Tento cvik je navíc natolik cílený na zapojení kvadricepsu, že je využíván pro testování jeho síly v rámci svalového testu dle Jandy.

Musculus quadriceps femoris je hlavním vykonavatelem pohybu u obou zmíněných cviků. Lze předpokládat, že jejich odlišný charakter má za následek rozdílné požadavky pro činnost tohoto svalu. U izolované extenze a obzvláště u dřepu navíc existuje značné množství variant v provedení. Úměrně velký je tedy i počet faktorů potenciálně majících schopnost ovlivnit aktivitu kvadricepsu natolik, že se rozdíly stanou měřitelnými.

Cílem diplomové práce je zmíněné rozdíly v aktivitě musculus quadriceps femoris detekovat a statisticky zhodnotit. Jeho povrchové hlavy: m. vastus medialis, lateralis a m. rectus femoris jsou pomocí elektromyografických senzorů sledovány zvláště. U případů variant vykazujících mezi sebou statisticky významně odlišné velikosti aktivit je navíc provedena podrobnější analýza s rozlišením tří koncentrických, izometrické a tří excentrických fází pohybu.

Za účelem vyhledání odborných studií a článků sloužících jako zdroje informací pro vytvoření diplomové práce bylo využito on-line databází: PubMed, Web of Science, ResearchGate a Google Scholar. Použitá klíčová slova byla: dřep, extenze kolene a povrchová elektromyografie, respektive jejich anglické ekvivalenty: squat, knee extension and surface electromyography. Celkem bylo v diplomové práci použito 45 těchto studií, z toho 1 v českém a 44 v anglickém jazyce. Dalších 19 odborných publikací bylo v knižní formě. Jako vstupní studijní literatura sloužilo následujících 7 monografií:

CRISWELL, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Sudbury, Massachusetts: Jones & Bartlett Publishers. ISBN 978-0-7637-3274-5.

DUNGL, P. (2014). *Ortopedie, 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada. ISBN 978–80–247–4357–8.

DYLEVSKÝ, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978–80–247–1648–0.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J. a SZMEKOVÁ, L. (2014). *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978–80–244–4266–2.

MAGEE, D. J., ZACHAZEWSKI, J. E., QUILLEN, W. S. a MANSKE, R. C. (2016). *Pathology and intervention in musculoskeletal rehabilitation*. 2nd ed. Maryland Heights, Missouri: Elsevier. ISBN 978–0–323–31072–7.

MERLETTI, R. a PARKER, J. P. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. Hoboken, New Jersey: Wiley Publishing. ISBN 0–471–67580–6.

NSCA – National Strength & Conditioning Association. (2016). *Exercise technique manual for resistance training*. 3rd ed. Champaign, Illinois: Human Kinetics. ISBN 9781492506928.

1 Fyziologie motorické kontroly a svalové kontrakce

Motorický systém člověka musí zvládat široké spektrum požadavků. Mezi ně patří řízení svalové činnosti za účelem generování silových i precizních pohybů, držení těla, lokomoce nebo gestikulace. Centrální nervový systém je hierarchicky uspořádán. Plánování pohybu probíhá v premotorické oblasti, suplementární motorické oblasti a jiných přidružených částech mozkové kůry. Výstupy těchto zón, mozečku a do jisté míry bazálních ganglií se sbíhají do primární motorické oblasti, kde na příslušné neurony působí buďto excitačně nebo inhibičně. Primární motorická oblast má zásadní vliv na řízení činnosti motoneuronů a interneuronů mozkového kmene i míchy. Právě motoneurony jsou konečným výstupem (Merletti a Parker, 2004, s. 2).

1.1 Motorická jednotka

Základní funkční jednotku neuromuskulárního systému představuje motorická jednotka. Je tvořena motoneuronem a jím ovládanou skupinou kontraktilních vláken ve svalu, tzv. svalovou jednotkou (Merletti a Farina, 2016, s. 2). V míše nebo mozkovém kmeni je motoneuron spojen svými dendrity s drahami, kterými přichází signály jak z centra, tak z periferie. Ovlivňují jeho dráždivost (Véle, 2006, s. 25–26). Axon každého motoneuronu opouští míchu přes ventrální míšní kořeny nebo mozkový kmen skrze hlavové nervy (Merletti a Farina, 2016, s. 2). Při překročení prahu dráždivosti motoneuronu vzniká akční potenciál šířící se neuritem ke svalové jednotce reagující na něj záškubem, který se po krátké době sám uvolní (Véle, 2006, s. 25–26). Z tohoto důvodu vypovídá elektromyografem naměřený signál nejen o činnosti svalu, ale i o aktivaci motoneuronů míchy, případně mozkového kmene (Merletti a Farina, 2016, s. 2). Motorická jednotka pracuje podle principu „vše nebo nic“ a velikost uvolněné mechanické energie (síla stahu) je za normálních podmínek vždy stejná (Véle, 2006, s. 25–26).

Široké spektrum morfologických a elektrofyziologických vlastností jednotlivých motoneuronů je reflektováno rovnocennou variabilitou atributů jimi inervovaných svalových jednotek (Merletti a Parker, 2004, s. 2–3). Malé motoneurony obvykle inervují relativně nízká množství svalových vláken (formující drobné svalové jednotky, které jsou schopny generovat slabší sílu stahu). Naproti tomu velké motoneurony inervují rozměrnější, silnější svalové jednotky (Purves et al., 2001). Zajímavostí je, že všechna svalová vlákna v rámci jedné motorické jednotky vzájemně manifestují téměř shodné biochemické, histochemické a

kontraktilní vlastnosti, což umožňuje určit její typ (Merletti a Parker, 2004, s. 2–3). Ve většině kosterní muskulatury se drobné svalové jednotky skládají z malých červených kontraktilních vláken. Ta se sice stahují pomalu a s nízkou silou, ale díky jejich značnému obsahu myoglobinu, početným mitochondriím a bohaté kapilarizaci jsou odolná vůči únavě. Nazývají se „S jednotky“ (z angl. „slow“) a mají hlavní význam při aktivitách vyžadujících stálou svalovou kontrakci (například udržení vzpřímené tělesné pozice). Velké motorické jednotky jsou obvykle tvořeny objemnými silnými světlými svalovými vlákny, majícími díky nízkému počtu mitochondrií malou výdrž. Nesou název „FF jednotky“ (z angl. „fast fatigable“). Uplatňují se při krátce trvajících pohybech vyžadujících značné silové vypětí (například výskok). Třetím druhem jsou „FR jednotky“ (z angl. „fast fatigue-resistant“), spadající svými vlastnostmi mezi předchozí dva výše zmíněné typy. Mají střední velikost, při porovnání s FF jednotkami nižší rychlost stahu (avšak lepší odolnost vůči únavě) a jsou schopny generovat silnější stah než S jednotky (Purves et al., 2001). U kosterní muskulatury lze podle zbarvení do jisté míry určit zastoupení typů motorických jednotek. Světlé svaly obsahují velké množství FF jednotek, zatímco červené jsou tvořeny převážně S jednotkami (Merletti a Parker, 2004, s. 3).

Při kontrakci svalu se motorické jednotky rekrutují ve specifickém pořadí. Nejmenší (čítající nejnižší počet svalových vláken) se zapojí jako první a největší jako poslední. Z toho plyne, že pohyby vyžadující malou svalovou tenzi mají schopnost být preciznější (jemnější regulace svalové síly), protože jsou zajištěny menšími svalovými jednotkami (na rozdíl od pohybů vyžadujících velkou sílu, které jsou generovány náborem velkých svalových jednotek) (Winter, 2009, s. 227–228).

1.2 Klidový membránový potenciál

Plazmatická membrána svalového vlákna (sarkolema) je propustná pro vodu a do jisté míry také pro ionty sodíku (Na^+), draslíku (K^+), chloru (Cl^-) a jiné, které jsou také intracelulárně a extracelulárně přítomny. Propustnost každého iontu membránou je zajištěna specifickým iontovým kanálem. Ten se může otevírat nebo zavírat v závislosti na změnách elektrického potenciálu (napětí) membrány. Další schopností sarkolemy je aktivní transport sodíku a draslíku proti jejich koncentračnímu gradientu (Barbero, Merletti a Rainoldi, 2012, s. 21–22). Sodíkové pumpy zvyšují jeho koncentraci extracelulárně a draslíkové intracelulárně. Přestože tyto ionty do jisté míry proudí skrze jejich kanály podle koncentračního gradientu zpět, díky činnosti pump nedochází k jejich stejnému zastoupení uvnitř buňky vzhledem k jejímu okolí (Purves et al., 2004, s. 34–36).

Ionty nesou elektrický náboj a jejich rozdíl v koncentraci způsobuje, že vnitřek buňky má negativní elektrický náboj a extracelulární prostor pozitivní. To na plazmatické membráně vytváří elektrické pole. Proudění iontů skrze sarkolemu má tendenci se ustálit, protože postupně dochází ke stavu, kdy je jejich množství procházející dovnitř buňky shodné s množstvím, které směřuje extracelulárně. Tohoto stavu rovnováhy transportu (nikoliv koncentrace) je dosaženo při napětí napříč membránou okolo -70 mV (Barbero, Merletti a Rainoldi, 2012, s. 21–22). Nazývá se klidový membránový potenciál. Tato hodnota se napříč různými typy svalových vláken může lišit (Kamen a Gabriel, 2009, s. 5). Iontové pumpy pro její udržení spotřebovávají energii. Mrtvé buňky žádný klidový potenciál nemají (Barbero, Merletti a Rainoldi, 2012, s. 21–22).

1.3 Generování a propagace akčního potenciálu

Pokud externí stimul (například neurotransmitter) lokálně zvýší propustnost membrány pro ionty Na^+ otevřením několika jeho kanálů, sodík se automaticky (kvůli koncentračnímu gradientu) nahrne směrem do buňky. Jestliže je tento externí stimul dostatečně slabý a krátký, sarkolema změnu v zastoupení sodíku vyrovná a její napětí se navrátí do hodnoty klidového membránového potenciálu (Barbero, Merletti a Rainoldi, 2012, s. 22).

V případě, že je externí stimul silnější a delší, intracelulární přísun Na^+ posune elektrický náboj buňky směrem ke kladným hodnotám natolik, že membránový potenciál (dále jen „MP“) vystoupí až na tzv. prahovou hodnotu (většinou o přibližně 10 mV vyšší než klidový membránový potenciál) (Kamen a Gabriel, 2009, s. 5). Od tohoto okamžiku se propustnost pro sodík začne zvyšovat, čímž se jej do buňky dostává ještě významnější množství a MP stoupá až k hodnotě 0 mV. Zmíněný proces pokračuje, až jsou sodíkové kanály plně otevřené. V tu chvíli už dochází k transpolarizaci (převrácení) nábojů (intracelulární se stane pozitivním a extracelulární negativním) a MP dosahuje přibližně +20 až +30 mV. Jev popsáný v tomto odstavci se nazývá depolarizace (Purves et al., 2004, s. 43–46).

Stoupání velikosti MP ze záporných hodnot směrem k 0 mV s drobným zpožděním zapříčiní otevření draslíkových kanálů. Zvýšená propustnost pro K^+ ionty způsobí jejich zrychlený přesun mimo buňku (kvůli koncentračnímu gradientu), což má intracelulárně za následek opětovný nárůst záporného elektrického náboje. MP tím pádem začne z kladných hodnot klesat zpět k 0 mV. Zároveň se začínají uzavírat Na^+ kanály, což spolu s vypouštěním K^+ iontů způsobí pokles MP zpět do záporných hodnot až na původní klidový membránový potenciál -70 mV (Barbero, Merletti a Rainoldi, 2012, s. 23). Tento jev se nazývá repolarizace.

Propustnosti jak sodíku, tak draslíku se vrací do původního stavu. Může také přitom dojít ke krátkodobému prohloubení původního membránového potenciálu, který nese název hyperpolarizace (Purves et al., 2004, s. 45). Tvar křivky znázorňující akční potenciál může být ovlivněn stavem svalu. Například při počátcích únavy se rychlost depolarizace mění jen minimálně, avšak dochází k detekovatelnému prodlužování fáze repolarizace, prohlubování hyperpolarizace a snižování celkové velikosti amplitudy (při transpolarizaci dosahuje MP méně kladných hodnot). V pozdějších stádiích únavy se tyto projevy stávají ještě markantnější, přičemž se navíc snižuje původně neovlivněná rychlost depolarizace a absolutní hodnota klidového potenciálu (Merletti a Farina, 2016, s. 34).

Od nervosvalové ploténky propaguje akční potenciál podélně po svalových vláknech do obou směrů až k přechodům ve šlachu (Merletti a Farina, 2016, s. 31). Rychlost jeho šíření závisí na průměru a typu svalového vlákna. Fyziologicky se pohybuje v intervalu mezi 3 až 5 m/s, s průměrem okolo 4 m/s (Merletti a Parker, 2004, s. 19–21).

2 Elektromyografie

Elektrické napětí generované svalem dosahuje pouze velmi nízkých hodnot, a proto se měří v řádu miliontin voltů (mikrovoltů). Z toho důvodu je pro jeho měření nutností použít velmi sofistikované a citlivé přístroje, které jsou zároveň schopny signál zesílit natolik, že může být na uživatelském rozhraní graficky vykreslen. Elektromyograf je ve své podstatě velmi přesný voltmetr (Criswell, 2011, s. 35).

2.1 Detekce bioelektrických signálů elektromyografem

Elektromyografický signál se získává snímáním akčních potenciálů svalových jednotek (Criswell, 2011, s. 35). Reprezentuje potenciál elektrického pole, které je vytvářeno depolarizací sarkolemy (Merletti a Farina, 2016, s. 30).

Existují dva základní typy snímacích elektrod: povrchové a podpovrchové. Povrchové se umísťují na kůži nad měřený sval, zatímco podpovrchové pronikají přímo do něj. Oba typy elektrod jsou z vodivého materiálu a jejich účel je shodný. Převádí elektrický potenciál generovaný svalem na elektrický signál, který je následně přístrojově zesílen (Kamen a Gabriel, 2009, s. 56). Zdrojem signálu v rámci povrchové elektromyografie (dále jen „SEMG“, z angl. „surface electromyography“) jsou akční potenciály motorických jednotek (dále jen „MUAP“, z angl. „motor unit action potential“), které zapříčiňují svalovou kontrakci. Jednotlivé aktivní motorické jednotky se stahují (záškrb) asynchronně. Díky této vlastnosti je sval schopen generovat plynulý pohyb. Intenzita výsledného signálu detekovaného elektromyografem je daná sumací bioelektrických projevů MUAP, doprovázejících svalovou kontrakci (Criswell, 2011, s. 35–37). Následující kapitoly jsou zaměřeny na SEMG.

2.2 Faktory ovlivňující kvalitu signálu

Se vzrůstající vzdáleností motorických jednotek od snímací elektrody jejich podíl na velikosti a charakteru detekovaného signálu postupně klesá, jelikož musí projít silnější vrstvou tkáně (kladoucí odpor) (De Luca, 1997, s. 160). Motorické jednotky nacházející se nejbliž tedy mají nejzásadnější vliv (Criswell, 2011, s. 37). Ještě k markantnějším utlumení dochází, pokud je v cestě signálu navíc přítomna adipózní tkáň. Funguje totiž jako neúplný elektrický izolant. Čím silnější její vrstva je, tím méně signálu projde k elektrodám (De Luca, 1997, s. 160). Pokud je snímána aktivita například trapézového svalu během abdukce ramene, je u hubeného člověka běžné naměřit vyšší klidové i maximální amplitudy než u obézního (Criswell, 2011, s. 37).

K odlišnostem může docházet i v rámci jedné osoby v případě různě silných vrstev podkožního tuku mezi měřenými svaly (De Luca, 1997, s. 160). Příkladem mohou být extenzory předloktí při porovnání s hýžd'ovou muskulaturou. Vzhledem k významně větší hmotnosti m. gluteus maximus by se dalo předpokládat, že naměřené hodnoty budou vyšší. Není tomu tak. Zajímavostí je, že tuková vrstva více tlumí amplitudy signálu detekovaného při absenci aktivní svalové činnosti, než když právě probíhá. To může znamenat, že tloušťka adipózní tkáně hraje významnější roli při interpretaci SEMG dat tohoto typu (naměřených v klidu) (Criswell, 2011, s. 37).

Jakmile bioelektrický signál svalu dorazí k pokožce, lze jej pomocí SEMG detekovat. Rozhraní mezi kůží a měřicí elektrodou je však zásadním faktorem. Elektrická impedance (obdoba termínu „elektrický odpor“ pro situace, kdy prostředím prochází místo stejnosměrného proudu střídavý) pokožky může být významně ovlivněna přítomností kožního mazu, vlhkostí a také tloušťkou její zrohovatělé vrstvy (Criswell, 2011, s. 37). Kůže má tendenci při kontaktu s elektrodou produkovat pot, což může mít na přenos signálu rovněž vliv (Kamen a Gabriel, 2009, s. 160). V rámci měření pomocí SEMG je žádoucí impedanci pokožky minimalizovat. Toho lze dosáhnout pomocí aplikace alkoholu nebo abrazivní pasty (Kolářová et al., 2014, s. 79). Dalšími faktory v rámci rozhraní kůže a elektrody jsou jejich vzájemná adheze (případně až ztráta kontaktu) a přítomnost ochlupení (ideálně žádné nebo jen minimální). Kvalita měření může být ovlivněna i rozdíly v míře zmíněných faktorů mezi dvěma elektrodami při měření jednoho svalu. Pokud jsou totiž ony rozdíly příliš markantní, dochází k defektním elevacím SEMG signálu (Criswell, 2011, s. 38).

Kvalita signálu závisí na dalších dvou faktorech: typ elektrody (její velikost a použitý materiál) a stav kabelu, který ji spojuje se zesilovačem. Právě zmiňovaný kabel je u EMG komponentou nejnáchylnější k poškození (Criswell, 2011, s. 38).

2.3 Generování surového signálu

Po úspěšném přejití přes rozhraní kůže a elektrody je signál automaticky modifikován zesilovačem elektromyografu. Dochází ke dvěma procesům: diferenciální zesílení a potlačení souhlasného rušení (angl. „common mode rejection“). Mírou zesílení je daná velikost SEMG signálu vykresleného na grafickém uživatelském rozhraní (Weiss, Silver a Weiss, 2004, s. 12).

Proces diferenciálního zesílení vyžaduje tři elektrody (Criswell, 2011, s. 39). Dvě měřicí (bipolární typ snímání, tj. pomocí dvou elektrod) se umístí na zkoumaný sval paralelně

s průběhem jeho vláken a třetí, tzv. referenční elektroda, je aplikována na místo s minimální svalovou aktivitou, nejlépe na elektricky neaktivní část těla (například kostěná prominence) (Kolářová et al., 2014, s. 82). Diferenciální zesilovač propustí (zesílí) pouze signál, který je pro každý senzor unikátní. Od bioelektrického signálu (svalu) získaného dvěma měřicími elektrodami je následně odečten signál z referenční (Weiss, Silver a Weiss, 2004, s. 12). Důvodem umístění měřících elektrod paralelně s průběhem svalových vláken (a zároveň mimo inervační zónu) je fakt, že po nich akční potenciály propagují podélně, konkrétně do obou směrů od inervační zóny až k přechodům ve šlachu. Důsledkem je, že bioelektrický signál akčního potenciálu je nejdříve zaznamenán měřicí elektrodou blíže u inervační zóny a až následně druhou. Oba signály tím pádem dorazí k diferenciálnímu zesilovači v jiný moment, a proto jím jsou identifikovány jako unikátní (tzn. projdou dál a dochází k jejich zesílení) (Criswell, 2011, s. 39–40).

Diferenciální zesilovač má opačný vliv na signál, který je pro obě elektrody shodný (zachycený ve stejnou dobu), tzv. souhlasné rušení. Dochází k jeho eliminaci (původcem tohoto rušení bývají například rozvody elektrického proudu) (Weiss, Silver a Weiss, 2004, s. 12).

Úprava signálu diferenciálním zesilovačem nekončí. Následuje proces zvaný frekvenční filtrace. Součástí většiny SEMG přístrojů je pásmový filtr (z angl. „band pass filter“). Propouští pouze určitý interval frekvencí naměřeného signálu (typicky od 20 Hz do 300 Hz) (Criswell, 2011, s. 40). Nízké frekvence (pod 20 Hz) bývají způsobovány zejména pohybem elektrod po kůži (Merletti a Parker, 2004, s. 121). Rozsah propustnosti pásmového filtru lze v závislosti na typu měření upravit (Kolářová et al., 2014, s. 80).

2.4 Zpracování surového záznamu

Vzhledem k tomu, že se v rámci svalů jednotlivé aktivní motorické jednotky stahují asynchronně, jimi produkováný senzory zachycený signál mívá na pohled značně nesourodý charakter. Za účelem snadnější interpretace a zlepšení čitelnosti naměřených dat jsou vyvinuty specifické postupy zpracování surového signálu. To je obzvláště důležité, pokud má na grafickém uživatelském rozhraní vykreslený signál sloužit třeba jako zpětná vazba pro trénink pacienta. Přestože se způsob zpracování surového signálu může v jistých ohledech mezi sebou lišit, některé kroky má společné (Criswell, 2011, s. 46).

Prvním krokem je rektifikace. Tento termín vyjadřuje proces eliminace negativních hodnot surového záznamu (tzv. half wave rectification) nebo jejich převrácení do pozitivních hodnot (full wave rectification) (Kolářová et al., 2014, s. 84).

Druhým krokem je vyhlazení. Vizuálně se projevuje zjemněním fluktuací naměřeného signálu (Criswell, 2011, s. 47). Nejčastěji jsou využívány následující dva způsoby vyhlazení:

- a) AVR (z angl. average rectified value): zprůměrování rektifikovaných hodnot ve vybraném časovém intervalu,
- b) RMS (z angl. root mean square): vyhlazení pomocí střední kvadratické hodnoty (Kolářová et al., 2014, s. 84).

2.5 Interpretace SEMG dat

Porovnávání zpracovaných hodnot (naměřených pomocí EMG) u jednotlivců i mezi různými subjekty může být značně komplikované, neboť faktorů ovlivňujících záznam je celá řada. Patří mezi ně například věk i pohlaví probanda, tloušťka podkožní vrstvy tuku, impedance kůže, typ svalových vláken, držení těla, rychlost kontrakce či umístění elektrod. Aby se předešlo zavádějícím výsledkům, je nezbytné provést normalizaci dat (Criswell, 2011, s. 49). Termín normalizace znamená vztažení naměřeného SEMG záznamu k předem stanovené referenční hodnotě. Ta se určuje v závislosti na typu studie a jejím cíli. Existuje celá řada způsobů normalizace. Lze je rozdělit podle postupu stanovení referenční hodnoty. Patří mezi ně například (Kolářová et al., 2014, s. 85–86):

- a) Maximální volní izometrická kontrakce (dále jen „MVIC“, z angl. „maximum voluntary isometric contraction“) je nejčastěji používanou referenční hodnotou při normalizaci (Knutson et al., 1994, s. 48). Měří se ve většině případů ve standardizované poloze pro daný sval, případně je využito výchozí pozice hodnoceného pohybu. Je žádoucí, aby délka MVIC byla alespoň 10 s, přičemž se doporučuje ji alespoň třikrát zopakovat. Poté se vypočte jejich průměrná hodnota nebo se vybere provedení, ve kterém je největší nárůst amplitudy. Naměřený SEMG záznam je následně vztažen k výsledné MVIC (Kolářová et al., 2014, s. 86). Jedná se tedy o údaj, vyjadřující na kolik procent svého maxima se sval zapojil (Criswell, 2011, s. 50).
- b) Referenční volní kontrakce (dále jen „RVC“, z angl. „reference voluntary contraction“) se využívá například při hodnocení chůze. V tomto případě může být vypočtena jako průměr nejvyšších hodnot naměřeného signálu při několika (alespoň čtyřech)

opakováních stejného pohybu (u chůze je to krokový cyklus). Jiným příkladem získání RVC je submaximální kontrakce. Pokud je třeba analyzována svalová aktivita při kliku, RVC můžeme naměřit v jeho výchozí poloze. V tomto případě je žádoucí, aby ona kontrakce trvala přibližně 15 s. Jako RVC pak poslouží průměrná hodnota při prostředních 5 s (Criswell, 2011, s. 50; Kolářová et al., 2014, s 86–87). Stejně jako MVIC je RVC procentuální údaj. Rozdílem je, že je naměřen při slabší kontrakci. MVIC je efektivnější využít při analýze namáhavých pohybů, zatímco RVC při celkově nižších stupních svalové aktivace (Criswell, 2011, s. 50).

3 Struktura a funkce musculus quadriceps femoris

M. quadriceps femoris je nejobjemnější sval lidského těla. Nachází se na přední straně stehna (Bordoni a Varacallo, 2020). Skládá se z následujících částí: rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis a vastus intermedius. M. rectus femoris začíná jednou šlachou na spina iliaca anterior inferior, druhou na horním okraji jamky kyčelního kloubu. Distálněji probíhá mezi m. vastus lateralis a medialis. M. vastus intermedius se nachází pod ním, odstupuje od proximální čtvrtiny přední plochy femuru. M. vastus lateralis začíná na zevním okraji linea aspera a dál pokračuje na laterální straně femuru. M. vastus medialis má svůj začátek na vnitřním okraji linea aspera a klade se na mediální stranu stehenní kosti. Zmíněné svaly se upevňují na patelu pomocí společné trojúhelníkovité šlachy, která se distálněji jako ligamentum patellae upíná na tuberositas tibiae (Dylevský, 2009, s. 151). Celý sval funguje jako extenzor kolenního kloubu, m. rectus femoris navíc flektuje kyčelní kloub (Bordoni a Varacallo, 2020).

M. quadriceps femoris je zásoben z arteria femoralis. Inervaci poskytuje nervus femoris (L2 až L4) (Bordoni a Varacallo, 2020).

3.1 Musculus vastus medialis longus a obliquus

Přestože většina literatury popisuje u m. quadriceps femoris pouze výše zmíněné čtyři hlavy, existují studie, které sval člení na víc částí. M. vastus medialis je v některých zdrojích (Travnik L., Pernus F., Erzen I., 1995, s. 403–411) členěn na dvě části: vastus medialis longus (dále jen „VML“) a vastus medialis obliquus (dále jen „VMO“). Kritérií pro validizaci tohoto členění je několik: odlišnosti ve směru orientace svalových vláken (potenciálně rozdílná funkce), přítomnost dělicí vazivové vrstvy (strukturální důkaz hranice mezi svaly) a inervace oddělenými větvemi nervus femoralis (možnost vzájemně nezávislé činnosti) (Smith et al., 2009, s. 183, 184). Salzman A., Torburn L. a Perry J. (1993, s. 236–243) uvádí, že funkce VMO je spíše stabilizační: působí proti laterálnímu posunu pately, zatímco VML se spolu s ostatními vasty podílí hlavně na extenzi kolenního kloubu. Jiní autoři však existenci VML a VMO nepotvrzují, například Peeler J., Anderson J. E. (2007, s. 307–314). Evaluace dat z 26 studií zabývajících se touto problematikou od autorů Smith et al. (2009, s. 185–196) obsahuje následující informace: vlákna VMO svírají s vertikální osou v rámci sagitální roviny úhel mezi 40° až 77° s průměrem $49,9^\circ$. U vláken VML je tento interval od $11,5^\circ$ do 35° , přičemž průměr činí $21,8^\circ$. Přítomnost dělicí vazivové vrstvy je potvrzena jen ve 24 % případů (75 z 313). U těchto výše uvedených dvou kategorií nejsou statisticky významné rozdíly mezi

zdravými jedinci a osobami s degenerativními změnami patelofemorálního skloubení. Poslední zkoumanou kategorií je inervace. VML i VMO byly u 59 % (194) vyšetřených jedinců bez patologií inervovány jedinou nervovou větví, dvě větve byly u 41 % (135). Následující data ukazují statisticky významnou závislost míry poškození chrupavek na oddělené inervaci VML a VMO u osob s přítomnou patologií patelofemorálního skloubení. U 90 % zkoumaných jedinců s inervací těchto částí svalu jedinou větví nervus femoralis je přítomna ulcerace chrupavek styčných ploch v rámci patelofemorálního skloubení. U osob, jejichž distální a proximální část m. vastus medialis je inervována dvěma oddělenými větvemi nervus femoralis, je ulcerace přítomna jen u 38 % případů. Zbývající jedinci vykazují pouze mírné degenerativní změny. Stejná studie navíc uvádí, že u 90 % osob s inervací m. vastus medialis jednou větví nervu jsou patologie přítomny izolovaně na laterální části styčné plochy pately, zatímco u jedinců s oddělenou inervací se patologie vyskytují difuzně. Tento rozdíl je statisticky signifikantní (Galtier et al., 1995 in Smith et al., 2009, s. 193–195).

Dle Smith et al. (2009, s. 196) jsou důkazy podporující existenci VML a VMO jakožto oddělených svalů nedostačující. Přestože se u nich vyskytují odlišnosti ve směru svalových vláken, zůstává nejasné, zda jsou inervovány odděleně. Přítomnost oddělující vrstvy vaziva mezi VML a VMO (u 24 % asymptomatických jedinců a 19 % osob s degenerativním onemocněním patelofemorálního skloubení) se navíc zdá být spíše výjimkou.

3.2 Musculus tensor vastus intermedius

Autoři Grob et al. (2016, s. 256–263) ve své studii popisují sval, který je další součástí m. quadriceps femoris. Uvádí, že u všech 26 zkoumaných osob je inervován oddělenou větví nervus femoralis. Je umístěn mezi fasciemi m. vastus lateralis a intermedius, přičemž u 22 případů je proximálně oddělen od obou svalů. Distální část lze definovat vždy. Sval má svůj začátek na anteriorní části trochanter major. Distálně přechází v aponeurózu, která se spojuje s hlubokou vrstvou úponové šlachy quadricepsu. Jeho funkce není zcela objasněna.

3.3 Musculi articulares genus

Dylevský (2009, s. 151) tyto svaly popisuje jako hluboce uložené snopce m. vastus intermedius, fixující se do pouzdra kolenního kloubu. Woodley et al. (2012, s. 59–67) uvádí, že mm. articulares genus mají svůj začátek na anteriorním, anterolaterálním, případně i anteromediálním povrchu distální třetiny femuru. Úpony se mohou nacházet na bursa suprapatellaris, úponové šlaše m. vastus intermedius a pouzdře kolenního kloubu.

Předpokládanou funkcí je elevace bursa suprapatellaris při extenzi kolenního kloubu za účelem prevence jejího zachycení mezi patelou a femurem.

4 Možnosti tréninku m. quadriceps femoris

Sdružení NSCA (The National Strength and Conditioning Association) (2016, s. 96, 154) uvádí následující nejběžněji používané silové cviky zaměřené na m. quadriceps femoris: dřep, mrtvý tah, leg press, step–up, výpad a extenze kolene (předkopnutí). Diplomová práce se zabývá dřepem i extenzí kolene, proto jsou tyto cviky popsány v dalších kapitolách.

4.1 Dřep

Dřep je cvik, který není zaměřen čistě na posílení m. quadriceps femoris. Zapojuje se při něm většina svalů dolních končetin (Nisell a Ekholm, 1986 in Schoenfeld, 2010, s 3497). Navíc je u něj nutná izometrická aktivita mnoha dalších svalů, například mm. erectores spinae, m. trapezius, mm. rhomboidei a jiných (Solomonow et al., 1987 in Schoenfeld, 2010, s 3497). Jako většinu cviků jej lze provést s nebo bez externí zátěže.

Počáteční pozicí pro dřep je vzpřímený stoj. Hlava není v protrakci. Chodidla se nachází ve vzdálenosti větší, než je šířka pánve a zároveň menší než šířka ramen. Špičky chodidel směřují mírně od sebe. Pohyb je zahájen kontrolovanou a plynulou flexí kolenních a kyčelních kloubů. Je zachována neutrální pozice páteře. Může docházet k zvětšování bederní lordózy, ale neměla by se zvýrazňovat hrudní kyfóza. S narůstající hloubkou dřepu se doporučuje minimalizovat předklon trupu. Pohled směřuje dopředu mírně nad úroveň očí. Může docházet k mírnému záklonu hlavy. Těžiště těla se nepřemisťuje před úroveň špiček, ani za úroveň pat, aby nedocházelo ke ztrátě kontaktu chodidel s podlahou. Kolena by se zvětšující flexí měla mířit stejným směrem jako špičky chodidel. Konečná pozice descendantní fáze dřepu nastává při splnění alespoň jedné z následujících podmínek:

- c) dojde ke kyfotizaci páteře,
- d) paty ztratí kontakt s podlahou,
- e) stehna se nachází paralelně s podlahou (NSCA, 2016, s. 96–116).

Během provádění dřepu je celé tělo zpevněné. K relaxaci dolních končetin nebo trupu (obzvláště při konečné pozici) nedochází. Ascendentní fáze dřepu je zahájena plynulou extenzí kolenních a kyčelních kloubů. Pohyb pokračuje až do dosažení výchozí pozice (NSCA, 2016, s. 96–116).

4.1.1 Dřep s externí zátěží

Doporučovanou externí zátěží je rovná obouruční činka. Na základě jejího umístění lze dřepy rozdělit na několik typů: čelní (front squat) a zadní (back squat), který má dvě varianty: high bar a low bar (Haff a Triplett, 2015, s. 380–383).

U čelního dřepu se ve výchozí pozici činka nachází před trupem položená na deltových svalech cvičící osoby. Paže jsou flektované téměř do vodorovné pozice, loketní klouby jsou rovněž ve flexi. Existují dva možné úchopy činky: paralelní a zkřížený. Při paralelním úchopu činky jsou předloktí v pronaci. Ruce jsou od sebe ve vzdálenosti mírně přesahující šířku ramen (mohou s nimi být v kontaktu). Při zkříženém úchopu jsou předloktí v supinaci a položena přes sebe. Palce se nachází paralelně s ostatními prsty (NSCA, 2016, s. 96–99).

U zadního dřepu se ve výchozí pozici činka nachází za trupem na horní části zad a ramenech. Předloktí jsou v pronaci u obou následujících typů úchopu. Při low bar variantě je osa činky položena na oblasti odpovídající m. deltoideus pars spinalis a střední části trapézového svalu. Při high bar variantě se osa činky nachází na ramenou (nad deltovými svaly) (Haff a Triplett, 2015, s. 380–381).

4.2 Extenze kolene (předkopnutí)

Odpor bývá při tomto cviku kladen pomocí pohyblivého ramena posilovacího přístroje (kolmo na distální část ventrální plochy bérce po celý průběh pohybu) (NSCA, 2016, s. 161–162). Může být také kladen jinou osobou (terapeutem) pomocí závaží nebo posilovací odporové gumy. Cvičící osoba sedí na židli nebo lavici s opěradlem (Houglum, 2010, s. 945). Kolenní i hlezenní klouby jsou umístěny paralelně na šířku pánve (není přítomna rotace v kyčli). Pohyb probíhá střídáním pomalé kontrolované koncentrické a excentrické kontrakce m. quadriceps femoris. Žáda cvičící osoby jsou po celou dobu v kontaktu s opěradlem posilovacího přístroje. Hýždě se nezvedají nad sedadlo. Nemělo by docházet k uzamčení kolenních kloubů při jejich extenzi (Haff a Triplett, 2015, s. 392).

5 Biomechanické aspekty dřepu a extenze kolene

5.1 Otevřený a uzavřený kinematický řetězec

Při cvičích v otevřeném kinematickém řetězci (dále jen „OKC“, z angl. open kinetic chain) má distální segment volnost pohybu. U kolenního kloubu je výsledným pohybem flexe nebo extenze. Flexi vykonávají ischiokrurální svaly. Extenzi zajišťuje m. quadriceps femoris. Během cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci (dále jen „CKC“, z angl. closed kinetic chain) je distální segment relativně fixován. Tím pádem lze předpokládat, že všechny ostatní klouby, které jsou tohoto CKC součástí, budou pohyb vykonávat také (Magee et al., 2016, s. 720, 721).

5.2 Problematika ligamentum cruciatum anterius

Kontrakce m. quadriceps femoris vyvolává anteriorní translaci tibie. Tomuto posunu zabraňuje ligamentum cruciatum anterius (dále jen „ACL“, z angl. anterior cruciate ligament) spolu s tahem ischiokrurálních svalů (Magee et al., 2016, s. 720). Draganich et al. (1989, s. 1075–1081) a Baratta et al. (2016, s. 113–122) uvádí, že koaktivace ischiokrurálních svalů je při aktivní extenzi kolenního kloubu v OKC nízká, což může vést k zvýšenému zatížení ACL a tím i k většímu riziku jeho poškození. Draganich et al. (1989, s. 1075–1081) doplňují, že aktivita všech tří ischiokrurálních svalů se postupně zvyšuje v rámci posledních 9 ° aktivní izokinetické extenze proti externímu odporu. Při plně extendovaném kolenním kloubu dosahuje tato koaktivace svého maxima. Další autoři, jako například Escamilla et. al. (1998, s. 556–569) přítomnost tohoto jevu nepopisují.

Dřep je cvik, při kterém dolní končetiny pracují v CKC. K pohybu při něm tedy dochází nejen v kloubech kolenních, ale i hlezenních a kyčelních. Tímto způsobem se zapojí velké množství svalových skupin. Předpokládá se, že výhodou cviků v CKC při porovnání s OKC je nižší zatížení ACL mimo jiné z důvodu přítomnosti kokontrakce m. quadriceps femoris a ischiokrurálních svalů (Magee et al., 2016, s. 720, 721). Escamilla et. al. (1998, s. 556–569) uvádí, že při dřepu byla kokontrakce ischiokrurálních svalů přítomna pouze v rámci vzestupné fáze, a to v intervalu 30 ° až 0 ° flexe kolenního kloubu. Dalším zkoumaným cvikem v CKC byl leg press. Při něm se kokontrakce neobjevila v žádné fázi pohybu. Z výsledků této studie plyne, že ne všechna cvičení v CKC současnou aktivitu výše zmiňovaných svalů vyvolávají. Magee et al. (2016, s. 721) uvádí, že faktorů pro přítomnost kokontrakce ischiokrurálních svalů

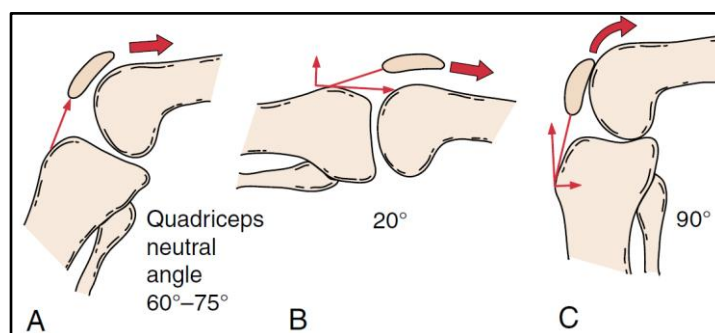
při CKC je více. Patří mezi ně úhel v kolenním kloubu, pozice trupu vzhledem k dolním končetinám a směr pohybu (do extenze nebo flexe). Stuart et al. (1996, s. 792–799) konstatují, že napětí ACL u dřepu, ale i u výpadu není signifikantní.

Při aktivní izolované extenzi kolenního kloubu v OKC je přítomné napětí ACL. Svého maxima dosahuje mezi 40 ° a 0 ° flexe. Zvyšující se externí odpor proti extenzi způsobuje jeho signifikantní lineární nárůst. Při dřepu se napětí ACL rovněž objevuje, avšak na rozdíl od předchozího pohybového úkonu se při aplikaci externí zátěže signifikantně nezvyšuje (Beynon et al., 1997, s. 823–829).

5.3 Problematika ligamentum cruciatum posterius

Při aktivní izolované extenzi kolenního kloubu proti odporu dochází k napětí ligamentum cruciatum posterius (dále jen „PCL“, z angl. posterior cruciate ligament). Příčinou je posteriorní posun tibie, který se obecně vyskytuje při vyšších úhlech flexe (Magee et al., 2016, s. 722). Kaufman et al. (1991, s. 305–316) popisují napětí PCL během úhlů větších než 40 ° flexe v rámci izokinetické extenze. Tyto výsledky jsou podpořeny autory Wilk et al. (1996, s. 518–527), kteří uvádí přítomnost napětí PCL v průběhu intervalu 40 ° až 100 ° flexe s maximem mezi 85 ° až 95 ° a nejnižšími hodnotami mezi 0 ° až 60 °.

Translace tibie při extenzi v OKC je vyvolána sřížnými silami, které jsou produkované tahem ligamentum patellae (viz Obrázek 1). Jejich velikost a směr jsou závislé na úhlu v kolenním kloubu. V intervalu 60 ° až 75 ° nejsou sřížné síly výše zmíněným ligamentem produkovány, protože je směr jeho tahu kolmý na kloubní povrchy tibie. Výsledkem je pouze komprese kolenního kloubu. Tato pozice se nazývá „quadriceps neutral position“. Při úhlech



Obrázek 1 Ligamentum patellae: sřížné síly (Magee et al., 2016, s. 720)

Legenda: A – quadriceps neutral position, B – anteriorní translace tibie, C – posteriorní translace tibie

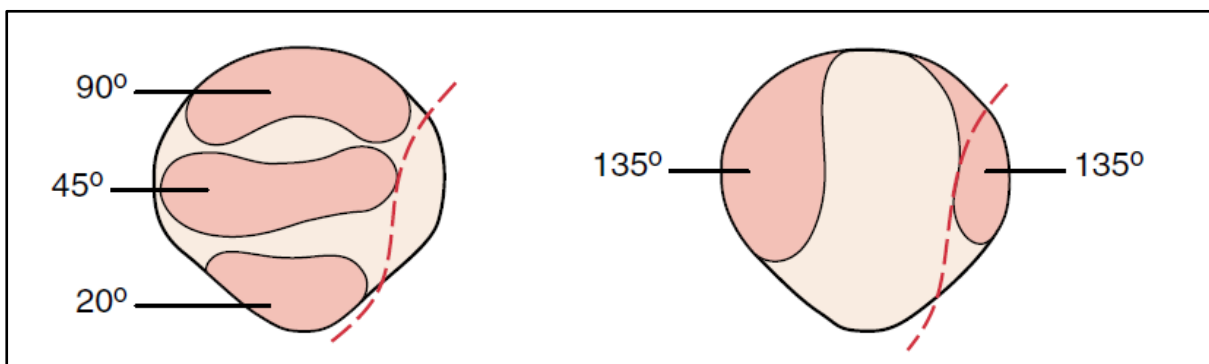
flexe menších než 60° způsobuje tah ligamentum patellae anteriorní posun tibie. Pokud je úhel větší než 75° , tibie je sunuta posteriorně (Daniel et al., 1988, s. 386–391).

Cviky v CKC (leg press a dřep) produkují napětí v PCL po celý rozsah pohybu. Jeho intenzita je závislá na úhlu v kolenním kloubu. Uvádí se, že narůstá s velikostí flexe (Wilk et al., 1996, s. 518–527). Stuart et al. (1996, s. 792–799) tento jev popisují nejen u dřepu, ale i u výpadu.

5.4 Problematika patelofemorálního skloubení

Patelofemorální skloubení hraje zásadní roli v rámci cviků v OKC i CKC. Na patelu se proximálně upíná m. quadriceps femoris. Distálně je spojena s tibií pomocí ligamentum patellae. Mezi funkce pately patří prodloužení ramena síly quadricepsu a úprava jeho výsledného směru tahu. Tendence m. vastus lateralis táhnout patelu laterálně je neutralizována pomocí vláken m. vastus medialis obliquus. Jeho oslabení může proto způsobovat laterální vychýlení pately, které má negativní dopad na správné fungování patelofemorálního skloubení (Magee et al., 2016, s. 723).

Během pohybů v kolenním kloubu (popsáno z extenze do flexe) mění patela svoji pozici vzhledem k femuru (viz Obrázek 2). K prvnímu kontaktu těchto dvou struktur dochází přibližně při 20° flexi, konkrétně mezi distální částí pately a fossa intercondylaris femoris. Se zvětšujícím se úhlem flexe se patela posunuje distálně, zatímco její plocha kontaktu postupuje proximálně. Při úhlech flexe větších než 90° začne s fossa intercondylaris femoris komunikovat i úponová šlacha quadricepsu. Plná flexe je jediným momentem, při kterém je s femurem v kontaktu i mediální část posteriorního povrchu pately (Hungerford a Barry, 1979, s. 9–15). Plocha kontaktu pately a femuru s rostoucí flexí kolenního kloubu vzrůstá (interval mezi 20° a 90°), tlak je tedy nejvíce rozložen právě při 90° (Magee et al., 2016, s. 723).



Obrázek 2 Plocha kontaktu patelly a femuru během různých úhlů flexe v kolenním kloubu (Magee et al., 2014, s. 767)

Se zvyšováním tenze úponové šlachy m. quadriceps femoris a ligamentum patellae a zmenšováním úhlu, který spolu tyto dvě struktury svírají, proporcionálně narůstá kompresivní síla v patelofemorálním skloubení (Magee et al., 2016, s. 724). Tato kompresivní síla dosahuje při různých pohybových úkonech hodnot srovnatelných s tíhovou silou lidského těla daného jedince, například 50 % tíhové síly při chůzi po rovině, 330 % při chůzi do schodů a 780 % při hlubokém dřepu (Reilly, Martens, 1972, s. 136–137).

Cviky v OKC a CKC produkují v patelofemorálním skloubení odlišné hodnoty kompresivních sil (Magee et al., 2016, s. 724). Steinkamp et al. (1993, s. 438–444) uvádí, že při cviku leg press (CKC) jsou ve srovnání s extenzí kolenního kloubu v OKC hodnoty zmiňovaných sil nižší během 0 ° až 46 ° flexe. V intervalu 50 ° až 90 ° je situace opačná. U extenze kolenního kloubu v OKC při 90 ° flexi jsou hodnoty těchto sil minimální. Escamilla et. al. (1998, s. 556–569) popisují výsledky podobného charakteru při porovnání extenze kolenního kloubu v OKC s dřepem a leg pressem. Signifikantně nižších hodnot velikosti kompresivních sil v patelofemorálním skloubení je dosahováno u dřepu a leg pressu během úhlů flexe mezi 0 ° až 57 °. Při flexi vyšší než 85 ° je tomu naopak.

6 Vliv chirurgických zákroků a patologií na m. quadriceps femoris, související rehabilitační postupy

Ruptura úponové šlachy m. quadriceps femoris (dále jen QF) se nejčastěji vyskytuje u pacientů nad 40 let. Ve většině případů k ní dochází proximálně od pately na femoropatelní šlaše, řidčeji distálně na ligamentum patellae. Často vyžaduje chirurgickou intervenci. U tohoto stavu hrozí zhoršená pohyblivost kolenního kloubu a atrofie QF (Bordoni a Varacallo, 2020). Dolní končetina (dále jen DK) je pomocí ortézy imobilizována po dobu jednoho týdne. První nebo druhý den se zahájí pasivní trénink rozsahu pohybu kolenního kloubu v intervalu 0 až 30 stupňů flexe. Zároveň se provádí izometrické kontrakce QF. Je povolena plná zátěž DK. Od druhého týdne se flexe provádí (pouze pasivně) do 90 °. Šestáým týdnem se začne s aktivní extenzí kolenního kloubu bez odporu. Během dvanáctého týdne se flexe pasivně provádí v kompletním rozsahu pohybu a zahájí se trénink chůze do schodů. Od šestnáctého týdne jsou v sagitální rovině povoleny všechny aktivní pohyby. Sportovní aktivity jsou zakázány po dobu půl roku po operaci (Belhaj et al., 2017, s. 244–248).

U totální endoprotézy kolenního kloubu se řez (přístup) provádí přes mediální část šlachy QF a podél okraje lig. patellae. Retinaculum patellae bývá standartně prořato na mediální straně. V rámci pooperačních komplikací se může vyskytovat: femoropatelní nestabilita způsobená přílišným napětím laterálních retinakul ve spojení s oslabením m. vastus medialis, ruptura šlachy QF, či omezení rozsahu pohybu v operovaném kloubu. Léčení je zahajováno fyzikální terapií a intenzivní rehabilitací. Jejím zásadním cílem je obnova rozsahu pohybu v sagitální rovině, neboť plná extenze je nutná pro stoj, zatímco chůze ze schodů a vstávání ze sedu vyžaduje flexi okolo 90 °. Předoperačně se provádí protahování zkrácených svalových skupin (flexory kolene a adduktory kyčle) se současným posilováním oslabené muskulatury (obzvláště QF), procvičování rozsahu pohybu, nácvik chůze s berlemi a kondiční trénink (Dungl, 2014, s. 877–883). Pooperační rehabilitace již první den zahrnuje izometrické posilování QF spolu s gluteální muskulaturou. Zároveň se zahájí dechová a cévní gymnastika, aktivní procvičování horních končetin, neoperované DK a periferních kloubů operované. Probíhá i časté polohování (za využití motodlahy) v ideálním rozsahu 0–90 ° flexe kolenního kloubu. Během druhého pooperačního dne se navíc vleže na operované DK zařazuje aktivní cvičení flexe i extenze v koleni, flexe a abdukce v kyčli, dále probíhá trénink vertikalizace a trojdobé chůze o holích bez zatěžování operované DK. Čtvrtý den se začíná operovaná DK

posilovat i vsedě – se zaměřením na extenzi kolenního kloubu. Šestý den je zahájen trénink chůze po schodech a terénních nerovnostech (Mikula, 2003, s. 147).

Ruptura ligamentum cruciatum anterius (dále jen ACL) obvykle vzniká násilnou abdukcí a zevní rotací bérce, například při kopané nebo lyžování (Dungl, 2014, s. 818). Porucha svalové síly QF s tímto stavem spojená je důsledkem nejen samotného poranění, ale i způsobenou změnou aferentace z ACL, která vede k poruše zpětnovazebných mechanismů (Smékal, Kalina a Urban, 2006, s. 422). Snížená síla QF u pacientů s defektním ACL je kromě postižené DK pozorována dokonce i na zdravé (Urbach et al., 1999, s. 1691–1696). V rámci následné rehabilitace je proto žádoucí se zaměřit na jeho posílení oboustranně. Snížená kvalita tonu QF je při odebrání štěpu pro rekonstrukci ACL z ligamentum patellae obzvláště patrná u m. vastus medialis. Pravděpodobným důvodem je v místě vznikající nocicepce. Při časně pooperační fázi rehabilitace (první dva pooperační týdny) se doporučuje izometrická aktivace QF, nejlépe v semiflexi kolenního kloubu (přibližně 15 °). Této pozice je možné docílit podložení kolene overballem. Jeho mírou nafouknutí lze upravovat velikost úhlu flexe. Vhodné je i využít techniky PNF (proprioceptivní muskulární stabilizace), například stabilizační zvrát nebo rytmickou stabilizaci (Smékal, Kalina a Urban, 2006, s. 423–424). Začátkem druhého pooperačního týdne probíhá posilování QF v CKC, neboť oproti OKC zde vzniká nižší tah na pasivní struktury kloubu. Cvičení v CKC navíc poskytuje kokontrakci ischiokrurálních svalů. Předpokládá se, že je bezpečnější a lépe rozvíjí funkčnost zúčastněných svalových skupin (Smékal, Kalina a Urban, 2006, s. 424; Ageberg, 2002, s. 205–212; Risberg, 2001, s. 630–631). Hlavním cvikem v CKC je dřep (do 60 ° flexe kolenního kloubu). Dále se mezi aktivity zařazuje jízda na rotopedu, výpady, step–up (výšlap) zdravou DK, chůze a stoj na špičkách i na jedné noze (s možností zařazení dosahových aktivit pro zdravou DK). Pátým týdnem se začíná s náročnějšími balančními cviky jako stoj na jedné noze se zavřenýma očima a stoj na balanční úseči, zároveň je možné provádět step–up i na operované DK. V průběhu dalších týdnů je možné zařadit i obtížnější verze těchto cviků a přidat závaží (činky) (Risberg, 2001, s. 630–631).

K poranění ligamentum cruciatum posterius (dále jen PCL) typicky dochází při nárazu na přední plochu proximální tibie nebo na koleno v hyperflexi. Dorzální posun tibie do 10 mm může být úspěšně léčen konzervativně. Zde bývá hlavní důraz kladen na posilování QF. Cvičení hamstringů je doporučeno omezit. Větší posun tibie se již řeší operativně (Dungl, 2014, s. 822). Podobně jako u konzervativní léčby hraje v rámci pooperační rehabilitace zásadní roli posilování QF, neboť tento sval funguje jako dynamický stabilizátor kolene. Působí směrem do

anteriorní translace tibie v intervalu 0 až 80 stupňů flexe (Hirokawa et al., 1992, s. 305). S cílem minimalizace atrofie se už od prvního pooperačního týdne provádí jeho izometrická kontrakce v plné extenzi kolenního kloubu. Dalším vhodným cvikem je flexe v kyčli s ortézou zamezující pohyb kolene do flexe. Spolu se zvětšováním rozsahu pohybu tohoto kloubu v sagitální rovině bývají postupně zařazovány izometrické kontrakce QF i ve 30 ° a 60 ° flexe. Po dosažení 90 ° flexe je vhodné zahájit kondiční trénink na rotopedu. Jakmile je možné operovanou DK zatěžovat na 50 % hmotnosti těla, začíná se s balančním cvičením. Od šestého pooperačního týdne lze provádět dřepy, leg press a izolované extenze kolenního kloubu (předkopnutí) – vše pouze do 60 ° flexe. S dalším zvýšením rozsahu pohybu se zařazuje i step-up (výšlap). Třináctým týdnem se mohou zmíněné silové cviky provádět až do 80 ° flexe v koleni, dvacátým do 90 ° (Cavanaugh, Saldivar a Marx, 2015, s. 372–384).

Mezi další chirurgické zákroky s popsáním rizikem ztráty síly a objemu QF patří například: totální endoprotéza kyčle, rekonstrukce QF po nádorových onemocněních a bariatrické operace (Bordoni a Varacallo, 2020).

Ztráta síly a objemu QF je popsána i ve spojení s určitými chorobami. Patří mezi ně například: chronická obstrukční plicní nemoc, chronické srdeční selhání, diabetes mellitus, Duchennova svalová dystrofie, roztroušená skleróza a fibromyalgie. Významným faktorem je i věk (Bordoni a Varacallo, 2020).

7 Cíle a hypotézy

7.1 Cíle práce

Cílem práce je zhodnocení vlivu způsobu provedení dřepu a izolované extenze v kolenním kloubu (předkopnutí) na aktivitu tří povrchových hlav m. quadriceps femoris (m. vastus medialis, lateralis a m. rectus femoris) v rámci jejich koncentrické, izometrické a excentrické kontrakce.

7.2 Hypotézy

7.2.1 Hypotézy pro dřep

H₀₁: Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při referenčním dřepu se neliší od jeho čtyř variant: úzký dřep, široký dřep, labilní dřep a dřep se zavřenýma očima.

H_{A1}: Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při referenčním dřepu se liší od jeho čtyř variant: úzký dřep, široký dřep, labilní dřep a dřep se zavřenýma očima.

H₀₂: Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při referenčním dřepu se neliší od labilního dřepu v rámci sedmi fází pohybu (I. iniciální excentrická fáze, II. střední excentrická fáze, III. konečná excentrická fáze, IV. izometrická fáze, V. iniciální koncentrická fáze, VI. střední koncentrická fáze a VII. konečná koncentrická fáze).

H_{A2}: Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při referenčním dřepu se liší od labilního dřepu v rámci sedmi fází pohybu (I. iniciální excentrická fáze, II. střední excentrická fáze, III. konečná excentrická fáze, IV. izometrická fáze, V. iniciální koncentrická fáze, VI. střední koncentrická fáze a VII. konečná koncentrická fáze).

7.2.2 Hypotézy pro izolovanou extenzi v kolenním kloubu (předkopnutí)

H₀₃: Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při předkopnutí vleže na zádech se neliší od předkopnutí vsedě.

H_{A3}: Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při předkopnutí vleže na zádech se liší od předkopnutí vsedě.

H₀4: Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při předkopnutí vleže na zádech se neliší od předkopnutí vsedě v rámci sedmi fází pohybu (I. iniciální koncentrická fáze, II. střední koncentrická fáze, III. konečná koncentrická fáze, IV. izometrická fáze, V. iniciální excentrická fáze, VI. střední excentrická fáze a VII. konečná excentrická fáze).

H_A4: Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při předkopnutí vleže na zádech se liší od předkopnutí vsedě v rámci sedmi fází pohybu (I. iniciální koncentrická fáze, II. střední koncentrická fáze, III. konečná koncentrická fáze, IV. izometrická fáze, V. iniciální excentrická fáze, VI. střední excentrická fáze a VII. konečná excentrická fáze).

8 Metodika výzkumu

8.1 Charakteristika výzkumného souboru

Testovaný soubor tvořilo 8 zdravých lidí, konkrétně 4 ženy a 4 muži. Věk těchto osob byl 23,9 (\pm 2,32) let, výška 171,5 (\pm 8,7) cm, tělesná hmotnost 66,6 (\pm 11,03) kg, biakromiální šířka 39,6 (\pm 2,64) cm. Dominantní dolní končetina byla u 7 jedinců pravá, u 1 levá.

Výzkumu se z důvodu prevence zranění a možnosti zkreslení výsledků neúčastnily osoby udávající bolest, současné nebo minulé relevantní zranění, prodělané operace na dolních končetinách a rovnovážné poruchy. Vstupním kritériem byla schopnost provést všechny požadované pohybové úkony (především paralelní dřep v plném rozsahu, bez ztráty kontaktu pat s podložkou a se zavřenými očima).

Každý účastník výzkumu byl informován o charakteru provedení měření a následně podepsal informovaný souhlas, který byl schválen etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci. Jeho plné znění se nachází v Příloze č. 1, s. 81.

8.2 Charakteristika měření

Veškeré měření probíhalo v budově teoretických ústavů Fakulty zdravotnických věd během měsíců únor, březen a duben roku 2021.

Za účelem získání dat potřebných k vyhodnocení cílů výzkumu byly využity následující technologie:

- a) Povrchovou elektromyografií byla neinvazivně snímána svalová aktivita.
- b) Elektrický dvouosý goniometr byl uplatněn pro sledování změn úhlu v kolenním kloubu.

Obě výše zmíněné metody měření vždy probíhaly současně. Přístroje byly vyrobeny firmou Noraxon.

8.2.1 Povrchová elektromyografie

Pomocí povrchové elektromyografie byla na dominantní dolní končetině snímána aktivita svalů:

- a) m. vastus lateralis,
- b) m. vastus medialis,
- c) m. rectus femoris.

Elektrody byly pro jednotlivé svaly umístěny dle doporučení SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles):

- a) m. vastus lateralis: na spojnici mezi SIAS (spina iliaca anterior superior) a laterální částí pately, v 2/3 této vzdálenosti (distálně);
- b) m. vastus medialis: na spojnici mezi SIAS a kloubním povrchem nacházejícím se anteriorně od ligamentum collaterale tibiale, v 80 % zmíněné vzdálenosti (distálně);
- c) m. rectus femoris: na spojnici mezi SIAS a proximální částí pately, v 50 % této vzdálenosti.

Výchozí pozice pro určení vhodného umístění zmíněných elektrod byla sed na lehátku se semiflexí kolenního kloubu a lehkým záklonem trupu.

8.2.2 Goniometrie

Senzory elektrického dvouosého goniometru byly na dominantní dolní končetině aplikovány na spojnici mezi trochanter major a malleolus lateralis, přičemž proximální rameno bylo umístěno na laterální část stehna a distální rameno na vnější část holeně do blízkosti caput fibulae.

8.3 Příprava měření

Všechny měřené osoby byly předem požádány o oholení míst pro kontakt senzorů na dominantní dolní končetině. Následně byla pokožka očištěna abrazivní pastou, ta byla odstraněna pomocí mokré látky a místo bylo suchou látkou osušeno. Poté byla dle popisu v předchozích kapitolách lokalizována místa pro aplikaci všech senzorů. Správnost pozic pro umístění EMG elektrod byla zkontrolována pomocí palpance svalových bříšek při submaximální izometrické kontrakci. Následovalo přilepení všech senzorů. Jejich funkčnost byla zkontrolována pomocí viditelnosti vyjádření signálu na obrazovce počítače.

U všech měřených osob byla pomocí krejčovského metru změřena biakromiální šířka. Na podlahu byly umístěny dvojice značek ve vzdálenostech odpovídajících 75 %, 100 % a 125 % tohoto parametru. Další dvojice značek byla umístěna na 2 pěnové balanční podložky TheraBand (typ oválný, modrý – měkký, rozměry 41 cm x 23 cm x 5 cm) do vzdálenosti 100 % biakromiální šířky.

8.4 Charakteristika prováděných pohybových úkonů

Všechny zadané pohybové úkony byly provedeny pětkrát a bez externí zátěže. K zajištění jejich shodné rychlosti provedení byl využit metronom. Byl nastaven na jeden úder za sekundu. Každý třetí úder byl pro snadnější orientaci odlišen specifickým tónem. Koncentrické i excentrické fáze cviků trvaly vždy 2 sekundy. Izometrická fáze (výdrž v hlubokém dřepu a výdrž s maximálně extendovanou dominantní dolní končetinou při předkopnutí) měla vždy délku 1 sekundu. Pauzy mezi jednotlivými cviky trvaly 4 sekundy. Mezi jejich sériemi (5 cviků stejného typu) byly minutové přestávky. Probandi prováděli všechny cviky naboso.

8.4.1 Dřep

Během provedení všech variant dřepu bylo dodrženo několik podmínek. Výchozí pozice byl stoj. Proband po celou dobu udržoval tříbodovou oporu chodidla. Pohyb byl prováděn v plném rozsahu (od propnutí dolních končetin do poklesu kyčelních kloubů na úroveň kolenních). Stehno, bérce i chodidlo se vždy nacházely v jedné rovině (vzájemně nebyly v žádné fázi dřepu rotované). Proband se snažil minimalizovat pohyb kolen směrem před úroveň špiček chodidel. Horní končetiny byly konstantně ve vodorovném předpažení, palmární část dlaní směřovala dolů. Pohled byl zacílen dopředu na bod v úrovni očí.

Varianty dřepu:

- a) Referenční dřep: šířka stoje (vzdálenost středu pat) byla rovna biakromiální vzdálenosti.
- b) Úzký dřep: šířka stoje byla rovna 75 % biakromiální vzdálenosti.
- c) Široký dřep: šířka stoje byla rovna 125 % biakromiální vzdálenosti.
- d) Labilní dřep: byl proveden na 2 balančních podložkách TheraBand, jinak byl stejný jako referenční dřep.
- e) Dřep se zavřenýma očima: byl kromě absence zrakové kontroly shodný s dřepem referenčním.

8.4.2 Předkopnutí

Pro účely měření bylo využito výškově nastavitelné lehátko. Byly provedeny dvě varianty, během kterých byly dodrženy následující podmínky. Ve výchozí pozici visel bérec dominantní dolní končetiny přes okraj lehátka, kolenní kloub se nacházel ve flexi 90 °. V konečné pozici byl zmíněný kolenní kloub v maximální extenzi.

Varianty předkopnutí:

- a) Varianta vleže na zádech: nedominantní dolní končetina byla ve flexi s chodidlem položeným na lehátko za účelem stabilizování pánve. Horní končetiny ležely volně podél těla.
- b) Varianta vsedě: bérec nedominantní dolní končetiny visel přes okraj lehátka, kolenní kloub se nacházel ve flexi 90 ° (stejně jako u výchozí pozice pro dominantní dolní končetinu). Měřená osoba se opírala horními končetinami o lehátko.

8.4.3 Maximální volní izometrická kontrakce

K měřeným pohybovým úkonům byla za účelem normalizace EMG signálu zařazena maximální izometrická kontrakce m. quadriceps femoris (MVIC). Pozice pro měření MVIC se shodovala s pozicí pro vyšetření stupně svalové síly 4 a 5 dle Jandy, přičemž kolenní kloub byl v 60 ° flexi.

Měření MVIC proběhlo dvakrát, s minutovými přestávkami. Délka jedné MVIC činila 10 sekund.

8.5 Příprava dat

Pro přípravu dat povrchové elektromyografie a goniometrie byl použit program MyoResearch XP Master Edition 1.08.32. Jejich export proběhl do formátu Symbolic Link (přípona .slk) a následně z důvodu kompatibility s Microsoft Office byl soubor konvertován na list Microsoft Excelu (.xlsx).

U surových EMG záznamů byla provedena rektifikace (převrácení negativních hodnot) s následným vyhlazením. Za účelem vyhlazení byl použit algoritmus střední kvadratické hodnoty RMS (z anglického Root Mean Square) s velikostí okna 100 ms.

8.6 Vyhodnocení dat

Hodnota maximální izometrické kontrakce (MVIC) byla vypočítána jako průměr z prostředních šesti sekund záznamu odděleně pro oba pokusy. Pro každý sval byla následně vybrána ta vyšší.

Z každé série pěti dřepů nebo předkopnutí stejného typu bylo za účelem vyhodnocení vybráno jediné provedení. Konkrétně to, které mělo na goniometrickém záznamu nejzřetelnější izometrickou fázi a podobný charakter křivek znázorňujících ascendentní a descendentní část pohybu.

Za určující kritérium fází dřepu i předkopnutí byl zvolen časový interval o délce 100 ms. Pokud se na záznamu z elektronického dvouosého goniometru vyskytly střídající se segmenty klesajících a rostoucích velikostí úhlu flexe kolenního kloubu trvající kratší dobu, byl jemu odpovídající EMG záznam pro účely vyhodnocování započítán jako izometrická fáze. Pokud měl zmíněný úhel v rámci onoho časového intervalu buďto pouze klesající nebo rostoucí charakter (nikoliv oboje současně), byl příslušící EMG záznam započítán jako koncentrická nebo excentrická fáze.

Výsledné segmenty koncentrické a excentrické fáze byly dále děleny na třetiny podle velikosti úhlu flexe. Celkem tedy byla každá měřená aktivita členěna na 7 fází:

1. iniciální excentrická fáze (dřep: flexe v kolenním kloubu 0° – 35° ; předkopnutí 0° – 30°),
2. střední excentrická fáze (dřep: flexe v kolenním kloubu 35° – 70° ; předkopnutí 30° – 60°),
3. terminální excentrická fáze (dřep: flexe v kolenním kloubu 70° – 105° ; předkopnutí 60° – 90°),
4. izometrická fáze (u dřepů přibližně odpovídající paralelní pozici stehna a podlahy, u předkopnutí plné extenzi v kolenním kloubu),
5. iniciální koncentrická fáze (dřep: flexe v kolenním kloubu 105° – 70° ; předkopnutí 90° – 60°),
6. střední koncentrická fáze (dřep: flexe v kolenním kloubu 70° – 35° ; předkopnutí 60° – 30°),
7. terminální koncentrická fáze (dřep: flexe v kolenním kloubu 35° – 0° ; předkopnutí 30° – 0°).

Pro celý záznam každého vybraného provedení a zároveň pro jejich jednotlivé části byly vypočítány průměrné hodnoty svalové aktivity u všech tří měřených hlav kvadricepsu. Výsledné průměry byly vyjádřeny jako procentuální hodnoty maximální izometrické kontrakce (% MVIC). Tento proces byl zopakován u každého probanda.

Za účelem statistického vyhodnocení byl použit software IBM SPSS Statistics Subscription. Shapiro-Wilkovy testy odhalily, že data nemají normální rozdělení. Z tohoto důvodu byla jejich analýza provedena pouze pomocí neparametrických metod, konkrétně Wilcoxonova testu. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $p \leq 0,05$.

9 Výsledky

9.1 Dřepy

Tabulky 1 a 2 obsahují data popisné statistiky a hladiny statistické významnosti pro komparaci průměrných aktivit testovaných svalů (% MVIC). Údaje o porovnání referenčního dřepu s dřepem úzkým, širokým, labilním a se zavřenými očima bez rozdělení na fáze pohybu jsou uvedeny v Tabulce 1 a znázorněny grafem Obrázek 3 (s. 43). Data o podrobnější komparaci referenčního dřepu s labilním se nachází v Tabulce 2 (s. 42) a jsou vykreslena zvlášť pro každý sval na grafech: m. vastus medialis – Obrázek 4 (s. 43), m. vastus lateralis – Obrázek 5 (s. 44), m. rectus femoris – Obrázek 6 (s. 45) s rozlišením 7 fází pohybu (iniciální, střední a terminální excentrická, izometrická a iniciální, střední a terminální koncentrická).

Tabulka 1 Popisná statistika průměrů celkových svalových aktivit při porovnání referenčního dřepu s dřepem úzkým, širokým, labilním a se zavřenými očima

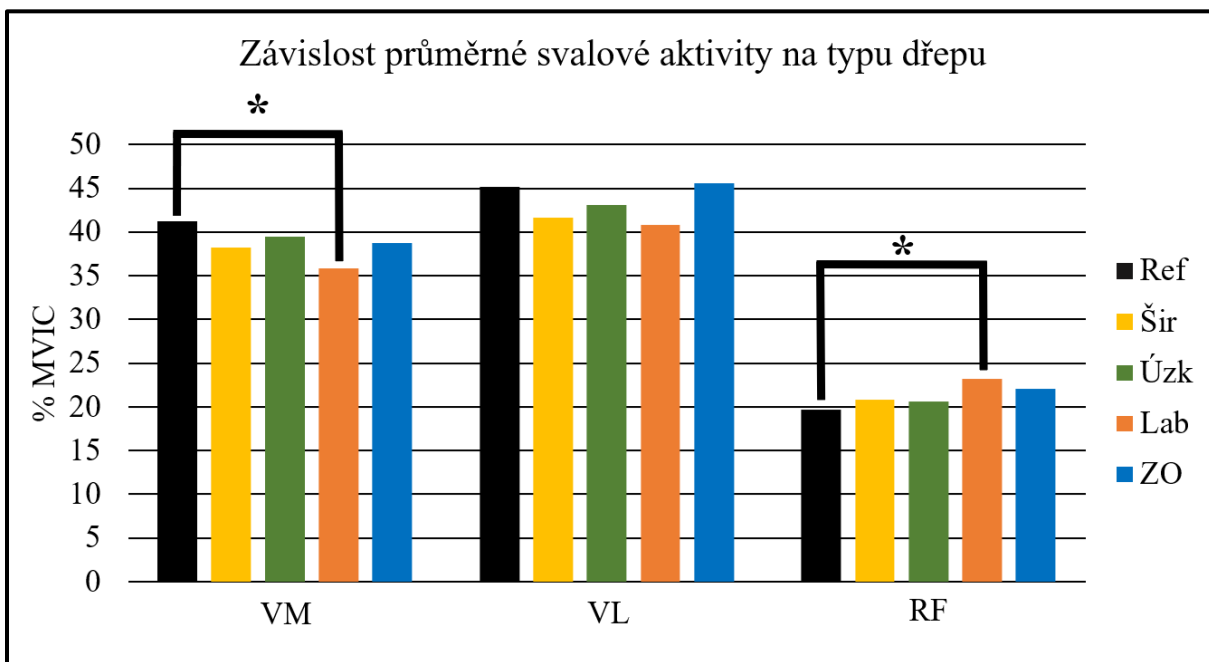
Referenční dřep (% MVIC)			n = 8	Porovnávaná aktivita (% MVIC)			
Sval	SD	Průměr	p	Průměr	SD	Sval	Dřep
VM	16,14	41,39	0,07	38,27	16,68	VM	Široký
VL	15,40	45,43	0,16	41,65	14,05	VL	
RF	8,13	19,61	0,33	20,85	7,12	RF	
VM	16,14	41,39	0,16	39,51	15,18	VM	Úzký
VL	15,40	45,43	0,26	43,07	14,64	VL	
RF	8,13	19,61	0,67	20,66	6,58	RF	
VM	16,14	41,39	0,03	35,84	13,14	VM	Labilní
VL	15,40	45,43	0,09	40,78	12,21	VL	
RF	8,13	19,61	0,03	23,25	8,14	RF	
VM	16,14	41,39	0,67	38,73	14,55	VM	ZO
VL	15,40	45,43	0,89	45,57	13,61	VL	
RF	8,13	19,61	0,12	22,07	7,64	RF	

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance (tučně jsou hodnoty statisticky signifikantní, tzn. $p \leq 0,05$), VM – musculus vastus medialis, VL – musculus vastus lateralis, RF – musculus rectus femoris, ZO – dřep se zavřenými očima

Tabulka 2 Popisná statistika průměrů svalových aktivit při porovnání referenčního dřepu s labilním v rámci 7 fází pohybu

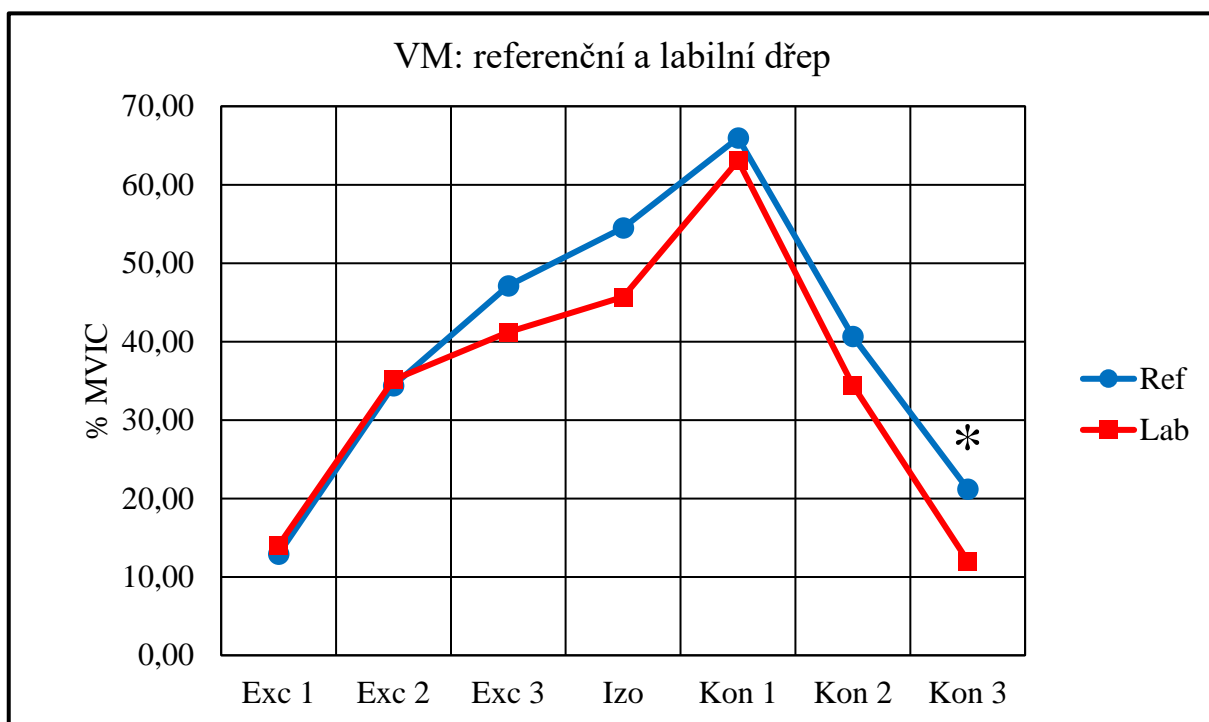
Referenční dřep (% MVIC)				n = 8	Labilní dřep (% MVIC)			
Sval	Fáze	SD	Průměr	p	Průměr	SD	Fáze	Sval
VM	Exc 1	6,80	12,92	0,33	14,03	6,84	Exc 1	VM
	Exc 2	15,13	34,40	0,89	35,11	15,51	Exc 2	
	Exc 3	15,87	47,11	0,07	41,21	14,71	Exc 3	
	Izo	25,12	54,51	0,07	45,71	19,90	Izo	
	Kon 1	24,00	65,97	0,12	63,08	25,23	Kon 1	
	Kon 2	16,96	40,67	0,07	34,46	12,00	Kon 2	
	Kon 3	10,87	21,23	0,03	12,04	6,78	Kon 3	
VL	Exc 1	14,55	21,20	0,48	19,38	9,95	Exc 1	VL
	Exc 2	20,67	39,14	0,58	39,58	17,92	Exc 2	
	Exc 3	15,43	48,07	0,78	47,19	14,19	Exc 3	
	Izo	17,35	57,07	0,05	48,91	13,82	Izo	
	Kon 1	19,59	66,47	0,48	63,73	20,84	Kon 1	
	Kon 2	22,92	46,77	0,21	41,66	16,66	Kon 2	
	Kon 3	15,16	29,82	0,05	19,89	8,47	Kon 3	
RF	Exc 1	4,20	6,61	0,21	6,46	4,38	Exc 1	RF
	Exc 2	7,22	12,68	0,05	15,85	10,35	Exc 2	
	Exc 3	10,62	27,06	0,07	32,30	13,08	Exc 3	
	Izo	13,49	31,16	0,03	38,69	11,68	Izo	
	Kon 1	13,10	28,59	0,01	38,57	15,67	Kon 1	
	Kon 2	7,01	13,14	0,21	14,41	5,36	Kon 2	
	Kon 3	5,03	8,80	0,09	6,28	2,96	Kon 3	

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance (tučně jsou hodnoty statisticky signifikantní, tzn. $p \leq 0,05$), VM – musculus vastus medialis, VL – musculus vastus lateralis, RF – musculus rectus femoris, Exc 1 – iniciální excentrická fáze, Exc 2 – střední excentrická fáze, Exc 3 – terminální excentrická fáze, Izo – izometrická fáze, Kon 1 – iniciální koncentrická fáze, Kon 2 – střední koncentrická fáze, Kon 3 – terminální koncentrická fáze



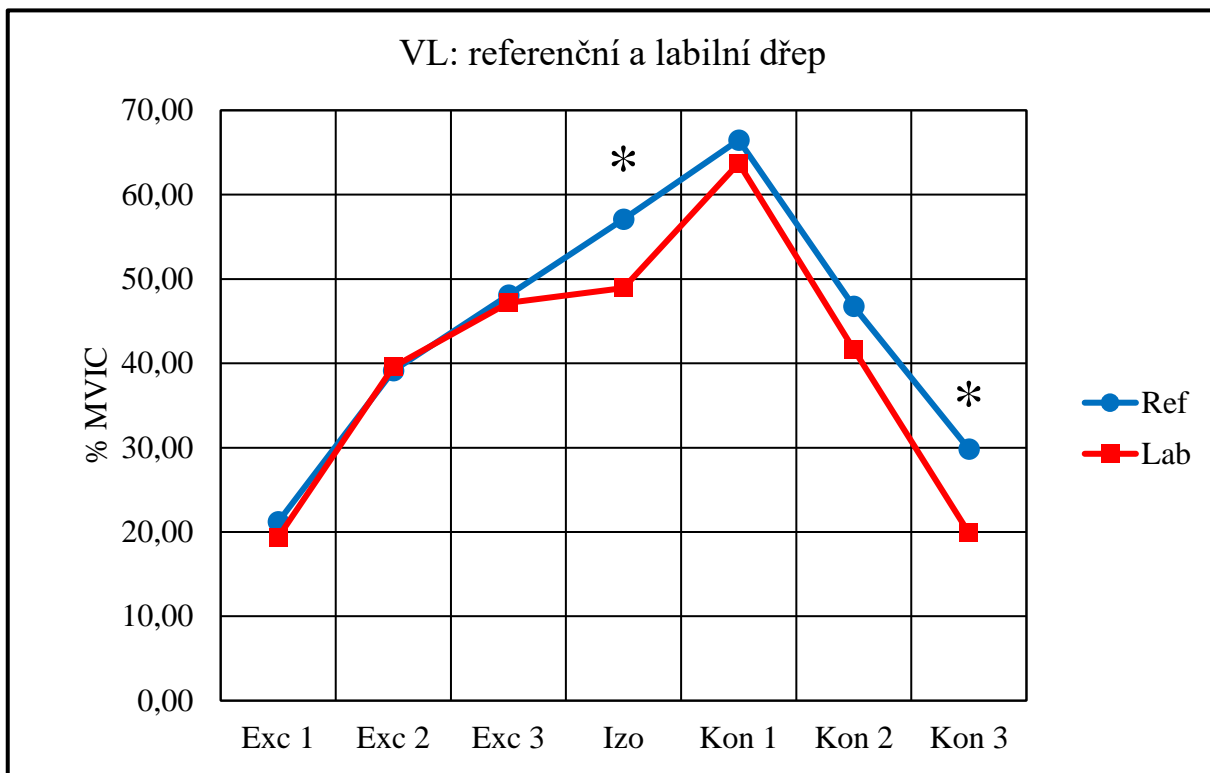
Obrázek 3 Závislost průměrné svalové aktivity na typu dřepu

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztážená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, VM – musculus vastus medialis, VL – musculus vastus lateralis, RF – musculus rectus femoris, Ref – referenční dřep, Šir – široký dřep, Úzk – úzký dřep, Lab – labilní dřep, ZO – dřep se zavřenýma očima, * – statisticky signifikantní rozdíl ($p \leq 0,05$)



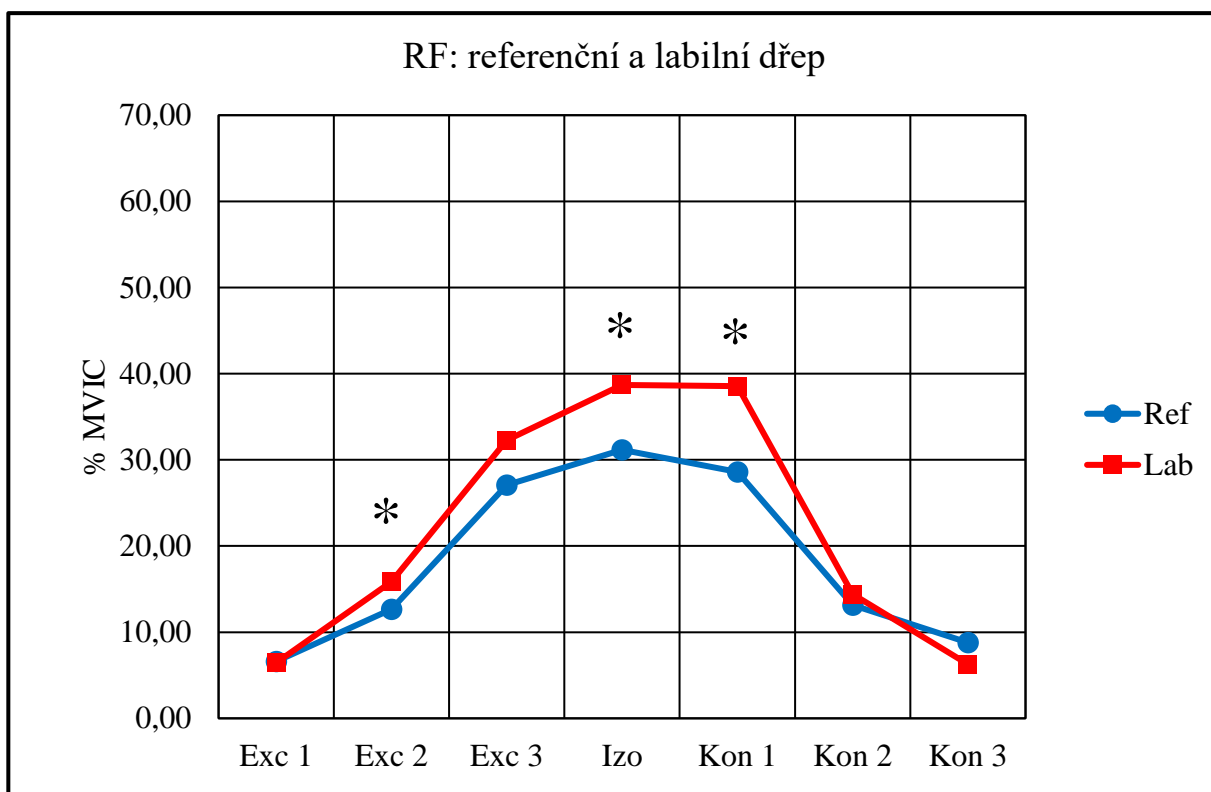
Obrázek 4 Porovnání aktivity musculus vastus medialis referenčního a labilního dřepu s rozlišením 7 fází pohybu

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztážená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, VM – musculus vastus medialis, Ref – referenční dřep, Lab – labilní dřep, * – statisticky signifikantní rozdíl ($p \leq 0,05$), Exc 1 – iniciální excentrická fáze, Exc 2 – střední excentrická fáze, Exc 3 – terminální excentrická fáze, Izo – izometrická fáze, Kon 1 – iniciální koncentrická fáze, Kon 2 – střední koncentrická fáze, Kon 3 – terminální koncentrická fáze



Obrázek 5 Porovnání aktivity musculus vastus lateralis referenčního a labilního dřepu s rozlišením 7 fází pohybu

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, VL – musculus vastus lateralis, Ref – referenční dřep, Lab – labilní dřep, * – statisticky signifikantní rozdíl ($p \leq 0,05$), Exc 1 – iniciální excentrická fáze, Exc 2 – střední excentrická fáze, Exc 3 – terminální excentrická fáze, Izo – izometrická fáze, Kon 1 – iniciální koncentrická fáze, Kon 2 – střední koncentrická fáze, Kon 3 – terminální koncentrická fáze



Obrázek 6 Porovnání aktivity musculus rectus femoris referenčního a labilního dřepu s rozlišením 7 fází pohybu

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, RF – musculus rectus femoris, Ref – referenční dřep, Lab – labilní dřep, * – statisticky signifikantní rozdíl ($p \leq 0,05$), Exc 1 – iniciální excentrická fáze, Exc 2 – střední excentrická fáze, Exc 3 – terminální excentrická fáze, Izo – izometrická fáze, Kon 1 – iniciální koncentrická fáze, Kon 2 – střední koncentrická fáze, Kon 3 – terminální koncentrická fáze

9.2 Předkopnutí

Tabulky 3 a 4 obsahují data popisné statistiky a hladiny statistické významnosti pro komparaci průměrných aktivit testovaných svalů (% MVIC). Údaje o porovnání předkopnutí vleže a vsedě bez rozdělení na fáze pohybu jsou uvedeny v Tabulce 3 a znázorněny grafem Obrázek 7 (s. 48). Data o podrobnější komparaci předkopnutí vleže a vsedě se nachází v Tabulce 4 (s. 47) a jsou vykreslena zvláště pro každý sval na grafech: m. vastus medialis – Obrázek 8 (s. 48), m. vastus lateralis – Obrázek 9 (s. 49) a m. rectus femoris – Obrázek 10 (s. 50) s rozlišením 7 fází pohybu (iniciální, střední a terminální koncentrická, izometrická a iniciální, střední a terminální excentrická).

Tabulka 3 Popisná statistika průměrů celkových svalových aktivit při porovnání předkopnutí vleže a vsedě

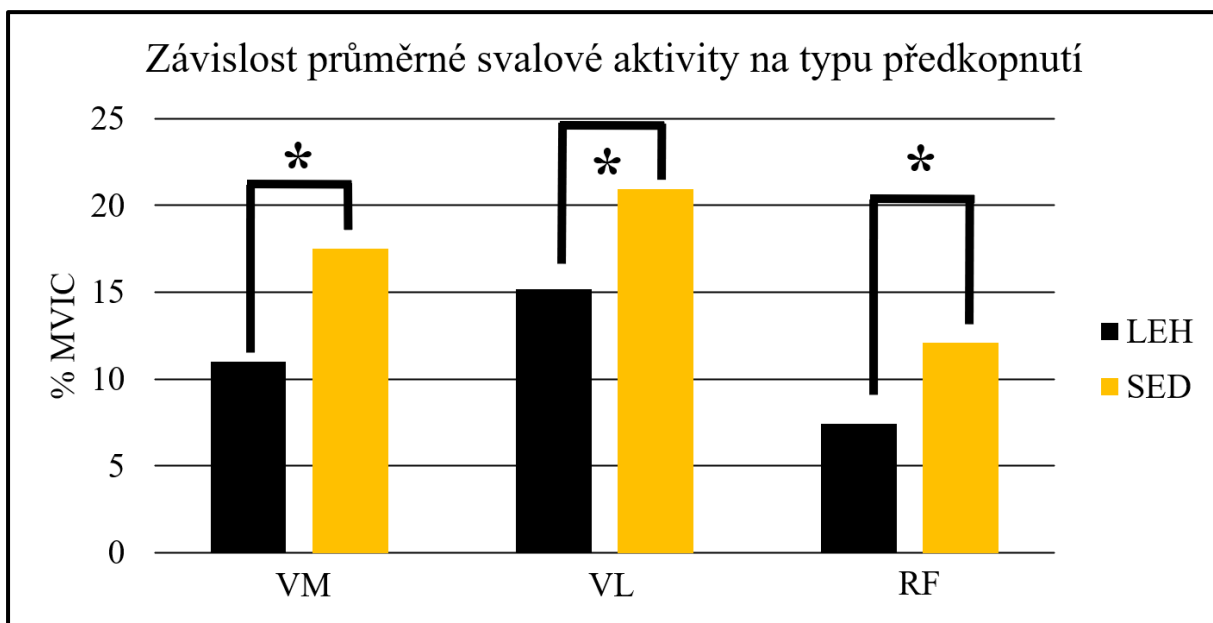
Předkopnutí vleže (% MVIC)			n = 8	Předkopnutí vsedě (% MVIC)		
Sval	SD	Průměr	p	Průměr	SD	Sval
VM	5,66	10,99	0,04	17,51	10,90	VM
VL	7,95	15,18	0,05	20,94	10,60	VL
RF	2,17	7,41	0,05	12,11	8,90	RF

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance (tučně jsou hodnoty statisticky signifikantní, tzn. $p \leq 0,05$), VM – musculus vastus medialis, VL – musculus vastus lateralis, RF – musculus rectus femoris

Tabulka 4 Popisná statistika průměrů svalových aktivit při porovnání předkopnutí vsedě a vleže s rozlišením 7 fází pohybu

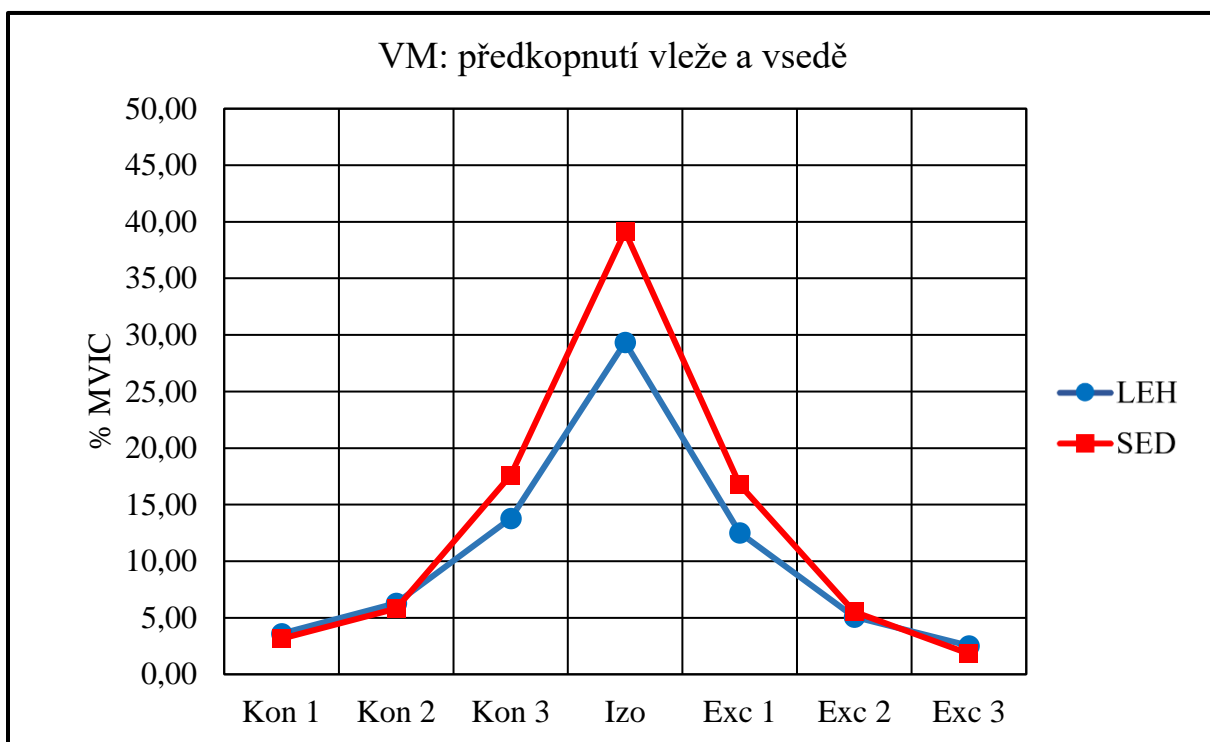
Předkopnutí vleže (% MVIC)				n = 8	Předkopnutí vsedě (% MVIC)			
Sval	Fáze	SD	Průměr	p	Průměr	SD	Fáze	Sval
VM	Kon 1	1,63	3,61	0,40	3,15	2,25	Kon 1	VM
	Kon 2	2,86	6,30	0,89	5,82	3,32	Kon 2	
	Kon 3	9,08	13,80	0,12	17,60	5,77	Kon 3	
	Izo	18,35	29,34	0,33	39,13	24,86	Izo	
	Exc 1	8,31	12,51	0,07	16,76	8,98	Exc 1	
	Exc 2	3,10	5,09	0,89	5,53	3,91	Exc 2	
	Exc 3	1,59	2,52	0,12	1,82	1,45	Exc 3	
VL	Kon 1	2,36	5,43	0,16	4,39	1,67	Kon 1	VL
	Kon 2	4,27	8,84	0,48	7,51	2,96	Kon 2	
	Kon 3	13,99	20,74	0,40	22,71	9,85	Kon 3	
	Izo	22,54	37,52	0,16	47,20	24,07	Izo	
	Exc 1	8,00	16,12	0,09	20,55	6,72	Exc 1	
	Exc 2	5,69	8,16	0,58	7,50	3,59	Exc 2	
	Exc 3	4,62	4,60	0,09	1,70	0,93	Exc 3	
RF	Kon 1	0,85	2,30	0,01	4,02	1,76	Kon 1	RF
	Kon 2	2,26	4,64	0,01	8,11	4,00	Kon 2	
	Kon 3	3,54	9,37	0,07	14,26	8,79	Kon 3	
	Izo	6,39	17,21	0,33	22,84	16,80	Izo	
	Exc 1	3,83	9,34	0,48	10,98	9,01	Exc 1	
	Exc 2	2,20	4,77	0,33	6,68	6,23	Exc 2	
	Exc 3	1,10	2,19	0,48	1,94	0,91	Exc 3	

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, p – hladina signifikance (tučně jsou hodnoty statisticky signifikantní, tzn. $p \leq 0,05$), VM – musculus vastus medialis, VL – musculus vastus lateralis, RF – musculus rectus femoris, Kon 1 – iniciální koncentrická fáze, Kon 2 – střední koncentrická fáze, Kon 3 – terminální koncentrická fáze, Izo – izometrická fáze, Exc 1 – iniciální excentrická fáze, Exc 2 – střední excentrická fáze, Exc 3 – terminální excentrická fáze



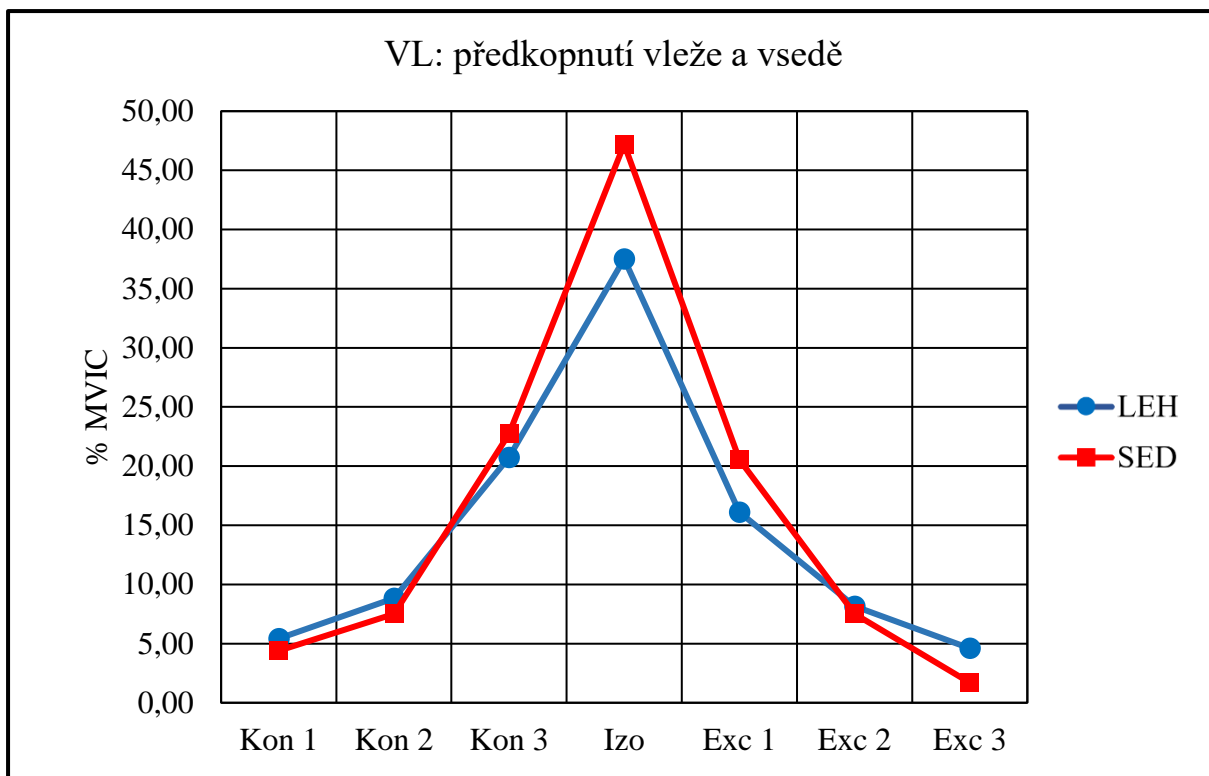
Obrázek 7 Závislost průměrné svalové aktivity na typu předkopnutí

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, VM – musculus vastus medialis, VL – musculus vastus lateralis, RF – musculus rectus femoris, LEH – předkopnutí vleže, SED – předkopnutí vsedě, * – statisticky signifikantní rozdíl ($p \leq 0,05$)



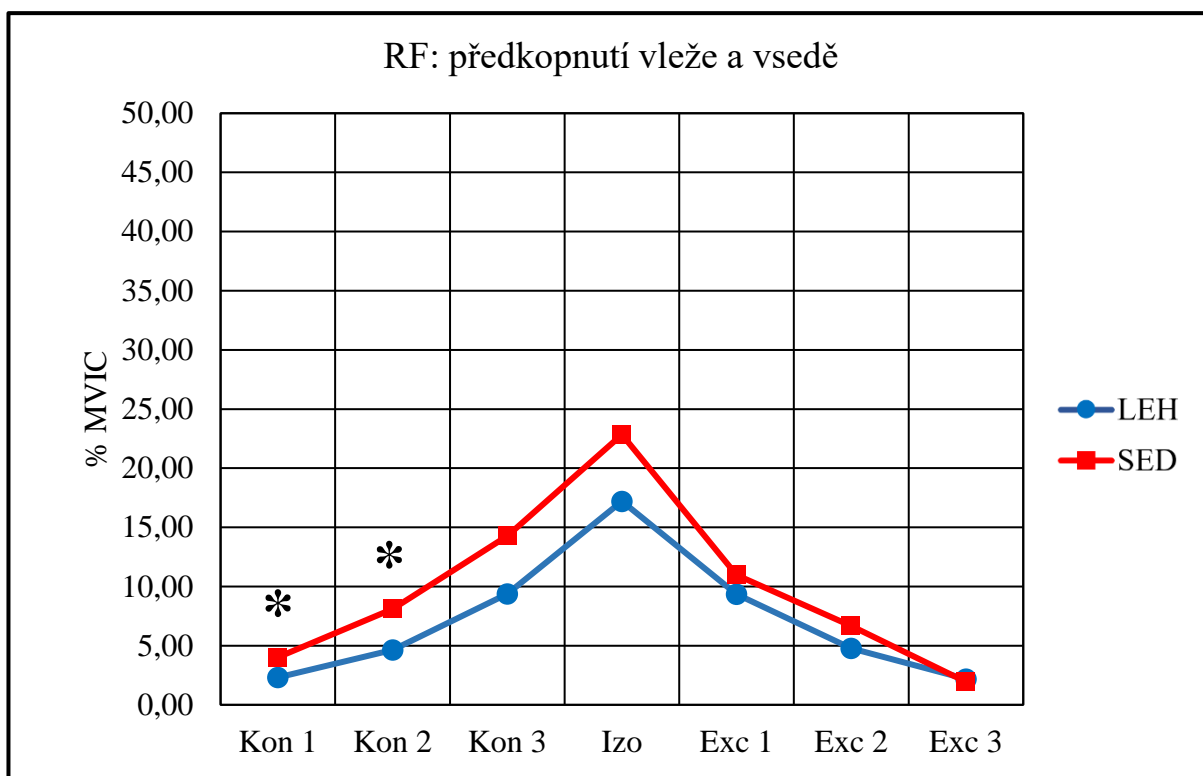
Obrázek 8 Porovnání aktivity musculus vastus medialis u předkopnutí vleže a vsedě s rozlišením 7 fází pohybu

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, VM – musculus vastus medialis, LEH – předkopnutí vleže, SED – předkopnutí vsedě, * – statisticky signifikantní rozdíl ($p \leq 0,05$), Kon 1 – iniciální koncentrická fáze, Kon 2 – střední koncentrická fáze, Kon 3 – terminální koncentrická fáze, Izo – izometrická fáze, Exc 1 – iniciální excentrická fáze, Exc 2 – střední excentrická fáze, Exc 3 – terminální excentrická fáze



Obrázek 9 Porovnání aktivity musculus vastus lateralis u předkopnutí vleže a vsedě s rozlišením 7 fází pohybu

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, VL – musculus vastus lateralis, LEH – předkopnutí vleže, SED – předkopnutí vsedě, * – statisticky signifikantní rozdíl ($p \leq 0,05$), Kon 1 – iniciální koncentrická fáze, Kon 2 – střední koncentrická fáze, Kon 3 – terminální koncentrická fáze, Izo – izometrická fáze, Exc 1 – iniciální excentrická fáze, Exc 2 – střední excentrická fáze, Exc 3 – terminální excentrická fáze



Obrázek 10 Porovnání aktivity musculus rectus femoris u předkopnutí vleže a vsedě s rozlišením 7 fází pohybu

Legenda: % MVIC – svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce, RF – musculus rectus femoris, LEH – předkopnutí vleže, SED – předkopnutí vsedě, * – statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$), Kon 1 – iniciační koncentrická fáze, Kon 2 – střední koncentrická fáze, Kon 3 – terminální koncentrická fáze, Izo – izometrická fáze, Exc 1 – iniciační excentrická fáze, Exc 2 – střední excentrická fáze, Exc 3 – terminální excentrická fáze

9.3 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení

9.3.1 Hypotézy pro dřep

Hypotézu **H₀₁**: „Průměrná aktivita svalů *vastus medialis, lateralis a rectus femoris* dominantní dolní končetiny naměřená při referenčním dřepu se neliší od jeho čtyř variant: úzký dřep, široký dřep, labilní dřep a dřep se zavřenýma očima.“ lze zamítnout pro: m. *vastus medialis* a m. *rectus femoris* ($p = 0,03$) při labilním dřepu. Hypotézu **H₀₁** lze přijmout pro: m. *vastus lateralis* při labilním dřepu a pro svaly: *vastus medialis, lateralis a rectus femoris* při variantách dřepu: úzký, široký a se zavřenýma očima (viz Tab. 1, s. 41).

Hypotézu **H_{A1}**: „Průměrná aktivita svalů *vastus medialis, lateralis a rectus femoris* dominantní dolní končetiny naměřená při referenčním dřepu se liší od jeho čtyř variant: úzký dřep, široký dřep, labilní dřep a dřep se zavřenýma očima.“ lze přijmout pro: m. *vastus medialis* a m. *rectus femoris* ($p = 0,03$) při labilním dřepu (viz Tab. 1, s. 41).

Hypotézu **H₀₂**: „Průměrná aktivita svalů *vastus medialis, lateralis a rectus femoris* dominantní dolní končetiny naměřená při referenčním dřepu se neliší od labilního dřepu v rámci sedmi fází pohybu (I. iniciální excentrická fáze, II. střední excentrická fáze, III. konečná excentrická fáze, IV. izometrická fáze, V. iniciální koncentrická fáze, VI. střední koncentrická fáze a VII. konečná koncentrická fáze).“ lze zamítnout pro: m. *vastus medialis* ($p = 0,03$) při konečné koncentrické fázi, m. *vastus lateralis* při izometrické ($p = 0,05$) a konečné koncentrické ($p = 0,05$) fázi a m. *rectus femoris* při střední excentrické ($p = 0,05$), izometrické ($p = 0,03$) a iniciální koncentrické ($p = 0,01$) fázi. Hypotézu **H₀₂** lze přijmout pro: m. *vastus medialis* při všech excentrických fázích, izometrické a iniciální i střední koncentrické fázi, m. *vastus lateralis* při všech excentrických fázích a iniciální i střední koncentrické fázi a m. *rectus femoris* při iniciální a terminální excentrické a střední i terminální koncentrické fázi (viz Tab. 2, s. 42).

Hypotézu **H_{A2}**: „Průměrná aktivita svalů *vastus medialis, lateralis a rectus femoris* dominantní dolní končetiny naměřená při referenčním dřepu se liší od labilního dřepu v rámci sedmi fází pohybu (I. iniciální excentrická fáze, II. střední excentrická fáze, III. konečná excentrická fáze, IV. izometrická fáze, V. iniciální koncentrická fáze, VI. střední koncentrická fáze a VII. konečná koncentrická fáze).“ lze přijmout pro: m. *vastus medialis* ($p = 0,03$) při konečné koncentrické fázi, m. *vastus lateralis* při izometrické ($p = 0,05$) a konečné koncentrické ($p = 0,05$) fázi a m. *rectus femoris* při střední excentrické ($p = 0,05$), izometrické ($p = 0,03$) a iniciální koncentrické ($p = 0,01$) fázi (viz Tab. 2, s. 42).

9.3.2 Hypotézy pro izolovanou extenzi v kolenním kloubu (předkopnutí)

Hypotézu **H₀₃**: „Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při předkopnutí vleže na zádech se neliší od předkopnutí vsedě.“ lze zamítnout pro všechny měřené svaly: m. vastus medialis ($p = 0,04$), m. vastus lateralis ($p = 0,05$) a m. rectus femoris ($p = 0,05$) (viz Tab. 3, s. 46).

Hypotézu **H_{A3}**: „Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při předkopnutí vleže na zádech se liší od předkopnutí vsedě.“ lze přijmout pro všechny měřené svaly: m. vastus medialis ($p = 0,04$), m. vastus lateralis ($p = 0,05$) a m. rectus femoris ($p = 0,05$) (viz Tab. 3, s. 46).

Hypotézu **H₀₄**: „Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při předkopnutí vleže na zádech se neliší od předkopnutí vsedě v rámci sedmi fází pohybu (I. iniciální koncentrická fáze, II. střední koncentrická fáze, III. konečná koncentrická fáze, IV. izometrická fáze, V. iniciální excentrická fáze, VI. střední excentrická fáze a VII. konečná excentrická fáze).“ lze zamítnout pro: m. rectus femoris při iniciální a střední koncentrické fázi ($p = 0,01$). Hypotézu **H₀₄** lze přijmout pro: m. vastus medialis a lateralis při všech fázích pohybu a m. rectus femoris při terminální koncentrické, izometrické a všech excentrických fázích pohybu (viz Tab. 4, s. 47).

Hypotézu **H_{A4}**: „Průměrná aktivita svalů vastus medialis, lateralis a rectus femoris dominantní dolní končetiny naměřená při předkopnutí vleže na zádech se liší od předkopnutí vsedě v rámci sedmi fází pohybu (I. iniciální koncentrická fáze, II. střední koncentrická fáze, III. konečná koncentrická fáze, IV. izometrická fáze, V. iniciální excentrická fáze, VI. střední excentrická fáze a VII. konečná excentrická fáze).“ lze přijmout pro: m. rectus femoris při iniciální a střední koncentrické fázi ($p = 0,01$) (viz Tab. 4, s. 47).

10 Diskuse

10.1 Svalová aktivita při dřepu

Kritérií majících potenciál ovlivnit svalovou aktivitu při tomto cviku je celá řada. Patří mezi ně například: velikost a umístění zátěže, hloubka dřepu, šířka stoje, rotace chodidel, rychlost pohybu, stabilita a svalová únava (Schoenfeld, 2010, s 3497, Aspe a Swinton, 2014, s. 2827–2836).

10.1.1 Velikost zátěže

Ve výsledcích studie autorů Li, Cao a Chen (2012, s. 1349–1353) je uvedeno, že m. soleus, m. vastus medialis (dále jen „VM“), m. gluteus maximus a m. erector spinae (lumbální část) při dřepu významně zvyšují svoji aktivitu se zvětšující se hmotností externího závaží (představeno činkou o hmotnosti 30 % nebo 60 % maximální váhy, kterou je proband schopen při silovém výkonu správnou technikou zvednout; dále jen „RM“, z angl. repetition maximum). U m. vastus lateralis (dále jen „VL“), m. rectus femoris (dále jen „RF“) a m. gluteus medius je popsán stejný trend, avšak odlišnosti zde nejsou ve všech případech statisticky významné. Naproti tomu m. biceps femoris nevykazuje dostatečné rozdíly v aktivitě. Podobné výsledky uvádí autoři McCaw a Melrose (1999, s. 428–436). U svalů RF, VM i VL nachází v průměru o 20 % vyšší aktivitu při dřepu s těžším závažím (75 % RM) vzhledem k 60 % RM. Obdobně jako zmíněné hlavy kvadricepsu se v tomto případě chová i m. adductor longus. Při 75 % RM se zapojuje o 28 % více.

10.1.2 Umístění zátěže

K nejpoblárnějších variantám dřepu se zátěží patří čelní (front squat) a zadní (back squat) (definováno v kapitole č. 4.1.1., s. 25). Yavuz et al. (2015, s. 1058–1066) tyto dvě verze ve své studii srovnávají. Zabývají se aktivitou svalů: VL, VM, RF, semitendinosus, biceps femoris, gluteus maximus a erector spinae. Uvádějí, že VM je celkově u čelního dřepu významně aktivnější než u zadního (varianta high bar). U m. semitendinosus je naproti tomu situace opačná, avšak se statistickou významností pouze u vzestupné části pohybu. Probandi jsou v rámci tohoto výzkumu při zadním dřepu schopni zvednout významně těžší závaží, což je v souladu s výsledky studie autorů Gullett et al. (2009, s. 284–292). Protože testované svaly vykazují stejnou aktivitu během čelního dřepu (s menší zátěží) a zadního (s větší zátěží), předpokládá se, že rovnocenného efektu tréninku lze čelním dřepem docílit při nižší kompresi

páteře, tibiofemorálního i patelofemorálního skoubení. Tato informace může znamenat výhodu cvičení čelních dřepů oproti zadním kvůli jejich nižšímu potenciálu způsobit zranění.

Existují i studie zabývající se méně obvyklým umístěním zátěže jako například při dřepu s činkou ve vzpažení (dále jen „OS“, z angl. overhand squat). Autoři Aspe a Swinton (2014, s. 2827–2836) ve své studii tuto variantu srovnávají s dřepem zadním (high bar). Uvádí, že výhodou zadního dřepu je možnost aplikace hmotnějšího závaží díky vyšší stabilitě činky, což má za následek intenzivnější zapojení hlavních agonistů tohoto pohybu. Navíc vyvrací hypotézu, že u OS dojde k zásadnímu navýšení aktivity svalů trupu z důvodu nutnosti stabilizovat labilnější umístění činky. Výsledky studie sice poukazují na statisticky významně vyšší zapojení m. rectus abdominis a obliquus externus, avšak tyto rozdíly jsou vzhledem k jejich maximální volní kontrakci zanedbatelné. Tyto cviky tedy pravděpodobně nemají praktické využití při posilování zmíněných břišních svalů. M. erector spinae nevykazuje rozdílnou celkovou aktivitu u zmiňovaných variant dřepu, avšak při descendentní fázi OS se zapojuje statisticky významně více. Je však nutno podotknout, že díky výše zmíněné kapacitě cvičících zvládnout zadní dřep s těžším závažím je při něm možné vyvinout výrazně větší aktivitu nejen u agonistů dolních končetin, ale i m. erector spinae.

Rozdíly mezi high bar a low bar variantami zadního dřepu popisují Glassbrook et al. (2017, s. 2618–2634). Uvádí, že za účelem udržení těžiště nad opěrnou bází jsou u těchto silových cviků nutné odlišné pohybové strategie. Ty se manifestují rozdílnými úhly v kloubech dolních končetin a tím pádem i pozměněnou svalovou aktivitou. Při high bar dřepu obecně dochází k markantnější flexi v kolenních kloubech, menší flexi v kyčelních a trup při něm zaujímá více vertikální postavení. Pro low bar dřep je charakteristická zvětšená flexe v kyčelním kloubu související s markantnějším předklonem trupu. Odpovědí je zvýšení aktivity vzpřimovačů páteře a gluteálních svalů. Naproti tomu u high bar dřepu se více zapojuje m. quadriceps femoris.

10.1.3 Hloubka dřepu

Dřepy lze vykonávat v různě velkém rozsahu pohybu. Jako měřítko jejich hloubky se obvykle užívá velikost flexe v kolenním kloubu, dle které lze tento cvik rozdělit na tři skupiny: částečný dřep (do 40 °), paralelní dřep (do 70 ° až 100 °) a hluboký dřep (100 ° a víc). Nejedná se však o standardizované dělení, což může být důvodem odlišností v názvosloví v odborné literatuře (Schoenfeld, 2010, s. 3497). Autoři Caterisano et al. (2002, s. 428–432) uvádí, že VM, VL a biceps femoris se zapojují u všech tří zmíněných typů dřepu ve stejném poměru. U m.

gluteus maximus je situace odlišná. Vůči ostatním svalům statisticky významně zvyšuje svůj podíl na celkové aktivitě se zvětšující se maximální hloubkou dřepu, konkrétně při ascendentní fázi pohybu. Autoři Hammond et al. (2016, s 57–67) uvádí, že rozdíly v zapojení VM a VL mezi paralelním a hlubokým dřepem jsou zanedbatelné, avšak v obou případech vykazují signifikantně vyšší aktivitu než při dřepu částečném. Stejná situace je i u m. biceps femoris, nicméně při porovnání s vasty se zapojuje výrazně méně. Rozpor s výsledky předchozí studie je u m. gluteus maximus. Hammond et al. (2016, s 57–67) totiž doplňují, že je tento sval neaktivnější při ascendentní fázi paralelního dřepu, a to statisticky významně více než u dřepu hlubokého i částečného. Jako možné vysvětlení autoři uvádí roli vazivových struktur svalu, které nejvíce působí proti protažení svalu ke konci rozsahu pohybu (maximální flexe kyčle), což může snížit požadavky na jeho aktivitu při hlubokém dřepu.

V rámci měření pro tuto diplomovou práci byla za účelem snížení rizika variability dat dodržována jednotná hloubka dřepu (konkrétně s maximální flexí v kolenním kloubu rovnou přibližně 105 °), přestože uvedené studie neprokazují závislost průměrné aktivity VM, VL a RF na tomto parametru.

10.1.4 Šířka stoje

Autoři McCaw a Melrose (1999, s. 428–436) ve své studii porovnávají aktivitu svalů u paralelních dřepů o šířce stoje: rovné 75 %, 100 % a 140 % biakromiální vzdálenosti. Uvádí, že mezi těmito variantami u RF, VL a VM neexistují rozdíly v zapojení. U vastů lze tento jev vysvětlit tím, že se jedná o svaly jednokloubové. Pozice kyčelních kloubů u nich nemá vliv na vzdálenost začátku od úponu, což je zásadním faktorem při rekrutování svalových skupin. Absence signifikantních rozdílů u m. rectus femoris poukazuje na nedostatečný efekt jakýchkoliv změn jeho délky v závislosti na šířce stoje. Podobné výsledky ve své studii prezentují i autoři Horsak et al. (2014, s. 8–21). Nenachází signifikantní vliv šířky stoje na aktivitu svalů VM, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis u dřepu v běžné i balanční obuvi. Studie se však mezi sebou liší v detekci statisticky významného rozdílu činnosti m. gluteus maximus. Zatímco výzkum Horsak et al. (2014, s. 8–21) u tohoto svalu v závislosti na šířce stoje odlišnosti neodhaluje, v případě autorů McCaw a Melrose (1999, s. 428–436) je tomu jinak. M. gluteus maximus zde vykazuje signifikantně vyšší aktivitu při dřepu o šířce stoje rovné 140 % biakromiální vzdálenosti vzhledem k 75 %. Ve studii je uvedeno, že to může být důsledkem jiné míry protažení svalu způsobené odlišnou pozicí v kyčelním kloubu. Větší šířka stoje při dřepu je příčinou přiblížení začátku m. gluteus maximus k úponu, což redukuje jeho

schopnost produkovat tenzi. V rámci kompenzace tím pádem dochází k rekrutování více motorických jednotek mající za následek vyšší hodnotu naměřenou pomocí EMG.

Výsledky porovnání průměrné aktivity VM, VL a RF referenčního dřepu s úzkým a širokým (rozestupy chodidel rovné 100 %, 75 % a 125 % biakromiální vzdálenosti) v této diplomové práci souhlasí s výše uvedenými studiemi. Statistické vyhodnocení neodhalilo žádné signifikantní rozdíly (viz Tab. 1, s. 41 a Obr. 3, s. 43). Lze tedy konstatovat, že šířka stoje nemá měřitelný vliv na činnost těchto svalů.

10.1.5 Labilita stoje

Vlivem lability na aktivitu muskulatury při dřepu se ve své studii zabývají například autoři Anderson a Behm (2005, s. 33–45). Analyzují zapojení svalů: soleus, VL, biceps femoris, laterální skupina břišních svalů (transversus, obliquus internus a externus abdominis) a m. erector spinae při třech různých úrovních lability: nestabilní (zadní dřep na dvou balančních čočkách s obouřční činkou), stabilní (bez balančních čoček) a nejstabilnější (dřep s využitím Smithova přístroje, který znemožňuje titubace obouřční činky). Výsledky studie demonstrují, že dochází k postupnému narůstání aktivity svalů trupu a m. soleus se zvyšující se labilitou, přičemž nestabilní dřep vykazuje signifikantně vyšší zapojení těchto svalů vzhledem k oběma zbývajícím variantám. Autoři studie uvádí, že vyšší aktivita jmenovaných svalů potvrzuje jejich zásadní roli při stabilizaci těla, což opodstatňuje využití nestabilního dřepu při jejich tréninku. M. biceps femoris nevykazuje žádné významné rozdíly při zmíněných variantách cviku, z čehož autoři vyvozují přítomnost pouze minimálního vlivu lability na aktivitu ischiokrurálních svalů. U VL je pozorováno signifikantně vyšší zapojení při nejstabilnějším typu dřepu. Jako možné vysvětlení autoři uvádí odlišnou pohybovou strategii vyvolanou fixací činky Smithovým přístrojem.

Odlišné výsledky přináší studie od autorů Maior et al. (2009, s. 121–129). Popisuje vliv balanční plošiny na aktivitu VL, VM a RF. Stejně jako v předchozí studii je zde využit Smithův přístroj (pro oporu činky), tentokrát však jak u stabilního, tak nestabilního dřepu. Výsledky odhalují signifikantně vyšší aktivaci všech měřených hlav kvadricepsu při dřepu na nestabilní plošině. Odlišnosti u VL vzhledem ke studii Andersona a Behma (2005, s. 33–45) autoři zdůvodňují tím, že v předchozí studii je využita jiná verze nestabilního dřepu: bez Smithova přístroje.

Vlivem balanční plošiny na aktivitu svalů: soleus, VL, VM, RF, biceps femoris, gluteus maximus i medius a erector spinae při dřepu se zabývají také autoři Li, Cao a Chen (2012, s.

1349–1353). Na rozdíl od předchozí studie (Maior et al. 2009, s. 121–129) zde není využit Smithův přístroj pro oporu činky. Výsledky tohoto výzkumu jsou opět odlišné. Žádný z uvedených svalů nevykazuje statisticky významný rozdíl v aktivitě v závislosti na přítomnosti balanční plošiny. To platí při dřepu bez závaží i s činkou o hmotnosti 30 % nebo 60 % maximální váhy, kterou je proband schopen při silovém výkonu správnou technikou zvednout. Autoři uvádí, že absence signifikantních rozdílů zde může být způsobena značnou trénovaností subjektů (testovaná skupina se věnovala silovému cvičení v průměru 3 roky). Předpokládají, že zkušené osoby mívají relativně vysokou úroveň kontroly stability těla při provádění dřepu, a proto u nich nestabilní podmínky nemusí způsobit měřitelné navýšení svalové aktivity.

V pozdější studii autoři Horská et al. (2014, s. 8–21) zkoumají vliv stability na zapojení svalů: VM, tibialis anterior, gluteus maximus a gastrocnemius medialis u dřepů s rozdílnou šířkou stoje. Stabilita je v této studii podmíněna dvěma typy obuvi: běžná a balanční. Ta má tzv. „houpací podrážku“. Její konvexní tvar zajišťuje, že je vždy v kontaktu s podlahou pouze minimálně velkou plochou. Zatímco šířka stoje u tohoto výzkumu nemá signifikantní vliv, rozdíly mezi aktivací svalů v závislosti na použité obuvi existují. Konkrétně svaly VM a tibialis anterior se zapojují signifikantně více u dřepu v balanční obuvi vzhledem k běžné. Právě snížení stability chodidla směrem do plantární i dorsální flexe způsobené konvexním tvarem podrážky balanční obuvi má podle autorů za následek vyšší aktivitu m. tibialis anterior. Zároveň jim připadá logické, že by se m. gastrocnemius medialis měl chovat podobně, avšak statisticky signifikantní rozdíl zde pozorován není. Pravděpodobnou příčinou je vysoká variabilita dat (směrodatná odchylka). Zvýšení aktivity VM je podle autorů dalším mechanismem pro zvládnutí stability.

Výsledky měření v rámci této diplomové práce se neshodují s poznatky prezentovanými výše uvedenými studiemi. Při labilním dřepu (dále jen „LAB“), který se liší od referenčního (dále jen „REF“) pouze umístěním probanda každou nohou na pěnovou balanční podložku TheraBand měkkého typu, dochází ke snížení průměrné aktivity VM a VL. Pouze u prvního jmenovaného svalu tento rozdíl dosahuje statistické signifikance. Shodné podmínky působí opačně na RF. Při LAB se zapojuje statisticky významně více. Veškerá data komentovaná tímto odstavcem se nachází v Tabulce 1 (s. 41) a jsou vykreslená na grafu „Závislost průměrné svalové aktivity na typu dřepu“ (Obr. 3, s. 43).

Podrobnější analýza dat (Tab. 2, s. 42) odhaluje, které úseky pohybu nejvíce přispívají k odlišnostem (v průměrné aktivitě svalů) zmíněným v předchozím odstavci. Na třech grafech

(Obr. 4, s. 43, Obr. 5, s. 44 a Obr. 6, s. 45) popisujících zapojení jednotlivých hlav m. quadriceps femoris v průběhu REF a LAB lze tyto fáze (definované v kapitole č. 8.6., s. 39) lokalizovat. Obecně platí, že VM je charakterem své činnosti v rámci obou variant cviku velmi podobný VL. U těchto svalů je při srovnání iniciálních a středních excentrických fází dřepů patrný téměř shodný nárůst aktivity (úsečky znázorňující tento jev se v příslušných grafech překrývají). U VL onen trend pokračuje až do terminální excentrické fáze, zatímco VM se u LAB začíná zapojovat méně. V izometrické fázi se u obou svalů vyskytuje nižší aktivita při LAB, přičemž pouze u VL je tento rozdíl signifikantní. Přestože se zahájením koncentrické kontrakce zmíněná odlišnost v činnosti vastů mezi REF a LAB opět minimalizuje, postupně začne znovu narůstat, až v průběhu terminální koncentrické fáze dosáhne statistické signifikance.

REF a LAB ovlivňují činnost RF značně odlišným způsobem. Zatímco měřené vasty mají při LAB tendenci se zapojovat méně, u RF je situace opačná. Charakter křivek popisujících jeho aktivitu na grafu (Obr. 6, s. 45) je také viditelně odlišný. Markantní rozdíl v činnosti RF mezi zmíněnými variantami dřepu se objevuje už ve střední excentrické fázi. Postupně se zvyšuje, až dosáhne svého maxima při iniciální koncentrické kontrakci. Následně dochází k jeho rapidnímu snížení. Zajímavostí je, že v rámci terminální koncentrické fáze se dokonce objevuje jeho převrácení (aktivita svalu je zde u REF vyšší než u LAB). Statistické významnosti je však dosaženo pouze u střední excentrické, izometrické a iniciální koncentrické fáze kontrakce RF.

10.1.6 Ascendentní a descendentní fáze pohybu

Yavuz et al. (2015, s. 1058–1066) ve své studii hodnotí ascendentní (koncentrická kontrakce m. quadriceps femoris) a descendentní (excentrická kontrakce m. quadriceps femoris) fázi dřepů (čelní a zadní) zvlášť. Všechny měřené svaly: VL, VM, RF, semitendinosus, biceps femoris, gluteus maximus a erector spinae vykazují vyšší aktivitu u ascendentní fáze pohybu při porovnání s descendentní u obou testovaných typů dřepu. Z analýzy dat ovšem vyplývá, že ne ve všech případech tento rozdíl dosahuje statistické signifikance: VL, RF a erector spinae nevykazují dostatečně velké odlišnosti v aktivitě ani u jedné varianty dřepu. VM se významně více zapojuje v ascendentní fázi pouze u čelního dřepu a m. semitendinosus jen u zadního. Autoři se dle výsledků přiklání k hypotéze, že při cvičení může čelní dřep poskytnout lepší podmínky pro izolovanější aktivaci m. quadriceps femoris a zadní dřep pro ischiokrurální svaly.

Podobně Anderson a Behm (2005, s. 33–45) uvádí, že se při zadním dřepu téměř všechny měřené svalové skupiny: soleus, VL, biceps femoris, laterální skupina břišních svalů (transversus, obliquus internus a externus abdominis) a m. erector spinae (horní lumbální část) zapojují signifikantně více při ascendentní fázi pohybu vzhledem k descendentní. Výjimku zde tvoří pouze m. erector spinae (dolní lumbální část), kde odlišnost není dostatečně velká. Autoři doplňují, že zde tento sval funguje hlavně jako stabilizátor páteře, a proto se během obou fází dřepu kontrahuje především izometricky. Důsledkem je jeho nižší ovlivnitelnost fází pohybu. U m. erector spinae (horní lumbální část) a laterální skupiny břišních svalů by se dala očekávat podobná tendence, neboť také zastávají stabilizační funkci. Výsledky však potvrzují jejich signifikantní závislost činnosti na fázi dřepu. Autoři se u m. erector spinae (horní lumbální část) přiklání k vysvětlení, že je jeho zvýšené zapojení způsobené participací na extenzi trupu, která je potřebná k překonání působení závaží opačným směrem. Nárůst aktivity laterální skupiny břišních svalů při ascendentní fázi dřepu může být zdůvodněn zvýšenou potřebou generovat nitrobřišní tlak pro oporu páteře. Tato svalová skupina je neaktivnější při zahájení vzestupné fáze pohybu.

U m. quadriceps femoris dochází autoři McCaw a Melrose (1999, s. 428–436) k částečně odlišným výsledkům. Uvádí, že signifikantní rozdíl v aktivitě ze tří měřených povrchových hlav kvadricepsu je přítomen pouze u RF. Zapojuje se o 32 % více během vzestupné fáze zadního dřepu vzhledem k sestupné. Autoři doplňují, že tento výsledek může indikovat jeho selektivní rekrutování za účelem produkce silnějšího stahu, který je nutný k překonání gravitace při ascendentní fázi dřepu.

Protože cílem této diplomové práce není porovnat aktivitu měřených svalů mezi ascendentní a descendentní fází dřepu, související statistické ohodnocení zde není obsaženo. Orientačně se však lze pomocí údajů obsažených v Tabulce 2 (s. 42) s vykreslením na příslušných grafech (Obr. 4, s. 43, Obr. 5, s. 44 a Obr. 6, s. 45) k této problematice vyjádřit. Obecně platí, že první a poslední (iniciální excentrická a terminální koncentrická) spolu s druhou a předposlední (střední excentrická a koncentrická) hodnotou (popisující velikost průměrné svalové aktivity u fází pohybu odpovídajícím krajním dvěma třetinám ascendentní a descendentní části dřepu) jsou si velmi podobné. Tento jev je navíc u labilního dřepu v naprosté většině případů ještě výraznější než u referenčního. Zcela odlišná situace se však vyskytuje u měřených vastů mezi terminální excentrickou (descendentní) a iniciální koncentrickou (ascendentní) fází. Přestože obě odpovídají stejným úhlům v kolenním kloubu (definováno v kapitole č. 8.6., s. 39), aktivita u druhého zmíněného segmentu pohybu vždy výrazně

převyšuje ten první. Z toho lze odvodit, že při vzestupné části dřepu se vasty průměrně zapojují více než při sestupné. U RF je mezi terminální excentrickou a iniciální koncentrickou fází rozdíl při labilním dřepu také přítomen, avšak není natolik markantní jako u měřených vastů. Naopak u referenčního jsou si zmíněné hodnoty velmi podobné. Je proto možné konstatovat, že u této hlavy m. quadriceps femoris nejsou rozdíly mezi ascendentní a descendentní fází pohybu výrazné.

10.1.7 M. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. rectus femoris

Autoři Isear, Erickson a Worrell (1997, s. 532–539) porovnávají aktivitu (normalizovanou k maximální volní izometrické kontrakci: MVIC) mezi jednotlivými hlavami m. quadriceps femoris u paralelního dřepu bez externího závaží. Uvádí, že VM a VL jsou signifikantně aktivnější než RF v celém rozsahu pohybu. Tato data jsou do jisté míry odlišná od výsledků dřívější studie autorů Gryzlo et al. (1994, s. 36–43). Zde vyšší aktivita zmiňovaných dvou vastů vzhledem k RF dosahuje statistické významnosti pouze při ascendentní fází pohybu.

Ve zmíněných dvou studiích je dále uvedeno, že aktivita VM a VL si je vzájemně velmi podobná s tím, že VM se zapojuje více (rozdíl je v obou případech jen minimální) (Isear, Erickson a Worrell, 1997, s. 532–539; Gryzlo et al., 1994, s. 36–43).

Podobné výsledky u dřepu s externím závažím (činka ve Smithově přístroji o hmotnosti 12,5 kg) přináší i pozdější studie autorů Maior et al. (2009, s. 121–129). Zabývá se však vlivem balanční plošiny na aktivitu výše uvedených svalů, a proto v ohledu porovnání jejich činnosti mezi sebou neobsahuje statistické vyhodnocení. RF se zapojuje výrazně méně než oba vasty, přičemž VL opět vykazuje nižší aktivitu než VM. Tento jev je pozorován jak u stabilního, tak nestabilního dřepu. Autoři Yavuz et al. (2015, s. 1058–1066) stejný jev popisují i u čelního a zadního dřepu s maximální hmotností závaží.

Příčinou snížené aktivity RF vzhledem ke zmiňovaným vastům u dřepů je pravděpodobně fakt, že se jedná o sval dvoukloubový. Jeho funkcí je extenze kolenního kloubu a flexe v kyčli. Při dřepu však dochází vždy pouze k jednomu z těchto pohybů, zatímco druhý kloub koná pohyb opačný. Důsledkem je relativní neměnnost délky tohoto svalu a tím i jeho částečné znevýhodnění (Schoenfeld, 2010, s. 3497–3506).

Z výsledků této diplomové práce (viz Tab. 1, s. 41 a Obr. 3, s. 43) lze vyčíst, že VM vykazuje mírně nižší průměrnou aktivitu než VL, což platí u všech měřených variant dřepu. Stejně jako v uvedených studiích lze konstatovat, že činnost těchto dvou svalů si je vzájemně

velmi podobná. Zároveň platí, že se zapojují více (přibližně dvojnásobně) než RF. Je však nutno dodat, že tyto závěry nejsou postaveny na statistickém vyhodnocení.

10.1.8 Absence zrakové kontroly

Vlivem absence zrakové kontroly na provedení dřepu se nezabývají žádné nalezené odborné články. Nejblíže tématu je studie autorů Oliveira et. al. (2012, s. 261–266). Popisuje zapojení RF a tibialis anterior při stožení na dominantní dolní končetině v podřepu s flexí kolenního kloubu 30 °. Tento úkon je zde prováděn na nestabilní desce a balanční úseči. V obou případech vykazují zmíněné svaly vyšší aktivitu při zavřených očích vzhledem k otevřeným. U RF je tento rozdíl méně markantní. Zároveň nedosahuje statistické signifikance při využití balanční úseče. Z toho autoři vyvozují, že v rámci udržení stability ve statické pozici bez zrakové kontroly je jeho role při porovnání s muskulaturou hlezenního kloubu méně významná. Za podmínek vyžadujících pohyb tomu však může být jinak.

Výsledky porovnání průměrné aktivity VM, VL a RF mezi dřepem se zavřenými očima a referenčním v této diplomové práci neodhalují žádné signifikantní rozdíly (viz Tab. 1, s. 41 a Obr. 3, s. 43). Je tedy možné konstatovat, že absence zrakové kontroly nemá měřitelný vliv na činnost těchto svalů.

10.1.9 Úhel v kolenním kloubu

Závislost činnosti m. quadriceps femoris na úhlu v kolenním kloubu při paralelním dřepu s externím závažím popisují autoři McCaw a Melrose (1999, s. 428–436). Uvádí, že aktivita VL, VM a RF narůstá se zvyšujícím se úhlem flexe v koleni při descendentní fázi pohybu až do svého maxima, které se nachází při iniciální koncentrické kontrakci (90 °–60 ° flexe). V průběhu návratu těla zpět do výchozí pozice aktivita zmíněných svalů klesá. Autoři dále uvádí, že charakter EMG křivky je mezi vasty v rámci dřepu velmi podobný.

Obdobné výsledky se nachází i ve studii od autorů Isear, Erickson a Worrell (1997, s. 532–539). Potvrzují, že při paralelním dřepu bez využití externího závaží dosahují svaly VM (68 % MVIC) a VL (63 % MVIC) své maximální aktivace při iniciální koncentrické kontrakci. U RF je však situace odlišná. Je nejvíce činný při terminální excentrické a izometrické fázi pohybu (60 °–90 °; 48 % MVIC). Poté jeho aktivita začne strmě klesat (v tuto dobu je zapojení vasty nejmarkantnější). Autoři spekulují, že odlišné chování RF je způsobeno tím, že jde o sval dvoukloubový. Při ascendentní fázi dřepu probíhá extenze současně v kolenním i kyčelním kloubu. Právě v kyčelním však zmíněný sval funguje jako flexor, a proto by se jeho aktivita měla snížit – působil by zde antagonisticky.

Výsledky výzkumné části diplomové práce jsou ve většině ohledů podobné výše zmíněným studiím (viz Tab. 2, s. 42, Obr. 4, s. 43, Obr. 5, s. 44 a Obr. 6, s. 45). U všech měřených hlav m. quadriceps femoris průměrná aktivita v rámci jednotlivých fází narůstá mezi úhly flexe 0° – 105° (excentrická kontrakce), k dalšímu navýšení dojde při 105° izometrické fáze. Právě v tomto bodu se maximálně zapojuje RF. Naproti tomu VL a VM dosahují svého maxima až v intervalu 105° – 70° flexe (iniciální koncentrická kontrakce). Po zmíněných úsecích nejvyšší aktivity vždy začne její pokles, což platí pro všechny měřené svaly. Tento popis je pravdivý jak u referenčního, tak nestabilního dřepu.

10.2 Svalová aktivita při extenzi kolene

10.2.1 Koncentrická, izometrická a excentrická fáze, úhel v kolenním kloubu

Pincivero et al. (2006, s. 46–54) ve své studii popisují činnost svalů VM, VL a RF při extenzi v kolenním kloubu za využití externího odporu posilovacího přístroje. Pro aktivitu všech vyjmenovaných hlav kvadricepsu během pohybu je charakteristický: nárůst při koncentrické kontrakci, neměnnost při izometrické a pokles při excentrické. S výjimkou izometrické aktivity svalů, která ve studii nebyla měřena, jsou shodné výsledky popsány i ve dřívější studii od autorů Gryzlo et al. (1994, s. 36–43). Doplňují, že během úhlu flexe v intervalu 15° až 0° jsou VM a VL minimálně dvojnásobně aktivnější než při všech ostatních patnáctistupňových úsecích. Tento rozdíl je signifikantní. Přestože je autory pozorován podobný trend i u RF, nedosahuje zde statistické významnosti.

Podobný popis aktivity VM, VL a RF lze aplikovat i na výsledky měření v této diplomové práci, neboť také při koncentrické fázi narůstá, vrcholu dosahuje během izometrické a v průběhu excentrické klesá (viz Tab. 4, s. 47, Obr. 8, s. 48, Obr. 9, s. 49 a Obr. 10, s. 50). Tento jev je pravděpodobně způsoben závislostí nároků pro činnost m. quadriceps femoris (překonání gravitace v rámci extenze v koleni) na pozici bérce. S klesajícím úhlem flexe kolenního kloubu se totiž zvětšuje moment síly, který je gravitací zapříčiněn (působí kolmo k zemi z těžiště části dolní končetiny distálně od zmíněného kloubu) prodloužením ramene její síly.

10.2.2 Pozice vleže a vsedě

Vliv pozice vleže a vsedě při maximální izometrické kontrakci na aktivitu svalů VM, VL a RF je popsán ve studii autorů Maffiuletti a Lepers (2003, s. 1511–1516). Uvádí, že při pozici vsedě vykazují všechny měřené hlavy m. quadriceps femoris vyšší aktivitu než vleže. Zároveň doplňují, že při pozici vsedě jsou tyto svaly schopny produkovat silnější extenční moment síly v kolenním kloubu. Paradoxně, při jejich elektrické stimulaci je situace pro moment síly opačná: vsedě je nižší než vleže. Autoři upozorňují, že zmíněné dvě polohy v kyčelním kloubu mají vliv na aktivitu měřených vastů, přestože jejich délka zůstává nezměněná. Tento jev podle nich může být způsoben minulou zkušeností probandů se cvičením předkopnutí vsedě (posilovací přístroje neumožňují pozici vleže). Dřívější studie však při porovnání vlivu dvou zmiňovaných pozic nenachází signifikantní rozdíly (Hasler et. al., 1994, s. 355–361; Salzman A., Torburn L. a Perry J., 1993, s. 236–243).

Data v Tabulce 3 (s. 46) vykreslením na grafu „Závislost průměrné svalové aktivity na typu předkopnutí“ (Obr. 7, s. 48) odhalují statisticky signifikantně vyšší zapojení VM, VL i RF v pozici vsedě (dále jen „SED“) při porovnání s polohou vleže (dále jen „LEH“).

Podrobnější analýza dat (Tab. 4, s. 47) demonstruje, které úseky pohybu nejvíce přispívají k odlišnostem (v průměrné aktivitě svalů) zmíněným v předchozím odstavci. Na třech grafech (Obr. 8, s. 48, Obr. 9, s. 49 a Obr. 10, s. 50) popisujících zapojení jednotlivých hlav m. quadriceps femoris v průběhu LEH a SED lze tyto fáze (definované v kapitole č. 8.6., s. 39) lokalizovat. Stejně jako při dřepu obecně platí, že pro VM a VL je charakteristická vzájemná podobnost činnosti v rámci obou variant cviku. U těchto svalů je při srovnání iniciálních a středních koncentrických i excentrických fází předkopnutí patrná téměř shodná změna aktivity (dochází k částečnému překrytí úseček znázorňujících tento jev v příslušných grafech). V průběhu terminálních koncentrických i excentrických fází se u jejich činnosti začíná objevovat rozdíl mezi LEH a SED. Nejmarkantnější je vždy během izometrické fáze. Nikde však nedosahuje statistické signifikance. Odlišnost v činnosti RF mezi LEH a SED s rozdělením částí pohybu se objevuje již v průběhu iniciální koncentrické fáze předkopnutí a zachová si svoji velikost až do izometrické. Statistické významnosti dosahuje pouze v intervalu prvních dvou třetin koncentrické kontrakce. Během excentrické je jen minimální. Zvýšenou aktivitu měřených svalů při SED může hypoteticky způsobovat pasivní tah ischiokrurální muskulatury působící proti činnosti agonistů pohybu. Při LEH totiž dochází k přiblížení začátku m. biceps femoris, semitendinosus a semimembranosus k jejich úponům, což sníží napětí vazivových struktur svalu. V rámci SED zároveň může být kvůli zkrácení znevýhodněn RF. Zvýšení aktivity m. quadriceps femoris lze proto do jisté míry také považovat za kompenzační mechanismus snížené schopnosti RF produkovat tenzi.

10.3 Přínos pro praxi

V teoretické části práce je uvedeno několik příkladů patologií a chirurgických zákroků, majících potenciál negativně ovlivnit stav m. quadriceps femoris. Jeho dostatečně velká svalová síla je podmínkou pro mnohé běžné denní činnosti a nutností pro většinu sportů. I z těchto důvodů je jeho vhodný způsob posílení a udržení v dobré kondici stále aktuálním tématem. Znalosti o aktivitě m. quadriceps femoris, ať už obecné nebo se zaměřením na konkrétní cvik či jeho variantu, dokáží rozšířit možnosti a zpřesnit úsudek terapeuta při vybírání nejvhodnějších cvičebních postupů pro jeho posílení. Souhrn informací obsažených jak v teoretické, tak výzkumné části této diplomové práce lze za tímto účelem využít.

Analýza dat odhaluje, že vzdálenost chodidel od sebe nemá při dřepu měřitelný vliv na aktivitu VL, VM a RF. Tento výsledek souhlasí se studiemi uvedenými v diskusi (McCaw a Melrose, 1999, s. 428–436; Horsak et al., 2014, s. 8–21). Z informace lze vyvodit, že pokud je cílem zmíněné svaly posílit, není předmětné modifikovat šířku stoje.

Absence zrakové kontroly rovněž nemá u zdravých probandů dostatečný vliv na aktivitu měřené muskulatury, proto se u této cílové skupiny v rámci dřepu nejeví jako vhodný prvek při snaze zvýšit svalovou sílu. Pokud je však záměr jiný, například zlepšení stability, nelze tento výsledek považovat za relevantní.

Statistické vyhodnocení naměřených dat ukazuje, že labilita je dostatečným faktorem pro ovlivnění aktivity hlav kvadricepsu. Už umístění probandů na pěnové balanční podložky měkkého typu podněcuje změny v činnosti VM a RF. Při podrobnější analýze se rozdíly nachází i u VL v určitých fázích pohybu. Nalezené studie většinově odlišnosti potvrzují (Anderson a Behm, 2005, s. 33–45; Maior et al., 2009, s. 121–129; Horsak et al. 2014, s. 8–21), nicméně charakter jejich výsledků je nejednotný. Jedním z důvodů mohou být rozdílné prostředky způsobující labilitu a úrovně fixace použitých závaží. Zařazení vhodných nestabilních ploch při dřepu může mít potenciál zvyšovat aktivitu m. quadriceps femoris.

Činnost VL, VM a RF při předkopnutí bez externího odporu je dle výsledků výzkumné části diplomové práce ovlivnitelná pozicí trupu (velikostí úhlu flexe v kyčelním kloubu). Zmíněné svaly vykazují vyšší aktivitu v poloze vsedě, což může značit její lepší využitelnost při posilování kvadricepsu.

10.4 Limity studie

Hlavním limitem studie je malé množství změřených probandů. Jejich celkový počet nepřesáhl 8. Tento fakt značně omezuje spolehlivost výsledků zvýšením šance výskytu statistických chyb prvního i druhého druhu.

Za další limit lze považovat úzké věkové spektrum jedinců v testovaném souboru (ve všech případech se jednalo o studenty Univerzity Palackého v Olomouci). Z tohoto důvodu výsledky nelze efektivně aplikovat pro jiné věkové kategorie.

Možné zkreslení výsledků by mohlo být způsobeno i odlišnostmi v pohybových strategiích mezi jednotlivými probandy. Přestože byla do jisté míry část faktorů mající potenciálně negativní vliv na míru variability v provádění cviků eliminována (například rychlost pohybu – pomocí přesného časového vymezení fází cviků metronomem), jiným nežádoucím vlivům nemohlo být zabráněno. Příkladem mohou být rozdíly v míře předklonu trupu či velikostech úhlů v kyčelních i hlezenních kloubech při dřepu. Navzdory edukaci probandů o ideálním způsobu provedení měřených aktivit se mezi jedinci pravděpodobně odlišnosti vyskytovaly. Tyto proměnné nebyly přístrojově monitorovány.

Způsob normalizace elektromyografických dat, konkrétně jejich vztahování k maximální volní izometrické kontrakci, může představovat další limit studie. Hlavním problémem zmíněné metody je její závislost na vůli, svědomitosti a motivovanosti probanda. Při měření referenční hodnoty se proto nelze spolehnout na to, že proband skutečně sval kontrahuje maximální silou. Kvůli tomuto faktoru není možné normalizaci považovat za objektivní. Potenciální přítomnost bolesti nebo už i pouhé obavy z jejího vyvolání dále snižují reliabilitu testu.

Závěr

Cílem diplomové práce bylo zhodnocení vlivu způsobu provedení dřepu a izolované extenze v kolenním kloubu (předkopnutí) na aktivitu tří povrchových hlav m. quadriceps femoris (vastus medialis, lateralis a rectus femoris) v rámci jejich koncentrické, izometrické a excentrické kontrakce.

Výsledky neodhalily závislost aktivity měřených hlav na šířce stoje při paralelním dřepu bez externí zátěže. Stejně tak nebyly pomocí elektromyografu detekovány žádné statisticky významné rozdíly způsobené provedením zmíněného pohybu se zavřenýma očima.

Zvýšení lability vyvolané použitím pěnových balančních podložek TheraBand měkkého typu zapříčinilo snížení průměrné aktivity m. vastus medialis a lateralis, přičemž pouze u prvního jmenovaného svalu nabyl tento rozdíl statistické significance. Stejné podmínky měly opačný efekt na m. rectus femoris. Při labilním dřepu se zapojoval významně více. Podrobnější analýza odhalila odlišnosti (shodného charakteru) v aktivitě svalů při následujících fázích kontrakce: terminální koncentrická u m. vastus medialis, terminální koncentrická a izometrická u m. vastus lateralis a střední excentrická, izometrická a iniciální koncentrická u m. rectus femoris.

U izolované extenze v kolenním kloubu došlo k signifikantnímu navýšení průměrné aktivity všech měřených svalů v pozici vsedě vzhledem k poloze vleže. Pomocí podrobnější analýzy dat byly detekovány rozdíly u m. rectus femoris při iniciální a střední fázi koncentrické kontrakce.

Závěrem lze konstatovat, že při dřepu je možné ovlivnit aktivitu m. quadriceps femoris zvýšením lability, a při předkopnutí změnou pozice trupu.

Referenční seznam

AGEBERG, E. (2002). Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation – using the anterior cruciate ligament–injured knee as model. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. Vol. 12(3), s. 205–212. ISSN 1050–6411. [cit. 2021–03–12]. Dostupné z: doi: 10.1016/S1050–6411(02)00022–6.

ANDERSON, K. a BEHM, D. G. (2005). Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Canadian Journal of Applied Physiology* [online]. Vol. 30(1), s. 33–45. ISSN 1066–7814. [cit. 2021–01–18]. Dostupné z: doi: 10.1139/h05–103.

ASPE, R. R. a SWINTON, P. A. (2014). Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. Vol. 28(10), s. 2827–2836. ISSN 1533–4287. [cit. 2020–03–19]. Dostupné z: doi: 10.1519/JSC.0000000000000462.

BARATTA, R., SOLOMONOW, M., ZHOU, B. H., LETSON, D., CHUINARD, R. a D'AMBROSIA, R. (2016). Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. Vol. 16(2), s. 113–122. ISSN 0363–5465. [cit. 2020–02–27]. Dostupné z: doi: 10.1177/036354658801600205.

BARBERO, M., MERLETTI, R. a RAINOLDI, A. (2012). *Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications*. Milano: Springer, s. 21–23. ISBN 978–88–470–2462–5.

BELHAJ, K., EL HYAOUI, H., TAHIR, A., MEFTAH, S., MAHIR, L., RAFAOUI, A., LMIDMANI, F., ARSI, M., RAHMI, M., RAFAI, M., GARCH, A., FADILI, M., NECHAD, M. a EL FATIMI, A. (2017). Long–term functional outcomes after primary surgical repair of acute and chronic patellar tendon rupture: Series of 25 patients. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. Vol. 60(4), s. 244–248. ISSN 1877–0665. [cit. 2021–03–11]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.rehab.2016.10.003.

BEYNNON, B. D., JOHNSON, R. J., FLEMING, B. C., STANKEWICH, C. J., RENSTRÖM, P. A. a NICHOLS, C. E. (1997). The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion–extension. A comparison of an open and a closed kinetic chain

exercise. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. Vol. 25(6), s. 823–829. ISSN 0363–5465. [cit. 2020–02–27]. Dostupné z: doi: 10.1177/036354659702500616.

BORDONI, B. a VARACALLO, M. (2020). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Thigh Quadriceps Muscle. *StatPearls* [online]. [cit. 2021–01–16] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513334>.

CATERISANO, A., MOSS, R. F., PELLINGER, T. K., WOODRUFF, K., LEWIS, V. C., BOOTH, W. a KHADRA, T. (2002). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. Vol. 16(3), s. 428–432. ISSN 1533–4287. [cit. 2020–03–15]. Dostupné z: doi: 10.1519/1533–4287(2002)016<0428:teobsd>2.0.co;2.

CAVANAUGH, J. T., SALDIVAR, A. a MARX, R. G. (2015). Postoperative Rehabilitation After Posterior Cruciate Ligament Reconstruction and Combined Posterior Cruciate Ligament Reconstruction–Posterior Lateral Corner Surgery. *Operative Techniques in Sports Medicine* [online]. Vol. 23(4), s. 372–384. ISSN 1060–1872. [cit. 2021–03–13]. Dostupné z: doi: 10.1053/j.otsm.2015.08.003.

CRISWELL, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Sudbury, Massachusetts: Jones & Bartlett Publishers, s. 35–50. ISBN 978–0–7637–3274–5.

DANIEL, D. M., STONE, M. L., BARNETT, P. a SACHS, R. (1988). Use of the quadriceps active test to diagnose posterior cruciate ligament disruption and measure posterior laxity of the knee. *The Journal of bone and joint surgery* [online]. Vol. 71(3), s. 386–391. ISSN 2049–4408. [cit. 2020–03–01]. Dostupné z: <https://online.boneandjoint.org.uk>.

DE LUCA, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. Vol. 13(2), s. 160. ISSN 1543–2688. [cit. 2021–03–10]. Dostupné z: doi: 10.1123/jab.13.2.135.

DRAGANICH, L. F., JAEGER, R. J. a KRALJ, A. R. (1989). Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *The Journal of bone and joint surgery* [online]. Vol. 71(7), s. 1075–1081. ISSN 1535–1386. [cit. 2020–02–27]. Dostupné z: <https://journals.lww.com/jbjsjournal>.

DUNGL, P. (2014). *Ortopedie, 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada, s. 386–883. ISBN 978–80–247–4357–8.

DYLEVSKÝ, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, s. 151. ISBN 978–80–247–1648–0.

ESCAMILLA, R. F., FLEISIG, G. S., ZHENG, N., BARRENTINE, S. W., WILK, K. E. a ANDREWS, J. R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. Vol. 30(4), s. 556–569. ISSN 0195–9131. [cit. 2020–03–01]. Dostupné z: doi: 10.1097/00005768–199804000–00014.

GLASSBROOK, D. J., HELMS, E. R., BROWN, S. R. a STOREY, A. G. (2017). A Review of the Biomechanical Differences Between the High–Bar and Low–Bar Back–Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. Vol. 31(9), s. 2618–2634. ISSN 1533–4287. [cit. 2020–03–19]. Dostupné z: doi: 10.1519/JSC.0000000000002007.

GROB, K., ACKLAND, T., KUSTER, M. S., MANESTAR, M. a FILGUEIRA, L. (2016). A newly discovered muscle: The tensor of the vastus intermedius. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)* [online]. Vol. 29(2), s. 256–263. ISSN 1098–2353. [cit. 2020–03–08]. Dostupné z: doi: 10.1002/ca.22680.

GRYZLO, S. M., PATEK, R. M., PINK, M. a PERRY, J. (1994). Electromyographic analysis of knee rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. Vol. 20(1), s. 36–43. ISSN 1938–1344. [cit. 2021–03–17]. Dostupné z: doi: 10.2519/jospt.1994.20.1.36.

GULLETT, J. C., TILLMAN, M. D., GUTIERREZ, G. M. a CHOW, J. W. (2009). A Biomechanical Comparison of Back and Front Squats in Healthy Trained Individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. Vol. 23(1), s. 284–292. ISSN 1533–4287. [cit. 2021–02–17]. Dostupné z: doi: 10.1519/JSC.0b013e31818546bb.

HAFF, G. G. a TRIPLETT, N. T. (2015). *Essentials of Strength Training and Conditioning*. 4th ed. Champaign, Illinois: Human Kinetics, s. 380–392. ISBN 978–1–4925–0162–6.

HAMMOND, B., MARQUES–BRUNA, P., CHAUHAN, E. a BRIDGE, C. (2016). Electromyographic activity in four superficial muscles of the thigh and hip during performance of the back squat to three different depths with relative loading. *Journal of Fitness Research* [online]. Vol. 5(3), s. 57–67. ISSN 2201–5655. [cit. 2020–03–16]. Dostupné z: <https://research.edgehill.ac.uk>.

HASLER, E.M., DENOTH, J., STACOFF, A. a HERZOG, W. (1994). Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* [online]. Vol. 34(6), s. 355–361. ISSN 1388–2457. [cit. 2021–04–23]. Dostupné z: pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8001477.

HIROKAWA, S., SOLOMONOW, M., LU, Y., LOU, Z. P. a D'AMBROSIA, R. (1992). Anterior–posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *American Journal of Sports Medicine* [online]. Vol. 20(3), s. 305. ISSN 1552–3365. [cit. 2021–03–13]. Dostupné z: doi: 10.1177/036354659202000311.

HORSAK, B., WONDRASCH, B., HOCHHAUSER, M., BRUCKNER, J., BRAUNEIS, W. a FIGL–HERTLEIN, A. (2014). Lower Extremity Muscle Activity during Squatting with Unstable Shoes. *Journal of Physiotherapy & Sports Medicine* [online]. Vol. 3(1), s. 8–21. ISSN 2226–9541. [cit. 2021–01–18]. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/263818207>.

HOUGLUM, P. A. (2010). *Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries*. 3rd ed. Champaign, Illinois: Human Kinetics, s. 945–000. ISBN 978–0–7360–7595–4.

HUNGERFORD, D. S. a BARRY, M. (1979). Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. Vol. 144, s. 9–15. ISSN 1528–1132. [cit. 2020–03–01]. Dostupné z: <https://link.springer.com/journal/11999>.

KAMEN, G. a GABRIEL, A. D. (2009). *Essentials of Electromyography*. Champaign, Illinois: Human Kinetics, s. 5–160. ISBN 0–7360–6712–4.

KAUFMAN, K. R., AN, K. N., LITCHY, W. J., MORREY, B. F. a CHAO, E. Y. (1991). Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. Vol. 19(3), s. 305–316. ISSN 0363–5465. [cit. 2020–03–04]. Dostupné z: doi: 10.1177/036354659101900317.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J. a SZMEKOVÁ, L. (2014). *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, s. 79–87. ISBN 978–80–244–4266–2.

KNUTSON, L. M., SODERBERG, G. L., BALLANTYNE, B. T. a CLARKE, W. R. (1994). A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. Vol. 4(1), s. 48. ISSN 1050–6411. [cit. 2021–03–09]. Dostupné z: doi: 10.1016/1050–6411(94)90026–4.

- ISEAR, J. A. JR., ERICKSON, J. C. a WORRELL, T. W. (1997). EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. Vol. 29(4), s. 532–539. ISSN 0195–9131. [cit. 2021–03–17]. Dostupné z: doi: 10.1097/00005768–199704000–00016.
- LI, Y., CAO, C. a CHEN, X. (2012). Similar EMG Activities of Lower Limbs between Squatting on a ReebokCore Board and Ground. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. Vol. 27(5), s. 1349–1353. ISSN 1533–4287. [cit. 2021–02–15]. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e318267a5fe.
- MAGEE, D. J. (2014). *Orthopedic physical assessment*. 6th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier, s. 767. ISBN 1455709778.
- MAGEE, D. J., ZACHAZEWSKI, J. E., QUILLEN, W. S. a MANSKE, R. C. (2016). *Pathology and intervention in musculoskeletal rehabilitation*. 2nd ed. Maryland Heights, Missouri: Elsevier, s. 720–724. ISBN 978–0–323–31072–7.
- MAIOR, A., SIMÃO, R., SALLES, B., MIRANDA, H. a COSTA, P. (2009). Neuromuscular activity during the squat exercise on an unstable platform. *Brazilian Journal of Biomotricity* [online]. Vol. 3(2), s. 121–129. ISSN 1981–6324. [cit. 2021–01–20]. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/26627816>.
- MAFFIULETTI, N. a LEPERS, R. (2003). Quadriceps Femoris Torque and EMG Activity in Seated versus Supine Position. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. Vol. 35(9), s. 1511–1516. ISSN 0195–9131. [cit. 2020–03–22]. Dostupné z: doi: 10.1249/01.MSS.0000084426.03247.93.
- MCCAW, S. T. a MELROSE, D.R. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. Vol. 31(3), s. 428–436. ISSN 0195–9131. [cit. 2020–03–022]. Dostupné z: doi: 10.1097/00005768–199903000–00012.
- MERLETTI, R. a FARINA, D. (2016). *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. Hoboken, New Jersey: Wiley Publishing, s. 2–34. ISBN 978–1–118–98702–5.
- MERLETTI, R. a PARKER, J. P. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. Hoboken, New Jersey: Wiley Publishing, s. 2–121. ISBN 0–471–67580–6.

MIKULA, J. (2003). Rehabilitační problematika kolenních náhrad. *Rehabilitácia* [online]. Vol. 40(3), s. 147, ISSN 0375–0922. [cit. 2021–03–12]. Dostupné z: <https://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/3REH2003–m.pdf>.

NSCA – National Strength & Conditioning Association. (2016). *Exercise technique manual for resistance training*. 3rd ed. Champaign, Illinois: Human Kinetics, s. 96–162. ISBN 9781492506928.

OLIVEIRA, D. C. S., REZENDE, P. A. M. S. L., SILVA, M. R., LIZARDO, F. B., SOUSA, G. C., SANTOS, L. A., GUIMARÃES, É. A. a CHACUR, E. P. (2012). Electromyographic analysis of lower limb muscles in proprioceptive exercises performed with eyes open and closed. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* [online]. Vol. 18(4), s. 261–266. ISSN 1806–9940. [cit. 2021–03–24]. Dostupné z: doi: 10.1590/S1517–86922012000400009.

PEELER, J. a ANDERSON, J. E. (2007). Structural parameters of the vastus medialis muscle and its relationship to patellofemoral joint deterioration. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)* [online]. Vol. 20(3), s. 307–314. ISSN 1098–2353. [cit. 2020–03–07]. Dostupné z: doi: 10.1002/ca.20375.

PINCIVERO, D., GANDHI, V., TIMMONS, M. a COELHO, A. (2006). Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *Journal of biomechanics* [online]. Vol. 39(2), s. 46–54. ISSN: 0021–9290. [cit. 2021–04–20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.11.023.

PURVES, D., AUGUSTINE, G. J., FITZPATRICK, D., KATZ, L. C., LAMANTIA, A. S., MCNAMARA, J. O. a WILLIAMSET, S. M. (2001). *Neuroscience*. 2nd ed. Sunderland, Massachusetts: Sinauer Associates [online]. ISBN 0–87893–742–0. [cit. 2021–02–27]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK10874>.

PURVES, D., AUGUSTINE, G. J., FITZPATRICK, D., KATZ, L. C., LAMANTIA, A. S., MCNAMARA, J. O. a WILLIAMSET, S. M. (2004). *Neuroscience*. 3rd ed. Sunderland, Massachusetts: Sinauer Associates, s. 34–46. ISBN 9780878937257.

REILLY, T. D. a MARTENS, M. (1972). Experimental Analysis of the Quadriceps Muscle Force and Patello–Femoral Joint Reaction Force for Various Activities. *Acta Orthopaedica Scandinavica* [online]. Vol. 43(2), s. 126–137. ISSN 0001–6470. [cit. 2021–01–16]. Dostupné z: doi: 10.3109/17453677208991251.

- RISBERG, M. A., MØRK, M., JENSSEN, H. K. a HOLM, I. (2001). Design and Implementation of a Neuromuscular Training Program Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. Vol. 31(11), s. 629–631. ISSN 1938–1344. [cit. 2021–03–13]. Dostupné z: doi: 10.2519/jospt.2001.31.11.620.
- SALZMAN, A., TORBURN, L. a PERRY, J. (1993). Contribution of rectus femoris and vasti to knee extension. An electromyographic study. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. Vol. 290, s. 236–43. ISSN 1528–1132. [cit. 2020–03–07]. Dostupné z: doi: 10.1097/00003086–199305000–00030.
- SCHOENFELD, B.J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. Vol. 24(12), s. 3497–3506. ISSN 1533–4287. [cit. 2020–03–08]. Dostupné z: doi: 10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7.
- SMÉKAL, D., KALINA, R. a URBAN, J. (2006). Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca* [online]. Vol. 73, s. 421–428. ISSN 0001–5415. [cit. 2021–12–03]. Dostupné z: http://www.achot.cz/dwnld/0606_421.pdf.
- SMITH, T. O., NICHOLS, R., HARLE, D. a DONELL, S. T. (2009). Do the vastus medialis obliquus and vastus medialis longus really exist? A systematic review. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)* [online]. Vol. 22(2), s. 183–199. ISSN 1098–2353. [cit. 2020–03–07]. Dostupné z: doi: 10.1002/ca.20737.
- STEINKAMP, L. A., DILLINGHAM, M. F., MARKEL, M. D., HILL, J. A. a KAUFMAN, K. R. (1993). Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. Vol. 21(3), s. 438–444. ISSN 0363–5465. [cit. 2020–03–06]. Dostupné z: doi: 10.1177/036354659302100319.
- STUART, M. J., MEGLAN, D. A., LUTZ, G. E., GROWNEY, E. S. a AN, K. N. (1996). Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. Vol. 24(6), s. 792–799. ISSN 0363–5465. [cit. 2020–03–05]. Dostupné z: doi: 10.1177/036354659602400615.
- TRAVNIK, L., PERNUS, F. a ERZEN, I. (1995). Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus

muscles. *The Journal of Anatomy* [online]. Vol. 187(2), s. 403–411. ISSN 1469–7580. [cit. 2020–03–07]. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/journal/14697580>.

URBACH, D., NEBELUNG, W., WEILER, H. T. a AWISZUS, F. (1999). Bilateral deficit of voluntary quadriceps muscle activation after unilateral ACL tear. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. Vol. 31(12), s. 1691–1696. ISSN 1530–0315. [cit. 2021–03–12]. Dostupné z: doi: 10.1097/00005768–199912000–00001.

WEISS, L., SILVER, J. a WEISS, J. (2004). *Easy EMG*. Oxford: Butterworth–Heinemann, s. 12. ISBN 0750674318.

VÉLE, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, s. 25–26. ISBN 80–7254–837–9.

WILK, K. E., ESCAMILLA, R. F., FLEISIG, G. S., BARRENTINE, S. W., ANDREWS, J. R. a BOYD, M. L. (1996). A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. Vol. 24(4), s. 518–527. ISSN 0363–5465. [cit. 2020–03–04]. Dostupné z: doi: 10.1177/036354659602400418.

WINTER, A. D. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, New Jersey: Wiley Publishing, s. 227–228. ISBN 978–0–470–39818–0.

WOODLEY, S. J., LATIMER, C. P., MEIKLE, G. R. a STRINGER, M. D. (2012). Articularis genus: an anatomic and MRI study in cadavers. *The Journal of bone and joint surgery* [online]. Vol. 94(1), s. 59–67. ISSN 1535–1386. [cit. 2020–03–8]. Dostupné z: doi: 10.2106/JBJS.K.00157.

YAVUZ, H.U., ERDAĞ, D., AMCA, A. M. a ARITAN, S. (2015). Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. *Journal of Sports Sciences* [online]. Vol. 33(10), s. 1058–1066. ISSN 1466–447X. [cit. 2020–03–18]. Dostupné z: doi: 10.1080/02640414.2014.984240.

Seznam zkratk

ACL	ligamentum cruciatum anterius (z angl. anterior cruciate ligament)
AVR	zprůměrování rektifikovaných hodnot ve vybraném časovém intervalu (z angl. average rectified value)
CKC	uzavřený kinematický řetězec (z angl. closed kinetic chain)
DK	dolní končetina
EMG	elektromyograf, elektromyografie
Exc 1	iniciální excentrická fáze měřeného pohybového úkonu
Exc 2	střední excentrická fáze měřeného pohybového úkonu
Exc 3	terminální excentrická fáze měřeného pohybového úkonu
Izo	izometrická fáze měřeného pohybového úkonu
Kon 1	iniciální koncentrická fáze měřeného pohybového úkonu
Kon 2	střední koncentrická fáze měřeného pohybového úkonu
Kon 3	terminální koncentrická fáze měřeného pohybového úkonu
Lab	labilní dřep
LEH	předkopnutí vleže
m.	musculus
mm.	musculi
MVIC	maximální volní izometrická kontrakce (z angl. maximum voluntary isometric contraction)
% MVIC	svalová aktivita vztažená k hodnotě maximální volní izometrické kontrakce
MUAP	akční potenciál motorické jednotky (z angl. „motor unit action potential“)
n	počet probandů v testovaném souboru
NSCA	National Strength and Conditioning Association
OKC	otevřený kinematický řetězec (z angl. open kinetic chain)

OS	dřep s činkou ve vzpažení (z angl. overhand squat)
p	hladina statistické signifikance
PCL	ligamentum cruciatum posterius (z angl. posterior cruciate ligament)
PNF	proprioceptivní muskulární stabilizace
QF	musculus quadriceps femoris
Ref	referenční dřep
RF	musculus rectus femoris
RM	maximální hmotnost závaží, kterou je proband schopen při daném silovém cviku správnou technikou zvednout (z angl. repetition maximum)
RMS	střední kvadratická hodnota (z angl. root mean square)
SED	předkopnutí vsedě
SD	směrodatná odchylka
SEMG	povrchová elektromyografie (z angl. surface electromyography)
SENIAM	surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles
SIAS	spina iliaca anterior superior
.slk	formát souboru Symbolic Link
Šir	široký dřep
Úzk	úzký dřep
VL	musculus vastus lateralis
VM	musculus vastus medialis
VML	musculus vastus medialis longus
VMO	musculus vastus medialis obliquus
.xlsx	formát souboru List Microsoft Excelu
ZO	dřep se zavřenýma očima

Seznam obrázků

Obrázek 1 Ligamentum patellae: sřížné síly (Magee et al., 2016, s. 720)	27
Obrázek 2 Plocha kontaktu patelly a femuru během různých úhlů flexe v kolenním kloubu (Magee et al., 2014, s. 767)	28
Obrázek 3 Závislost průměrné svalové aktivity na typu dřepu	43
Obrázek 4 Porovnání aktivity musculus vastus medialis referenčního a labilního dřepu s rozlišením 7 fází pohybu	43
Obrázek 5 Porovnání aktivity musculus vastus lateralis referenčního a labilního dřepu s rozlišením 7 fází pohybu	44
Obrázek 6 Porovnání aktivity musculus rectus femoris referenčního a labilního dřepu s rozlišením 7 fází pohybu	45
Obrázek 7 Závislost průměrné svalové aktivity na typu předkopnutí	48
Obrázek 8 Porovnání aktivity musculus vastus medialis u předkopnutí vleže a vsedě s rozlišením 7 fází pohybu	48
Obrázek 9 Porovnání aktivity musculus vastus lateralis u předkopnutí vleže a vsedě s rozlišením 7 fází pohybu	49
Obrázek 10 Porovnání aktivity musculus rectus femoris u předkopnutí vleže a vsedě s rozlišením 7 fází pohybu	50

Seznam tabulek

Tabulka 1 Popisná statistika průměrů celkových svalových aktivit při porovnání referenčního dřepu s dřepem úzkým, širokým, labilním a se zavřenýma očima.....	41
Tabulka 2 Popisná statistika průměrů svalových aktivit při porovnání referenčního dřepu s labilním v rámci 7 fází pohybu	42
Tabulka 3 Popisná statistika průměrů celkových svalových aktivit při porovnání předkopnutí vleže a vsedě.....	46
Tabulka 4 Popisná statistika průměrů svalových aktivit při porovnání předkopnutí vsedě a vleže s rozlišením 7 fází pohybu	47

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas.....	81
---	----

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Aktivita musculus quadriceps femoris při dřepu a extenzi kolenního kloubu – elektromyografická analýza

Období realizace: únor, březen a duben roku 2021

Řešitelé projektu: Jan Martinek

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je ohodnocení zapojení svalů dolní končetiny pomocí kamery a povrchové elektromyografie (neinvasivní metoda snímající svalovou aktivitu pomocí elektrod přiložených na předem očištěnou kůži) při několika pohybech: dřep, předkopávání. Předpokládaný čas testování je 30 minut. Povrchová elektromyografie je metoda bezpečná a bez rizik. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, 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 řešitele/ky 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 výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracovány v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): _____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: Jan Martinek _____
