

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav fyzioterapie

Bc. Jan Baxa

**Analýza zapojení vybraných svalových skupin u dřepu  
pomocí povrchové elektromyografie**

Diplomová práce

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

Olomouc 2019

## **Prohlášení**

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

Olomouc 13. května 2019

-----

podpis

## **Poděkování**

Děkuji svému vedoucímu práce Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D. za odborné vedení diplomové práce, cenné rady a připomínky. Rovněž bych rád poděkoval Mgr. Dagmar Tečové za ochotu a pomoc se statistickým zpracováním dat.

# ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Téma práce:** Analýza zapojení vybraných svalových skupin u dřepu pomocí povrchové elektromyografie

**Název práce:** Analýza zapojení vybraných svalových skupin u dřepu pomocí povrchové elektromyografie

**Název práce v AJ:** Analysis of the participation of selected muscle groups in the squat by surface electromyography

**Datum zadání:** 2018-01-31

**Datum odevzdání:** 2019-05-13

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

**Autor práce:** Bc. Jan Baxa

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

**Oponent práce:** Mgr. Alena Svobodová

**Abstrakt v ČJ:**

**Analýza zapojení vybraných svalových skupin u dřepu pomocí povrchové elektromyografie**

**Úvod:** Dřep je jedním z funkčních pohybových vzorců a hybných stereotypů u lidí. Existuje však mnoho způsobů, jak ho technicky provést.

**Cíl:** Zhodnocení svalové aktivity sledovaných svalů v odlišných variantách dřepu pomocí povrchové elektromyografie.

**Metodika:** Studie se zúčastnilo celkem 15 probandů. Všichni probandi byli zdraví jedinci, kteří neměli žádné problémy s vykonáním hlubokého dřepu. Bylo provedeno pět odlišných typů dřepu. Referenční (RD), široký (SD), úzký (UD), labilní (LD) a dřep se zavřenými očima (ZOD). Byla hodnocena průměrná a maximální svalová aktivita pomocí povrchové elektromyografie. Hodnocené svaly byly m. gluteus maximus, m. vastus lateralis a m. vastus medialis na obou dolních končetinách.

**Výsledky:** V SD se m. gluteus maximus více aktivuje než v RD, mm. vasti se více aktivují v RD než v ZOD, mm. vasti se více aktivují v RD než v LD a mm. vasti se více aktivují v UD než v LD

**Závěr:** M. gluteus maximus se více zapojí v širším dřepu. Nedosáhlo se rozdílu ve svalové aktivitě mm. vasti mezi RD, SD a UD.

#### **Abstrakt v AJ:**

#### **Analysis of the participation of selected muscle groups in the squat by surface electromyography**

**Introduction:** Squatting is one of the functional movement patterns and motion stereotypes in humans. However, from a technical point of view, there are many ways how to squat.

**Objective:** Evaluation of muscle activity of the examined muscles in different squat variants using surface electromyography.

**Methodology:** A total of 15 participants participated in the study. All participants were healthy individuals who had no difficulty performing a deep squat. Five different types of squats were performed. Reference (RS), wide (WS), narrow (NS), labile (LS), and squat with closed eyes (ECS). Average and maximal muscle activity were evaluated using superficial electromyography. The assessed muscles were m. gluteus maximus, m. vastus lateralis and m. vastus medialis in both legs.

**Results:** The m. gluteus maximus is activated more in WS than in RS, mm. vasti are activated more in RS than in ECS, mm. vasti are activated more in RS than in LS and mm. vasti are activated more in NS than in LS.

**Conclusion:** M. gluteus maximus becomes more involved in a wider squat. There was no difference in muscle activity of mm. vasti between RS, WS and NS.

**Klíčová slova v ČJ:** dřep, EMG, svalová síla/aktivita, šířka postoje, stabilita

**Klíčová slova v AJ:** squat, EMG, muscle strength/activity, stance width, stability

**Rozsah:** 89 stran/17 příloh

# Obsah

Úvod .....	9
1 Přehled poznatků .....	10
1.1 Dřep .....	10
1. 1. 1 Nastavení dolních končetin .....	11
1. 1. 2 Šířka dřepu .....	11
1. 1. 3 Hloubka dřepu .....	11
1. 1. 4 Zátěž ve dřepu .....	12
1. 1. 5 Dřep v rehabilitaci .....	12
1. 2 Funkční anatomie sledovaných svalů .....	13
1. 2. 1 Musculus gluteus maximus .....	13
1. 2. 2 Musculus quadriceps femoris .....	14
1. 3 Elektromyografie .....	15
1. 3. 1 Snímání EMG záznamu .....	15
1. 3. 2 Analýza EMG signálu .....	17
1. 3. 3 Faktory ovlivňující EMG signál .....	17
1. 4 Posturální kontrola a rovnováha .....	19
1. 4. 1 Postura .....	20
1. 4. 2 Posturální stabilita .....	20
1. 4. 3 Posturální stabilizace .....	21
1. 4. 4 Strategie posturální kontroly .....	21
1. 4. 5 Vliv vizuální informace na rovnováhu .....	22
1. 4. 6 Vliv somatosenzorických informací na rovnováhu .....	22
1. 5 Vliv šířky stoje na svalovou aktivitu .....	23
1. 6 Vliv stability na svalovou aktivitu .....	25
2 Cíle výzkumu .....	28
2. 1 Výzkumné otázky .....	28

2. 2 Hypotézy .....	28
3 Metodika.....	29
3. 1 Charakteristika výzkumného souboru .....	29
3. 2 Průběh výzkumu .....	29
3. 2. 1 Přístroje, vybavení a sledované svaly .....	29
3. 2. 2 Příprava probanda k měření.....	30
3. 2. 3 Průběh měření.....	31
3. 3 Metody EMG hodnocení .....	32
3. 4 Metody statistického hodnocení.....	32
4 Výsledky výzkumu .....	33
4. 1 Vyjádření k výzkumným otázkám .....	39
4. 2 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení .....	39
5 Diskuze.....	41
5.1 Asymetrie během provádění dřepu .....	41
5. 2 Směr pohledu při dřepu .....	44
5. 3 Rotační nastavení dolních končetin .....	44
5. 4 Ovlivnění posturální stability .....	45
5. 5 Senzomotorická integrace .....	48
5. 6 Diskuze k výsledkům práce .....	50
5. 6. 1 Diskuze k hypotézám $H_{01}$ a $H_{A1}$ .....	50
5. 6. 2 Diskuze k hypotézám $H_{02}$ a $H_{A2}$ .....	52
5. 6. 3 Diskuze k hypotézám $H_{03}$ a $H_{A3}$ .....	53
5. 7 Přínosy práce a shrnutí výsledků.....	53
5. 8 Limity studie.....	54
Závěr .....	56
Referenční seznam .....	58
Seznam zkratk.....	76

Seznam tabulek.....	77
Seznam příloh .....	77
Přílohy .....	79



## Úvod

Dřep je přirozenou součástí lidské lokomoce. Existuje ale mnoho variant a způsobů provedení dřepu. Zapojení svalů u dřepu se může v závislosti na výchozí poloze a jeho provedení lišit.

Cílem výzkumu je posouzení svalové síly na vybraných svalových skupinách u provedení dřepu a jeho variant.

V práci se zkoumá zapojení m. gluteus maximus, m. vastus lateralis a m. vastus medialis. Byly provedeny tři dřepy o různé šířce postavení a dva dřepy, kde jsou zvýšené nároky na posturální stabilitu (dřep na pěnových podložkách a dřep se zavřenýma očima).

Existují mnoho prací a názorů na to, jaký vliv postavení dolních končetin má na zapojení svalových skupin u dřepu.

Dřep patří mezi nejoblíbenější cviky na posílení dolních končetin. V sportovním odvětví je využíván mnoha sportovci pro své univerzální využití. Ať již je používán přímo v daném sportu například kulturistika, nebo není využíván přímo – sporty, kde jsou kupříkladu doskoky, je zapojení dolních končetin důležité. Při jeho špatném provedení hrozí zvýšené riziko poranění.

K vyhledání odborných publikací na téma „Zapojení vybraných svalových skupin u dřepu pomocí povrchové elektromyografie“ byly využity on-line databáze ProQuest, PubMed, Google Scholar, EBSCO, Medline. Kritéria pro vyhledávání článků byly: dřep, EMG, svalová síla/aktivita, šířka postoje, stabilita a jejich anglické ekvivalenty: squat, EMG, muscle strength/activity, stance width, stability.

Bylo nalezeno 133 odborných publikací, další články byly nalezeny ručním vyhledáním. Následně bylo zvoleno a využito 111, které odpovídaly požadavkům této diplomové práce. Pro doplnění a ujasnění problematiky bylo následně konzultováno dalších 13 knižních publikací.

# 1 Přehled poznatků

## 1.1 Dřep

Je jedním z funkčních pohybových vzorců a hybných stereotypů u lidí. K jeho vykonání je zapotřebí provedení trojflexe a trojextenze (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 59-61). Dřep, jako jeden z hlavních pohybových vzorců v lidské lokomoci, je využíván jak ve všedním životě, tak i ve sportech (kulturistika, veslování, trojboj apod.) (Butler et al., 2010, s. 270-279; Kiesel, Plisky a Voight, 2007, s. 147-158). Vzor hlubokého dřepu se objevuje už ve vývojových řadách ve 4. trimemonu. Dítě se z pozice na čtyřech postupně dostává do tohoto vzoru a následně se z něho učí vstávat do bipedálního stoje (Kolář et al., 2009, s. 104).

Ve sportu patří dřep mezi nejčastější cviky. Jeho správné provedení vyžaduje dostatečnou pohybovou obratnost, koordinační schopnost, kloubní rozsah, sílu dolních končetin a trupu. Má širokou škálu využitelnosti, a proto je používán mnoha sportovci pro zlepšení jejich atletického výkonu (Kasuyama, Sakamoto a Nakazawa, 2013, s. 195-199; Senter a Hame, 2006, s. 635-636; Escamilla et al., 2001b, s. 1552).

Dřep je možno využít nejen jako posilovací cvik, ale i jako testovací prvek koordinačních, svalových a pohybových schopností. Functional Movement Screen například využívá dřep jako součást svých testů pro vyhodnocení mobility, stability a balance sportovce a pravděpodobnost jeho budoucího zranění (Kiesel, Plisky a Voight, 2007, s. 147-158). Kolář et al. (2009, s. 56) řadí test hlubokého dřepu mezi vyšetření posturální stabilizace a posturální reaktibility.

Svalů, které se při dřepu zapojí, je přes 200, ale hlavními agonisty jsou m. quadriceps femoris, hamstringy, m. gluteus maximus. M. quadriceps femoris je hlavním svalem koncentrické fáze extenze kolenních kloubů. Hamstringy zde napomáhají kokontrakcí m. quadriceps femoris, kdy jednak působí na holenní kost a vyrovnávají střížné síly na kolenní kloub a jednak napomáhají extenzi v kyčelním kloubu. M. gluteus maximus je hlavním hybatelem v kyčelním kloubu. V excentrické kontrakci m. gluteus maximus napomáhá kontrolovat descendentní fázi dřepu a v koncentrické kontrakci napomáhá překonání externí rezistence při ascendentní fázi pohybu (Schoenfeld, 2010, s. 3497-3506; Dostal, Soderberg, Andrews, 1987, s. 245).

### **1. 1. 1 Nastavení dolních končetin**

Samotný dřep lze technicky provést několika způsoby. Nastavení dolních končetin s výslednou orientací planty vůči tělu má více variant. Plosky nohou jsou v neutrálním postavení a směřují rovně před tělo. Plosky vybočují zevně spolu se zevní rotací v kyčelních kloubech nebo naopak vbočují dovnitř s vnitřní rotací kyčelních kloubů (Lorenzetti et al., 2018, s. 2-4; Jaberzadeh, Yeo a Zoghi, 2016, s. 166-167; Kim et al., 2015, s. 61; Murray et al., 2013, s. 115; Almosnino, Kingston a Graham, 2013, s. 34).

### **1. 1. 2 Šířka dřepu**

Zvolení šířky stoje – úzký, široký nebo neutrální. Klasifikace šířky stoje není nikde oficiálně definovaná a přijímaná. Různé práce (Anderson a Behm, 2005, s. 36; Escamilla et al., 2001b, s. 1553; Escamilla et al., 2001c, s. 987; Paoli, Marcolin a Petrone, 2009, s. 247; McCaw a Melrose, 1999, s. 428; Monajati et al., 2018, *in press*) definují šířku báze odlišně a metody k tomu zvolené se též liší. Vzdálenosti, které jsou následně využity k popsání šířky stoje mohou být následující: šířka ramen, bitrochanterická vzdálenost nebo distance mezi pravou a levou spinou iliaca anterior posterior.

### **1. 1. 3 Hloubka dřepu**

Hloubku provedení dřepu lze dělit na tři velké skupiny – dřep částečný, paralelní a hluboký. Hloubka dřepu se většinou měří podle míry flexe v kolenních kloubech. Mezi autory různých prací nepanuje úplná shoda názvosloví a dosažené hloubky dřepu. To, co jeden nazývá dřepem paralelním, druhý autor může například označovat jako dřep hluboký. Obecně lze ale říci, že dřep částečný je do 50 stupňů flexe v koleni. Dřep paralelní nebo také poloviční je mezi 90 – 100 stupni. Označení hluboký dřep se používá po dosažení více jak 100 stupňů kolenní flexe (Schoenfeld, 2010, s. 3497; Marchetti et al., 2016, s. 2; Sahasrabudhe, Agarwal a Mullerpatan, 2017, s. 20; Spairani et al., 2012, s. 618; Kritz, Cronin a Hume, 2009, s. 81; Jaberzadeh, Yeo a Zoghi, 2016, s. 167; Hammond et al., 2016, s. 59).

#### **1. 1. 4 Zátěž ve dřepu**

Dřepy je možno dělit také na obyčejné (pouze s vlastní hmotností) a se zátěží (s činkou). V případě použití činky existuje mnoho variant jejího uchopení (Schellenberg, Taylor a Lorenzetti, 2017, s. 1-2; Slater a Hart, 2016, s. 96-97; Gullett et al., 2009, s. 284-285; Bryanton et al., 2012, s. 2820-2821).

Pokaždé se jedná o jiné provedení dřepu. To ovlivňuje jak zapojení svalových skupin, tak i tlaky vyvíjené na klouby. Je proto nutné určit jakého výsledku se chce dosáhnout. Dle cíle je následně zvoleno konkrétní provedení dřepu (Murray et al., 2013, s. 114-125; Escamilla et al., 2001c, s. 984-98; Da Silva, 2017, s. 1688-1693).

#### **1. 1. 5 Dřep v rehabilitaci**

Některé práce (Pierce et al., 2013, s. 1071-1084; Cotter, 2009, s. 1-128; Cavanaugh, Saldivar a Marx, 2015, s. 372-384; Dwyer, 2009, s.122-135; Dwyer et al., 2010, s. 181; Khumsapsiri et al., 2018, s. 4-7) uvádí dřep jako vhodný prvek v rehabilitaci např. po poškození předního anebo zadního zkříženého vazů, po totální endoprotetické náhradě kyčle, u pacientů po cévní mozkové příhodě a obecně u zranění dolních končetin. V rozmezí 0 – 50 stupňů flexe v kolenním kloubu se tlaky vyvíjené na tento kloub výrazně nezvyšují (jsou minimální), tudíž v tomto rozsahu nehrozí zvýšené riziko jeho poškození. Se zvyšující se hloubkou dřepu se zvyšuje svalová aktivita, což je výhodné pro posílení dolních. Signifikantní je také rychlost provedení, kdy při rychlém provedení (1 s nahoru, 1 s dolů) se síly působící na kloub zvyšují až o 30 % (Escamilla, 2001a, s. 127-41).

Výhodou dřepu je také to, že patří mezi aktivity prováděné v uzavřeném kinematickém řetězci. Oproti otevřeným kinematickým řetězcům působí menší přední a zadní střížnou silou a zároveň je zde větší kokontrakční aktivita svalstva. Tím se lepší koordinace činnosti svalstva a zmenšuje se riziko zranění (Bynum, Barrack, Alexander, 2016, s. 401-406; Lutz et al., 1993, s. 732-739).

V diplomové práci je zkoumáno, zda změna šířky postoje ovlivní svalovou aktivitu stehenního a hýžděového svalstva. Některé zdroje (Schwarzenegger, 1999, s. 493-496; Pearl, 2005, s. 284-286; Holman, 1990, s. 84; Signorile et al., 1995, s. 5-8) uvádějí, že změnou šířky postoje ve dřepu, lze docílit izolovanější aktivity pro určitou hlav m. quadriceps femoris. Jiné studie naopak uvádějí zjištění, že by změna šířky postoje zapojení jednotlivých hlav m. quadriceps femoris neovlivní (Paoli, Marcolin a

Petrone, 2009, s. 248-249; Escamilla et al., 2001b, s. 1556-1559; McCaw a Melrose, 1999, s. 430-431; Anderson, Courtney a Carmeli, 1998, s. 240-241).

## **1. 2 Funkční anatomie sledovaných svalů**

### **1. 2. 1 Musculus gluteus maximus**

M. gluteus maximus patří mezi hlavní extenzory kyčelního kloubu. Při fixované dolní končetině se podílí na záklonu pánve, a tím na jejím vyvažování, což napomáhá udržet vzpřímené postavení trupu. Tento sval také přispívá k laterální stabilitě trupu. Při běžných aktivitách se nejvíce zapojuje při chůzi do schodů a kopce. Nejvýhodnější poloha pro jeho kontrakci je zevně rotovaná kyčel. Naopak při vnitřní rotaci kyčle dolní končetiny jeho aktivita klesá. Zároveň se sám podílí na vnější rotaci kyčle, horní část svalu na abdukci a dolní část svalu na addukci kyčle. Při chůzi také kontroluje míru flexe v kyčli ve švihové fázi kročné končetiny (Dylevský, 2009, s. 142-145; Jonkers, Stewart a Spaepen, 2003, s. 99; Basmajian, 1974, s. 248-325).

Dylevský (2009, s. 145) uvádí, že při chůzi po rovině se m. gluteus maximus nekontrahuje vůbec. Kračmar, Chrástková a Bačáková (2016, s. 302) odporují s tvrzením, že elektromyografická aktivita m. gluteus maximus je sice malá, ale je patrný zásadní nástup aktivace svalu. Toto zapojení svalu do chůze je důležité pro vytváření propulzní síly.

Bipedální chůze může být přirovnána k modelu obráceného kyvadla. Vytváří se jedno modelový bod opory, kolem kterého se obrácené kyvadlo otáčí. Největší energetické nároky tak vznikají ve fázi, kdy je nutno přesunout těžiště těla nad další opěrný bod. Tento princip pomáhá šetřit potřebnou svalovou aktivitu při chůzi. Sval, který se zásadním způsobem podílí na této propulzi při chůzi je právě m. gluteus maximus: generuje pohyb v kyčelním kloubu. Jeho míra zapojení je ovlivňována rychlostí chůze. Při pomalé rychlosti (4 km.hod<sup>-1</sup>) se aktivuje o 340 % méně než při chůzi rychlé (6,5 km.hod<sup>-1</sup>) (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 310).

Při vykonávání dřepu se aktivita m. gluteus maximus zvětšuje s hloubkou dřepu. Nejvíce aktivní je v ascendentní fázi. Jeho aktivita je však ovlivněna postavením nohou. V širším postoji by se měl zapojovat více než v úzkém postoji (Sahasrabudhe, Agarwal a Mullerpatan, 2017, s. 21-23; McCaw a Melrose, 1999, s. 431-434; Schoenfeld, 2010, s. 3503; Isear, Erickson a Worrell, 1997, s. 532-539).

## 1. 2. 2 Musculus quadriceps femoris

Musculus quadriceps femoris se skládá ze čtyř hlav: m. rectus femoris, m. intermedius, m. vastus lateralis a m. vastus medialis. Je hlavním extenzorem kolenního kloubu. Aktivuje se především při chůzi v nerovném terénu. Při prostém stoji se zapojuje málo (stoj zabezpečují distálněji uložené svaly). Mm. vasti se podílejí na extenzi a správném umístění patelly. Při extenzi kolenního kloubu vyvolaném m. quadriceps femoris dochází k posunu patelly proximálně a laterálně. M. vastus medialis přetahuje patellu mediálně, a tím zmenšuje její laterální posun a zajišťuje její střední postavení v kolenním kloubu. Správným postavením patelly dochází ke zmenšení tlaků vyvíjené na laterální část chrupavky kolenních kloubů (Dylevský, 2009, s. 151; Elias et al., 2009, s. 578-583; Toumi et al., 2007, s. 1153-1159). V rovině frontální zajišťuje stabilitu kolenního kloubu m. vastus medialis (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 325). Navzdory některým představám se m. vastus medialis aktivuje po celou dobu extenze v kolenním kloubu, a nejen na jejím konci (byť největší aktivitu vykazuje ke konci extenze) (Basmajian, 1974, s. 259; Leib a Perry, 1971 v Hamill, Knutzen a Derrick, 2015, s. 201). M. vastus medialis lze dále dělit na dvě odlišné části. M. vastus medialis longus (VML) a m. vastus medialis obliqui (VMO). VML, který má svalová vlákna více vertikálně, se podílí především na extenzi v kolenním kloubu. VMO má svalová vlákna více horizontálně a svou aktivací pohybuje patellou mediálně, čímž vyrovnává laterální tah m. vastus lateralis (Castanov et al., 2019, *in press*; Ono et al., 2005, s. 1-3; Basmajian, 1974, s. 259-260). M. vastus lateralis je největším a nejsilnějším svalem m. quadriceps femoris (Hamill, Knutzen a Derrick, 2015, s. 201).

Některé studie poukazují na možnost, že při špatné koordinaci m. vastus medialis a m. vastus lateralis může vzniknout patellofemorální dysfunkce (Cowan et al., 2001, s. 183-189; Witvrouw et al., 1996, s. 160-165), ale výsledky jiných studií tuto pravděpodobnost vyvracejí (Powers, Landel, Perry, 1996, s. 946-955; Sheehy et al., 1998, s. 423-429).

Pattyn et al. (2011, s. 1) pomocí magnetické rezonance měřili velikost svalu m. quadriceps femoris. Zaznamenali výrazně zmenšenou trofiku m. vastus medialis obliquus ve skupině trpící patellofemorálním bolestivým syndromem v porovnání s kontrolní skupinou zdravých lidí. Zda je to tím, že pacienti trpí patellofemorálním syndromem, a tudíž se kvůli tomu zmenší trofika tohoto svalu nebo naopak zmenšená trofika je příčinou patellofemorální bolesti, se neví. Naznačuje to ale, že m. vastus medialis obliquus by mohl být indikátorem aktuální funkčnosti kolenního kloubu.

## **1. 3 Elektromyografie**

Elektromyografie je přístrojová elektronická technologie pro záznam a analýzu elektrických potenciálů, které reflektují kontrakční aktivity kosterní svaloviny během sledovaného pohybu (Krobot a Kolářová, 2011 s. 5)

Elektromyografii lze rozdělit na povrchovou a jehlovou. Každá má své využití a limitace (Basmajian, 1974, s. 26). V této práci bylo využito povrchové elektromyografie (SEMG – surface electromyography nebo také polyEMG), proto bude rozvedena dále pouze povrchová elektromyografie.

Pomocí SEMG lze pozorovat zapojení až několika kosterních svalů najednou. Díky této technice můžeme hodnotit svalové zapojení při sledovaných činnostech. Sleduje se timing svalů, velikost svalové aktivity a také svalová únava. SEMG tak poskytuje vhled na individuální pohybové stereotypy a zároveň vypovídá o funkční integritě mnoha systémů pohybové periferie a centrálních senzomotorických oblastí. Využívá se především pro výzkum a diagnostiku kineziologických funkcí. Objektivně a reprodukovatelně analyzuje funkční poruchy pohybu. SEMG lze využít i na detailní, často jen klinicky podprahové, poruchy motoriky, a kromě samotného hodnocení svalové aktivity i terapeuticky pomocí biofeedback terapie (Krobot a Kolářová, 2011, s. 5-6; Basmajian, 1974, s. 29).

Výhodou SEMG je neinvazivnost metody (elektrody se aplikují na kůži), relativně jednoduchá aplikace a možnost sledovat aktivitu více svalových skupin najednou. Signál snímáný z elektrod je převáděn do počítačového softwaru telemetricky nebo přes kabely. Obě metody nabízí velkou volnost pohybu ve sledované části těla (Kolářová et al., 2014, s. 76; Soderberg a Knutson, 2000, s. 3)

Nevýhodou SEMG je, že dokáže zachytit akční potenciály pouze povrchově uložených svalů, a tudíž nemá využití pro svaly umístěné hlouběji (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 25; Basmajian, 1974, s. 29).

### **1. 3. 1 Snímání EMG záznamu**

SEMG funguje na bázi snímání elektrických potenciálů svalů. Při vzniku akčního potenciálu, který se šíří podél celé membrány svalového vlákna, se uvolňují v jeho průběhu ionty vápníku, které následně umožňují svalovou kontrakci pomocí vazby na troponin. To je označováno jako elektrochemické spřažení. S tím, jak běží akční

potenciál po svalové membráně, vzniká elektromagnetické pole, které je snímáno za pomoci elektrod (Enoka, 2008, s. 194; Krobot a Kolářová, 2011, s. 16)

SEMG pomocí elektrod umístěných na svalech snímá v jejich okolí bioelektrický signál v nich generovaný, ve kterých běží zmíněný akční potenciál. Elektrické projevy aktivace jednotlivých svalových buněk se v souhrnu celého kosterního svalu načítají. Pro potenciál, který je součtem akčních potenciálů jednotlivých svalových vláken při aktivaci jedné motorické jednotky, se používá termín potenciál motorické jednotky (motor unit action potential – MUAP). Povrchová elektromyografie ve výsledku ukazuje aktivitu z více aktivních svalových vláken (MUAP) (De Luca, 1997, s. 141; Krobot a Kolářová, 2011 s. 12).

Výsledného signálu je dosaženo za pomoci tzv. bipolárního snímání. Toho je dosaženo pomocí dvou elektrod umístěných poblíž sebe (0,5 – 4 cm) paralelně s průběhem svalových vláken. Každá elektroda snímá elektrický potenciál v různém okamžiku. Výsledný snímaný signál představuje potenciálový rozdíl mezi oběma elektrodami v daném okamžiku a je následně zesílen v diferenciálním zesilovači, který je umístěn blízko elektrod. Výhodou aplikace bipolárního snímání je, že brání nechtěné interferenci z ostatních zařízení (např. rádiové a televizní stanice), redukuje cross talk a zvyšuje selektivitu snímaného svalstva. Při monopolárním snímání, kdy je měřeno napětí pouze mezi jednou elektrodou a zemnicí elektrodou, je vyšší riziko souběžného snímání aktivity okolních svalů (Enoka, 2008, s. 197-198; Krobot a Kolářová, 2011, s. 18-19).

Cross talk je signál, který je zachycen elektrodami umístěnými na jednom svalu, ale jeho původ je ve svalech okolních. Jelikož pohyb nikdy není proveden za pomoci jednoho svalu nebo svalové skupiny, může tak být EMG signál ovlivněn elektrickou aktivitou okolních svalů. Cross talk tudíž může ovlivnit výsledný EMG záznam, který je následně chybně vyhodnocen, jako aktivita sledovaného svalu. Může se to například stát u dýchacích svalů, které se aktivují kontinuálně. Při správné aplikaci elektrod se riziko cross talku (nežádoucí elektrické aktivity okolních svalů) výrazně redukuje (Enoka, 2008, s. 201; Krobot a Kolářová, 2011, s. 20).

Finální křivka EMG má většinou nepravidelný průběh, protože se snímá více motorických jednotek najednou a na snímací elektrody se dostává mnoho různě časově posunutých napětí a ty se navzájem překrývají. Výsledkem je tzv. interferenční vzorec. Čím větší je počet aktivovaných motorických jednotek, tím hustší je EMG záznam (Rubin a Daube, 2016, s. 363).



### 1. 3. 2 Analýza EMG signálu

Před vyhodnocením EMG signálu je typickým postupem zpracovat nejdříve hrubý EMG signál pomocí počítačového softwaru. Využívá se analýza změn frekvenčního spektra a amplitudy v čase (Enoka, 2008, s. 201-202; Krobot a Kolářová, 2011, s. 25):

#### A. Frekvenční analýza

Pro její hodnocení se nejčastěji využívá průměrná frekvence (mean frequency), střední hodnota frekvence (median frequency) a vlnový rozsah spektra. Nejběžněji se aplikuje při popisu svalové únavy, kdy dochází k poklesu frekvenčního spektra.

#### B. Rektifikace

Pomocí rektifikace se negativní hodnoty záznamu eliminují nebo se převrátí do pozitivních hodnot.

#### C. Vyhlazení signálu

Vyhlazením se odstraní vysokofrekvenční fluktační signály. Výsledný signál má lineární obálky. Míra vyhlazení se určuje podle potřeb studie. Dva nejčastěji využívané algoritmy jsou průměr rektifikovaných hodnot (AVR – average rectified value) a střední kvadratická hodnota (RMS – root mean square). Vyhlazení za pomoci RMS lépe odráží fyziologický vztah chování mezi motorickou jednotkou a svalovou kontrakcí.

### 1. 3. 3 Faktory ovlivňující EMG signál

Na výslednou kvalitu EMG signálu má vliv celá řada faktorů. Některé z nich lze do jisté míry ovlivnit, některé nikoliv. Je možno rozdělit je na faktory na kauzativní, přechodné a deterministické (De Luca, 1997, s. 137).

#### A. Faktory kauzativní – dělí se na vnitřní a vnější.

##### a. Faktory vnitřní

Představují fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti svalu a okolních tkání během kontrakce a nelze je během snímání ovlivnit.

Nejdůležitějším faktorem, který se řadí do vnitřních a zároveň je tím, co se sleduje, je svalová síla. Velikost svalové aktivity je dána typem a počtem snímaných aktivních svalových vláken a frekvencí jejich pálení – neboli prostorová a časová

sumace. Zvýšená svalová aktivita je na surovém EMG záznamu poznat ze zvýšené hustoty a nárůstu amplitudy elektromyografického záznamu.

Dále pak mezi tyto faktory patří:

- typ a délka svalových vláken
- intramuskulární prostředí
- teplotní podmínky
- hloubka umístění svalových vláken
- elektrická aktivita z jiných tkání (např. srdeční aktivita) (De Luca, 1997, s. 137-140; Krobot a Kolářová, 2011, s. 19-21).

#### *b. Faktory vnější*

Vycházejí například z konfigurace a umístění elektrod, a je tedy možné je ovlivnit správným postupem měření.

Na rozdíl od vnitřních faktorů se vnější faktory dají do určité míry redukovat, tak aby neovlivňovaly výsledný obraz EMG záznamu. Mezi faktory, které lze nejvíce ovlivnit patří elektrody – jejich velikost, umístění a kvalita. Čím menší jsou elektrody, tím větší je impedance. Čím dále od sebe jsou, tím větší je šance na cross talk a snižuje se selektivita. Vzdálenost mezi elektrodami by měla být 0,5 – 4 cm.

Umístění elektrod by mělo být paralelní s průběhem svalových vláken a mělo by se nacházet na břišku svalu, kde je nejvyšší elektromyografický signál. Elektrody se umísťují na předem očištěnou pokožku. Pokožku je možno očistit buď abrazivní pastou, nebo alkoholem.

Dále se mezi vnější faktory řadí externí šumy, jako jsou pohybové artefakty. Ty jsou způsobeny především špatným (ne)ukotvením zesilovače, proto je potřeba zesilovač co nejlépe připevnit k pokožce (De Luca, 1997, s. 137-140; Kolářová et al., 2014, s. 78-79).

De Luca (1997, s. 140) demonstruje, jak umístění elektrod na sval může ovlivnit výsledný EMG signál. Finální amplituda a frekvence EMG signálu bude jiná u umístění elektrod u inervační zóny (horní pozice elektrod), myotendinózní junkce (spodní pozice elektrod) a laterálního okraje svalu (prostřední elektroda vpravo). Žádoucí polohou je prostřední linie břiška svalu mezi inervační zónou a myotendinózním spojením.

## **B. Faktory přechodné**

Mezi přechodné faktory patří fyzické a fyziologické fenomény, které jsou ovlivněny jedním nebo více kauzativními faktory a zároveň ovlivňují faktory deterministické. Je to například crosstalk z okolních svalů, prostorová filtrace a množství akčních potenciálů snímaných elektrodou (De Luca, 1997, s. 140-141).

## **C. Faktory deterministické**

Deterministické faktory mají přímý vliv na EMG signál. Patří mezi ně počet aktivních motorických jednotek, mechanické interakce mezi svaly, pálení motorických jednotek, amplituda, tvar a trvání MUAP (De Luca, 1997, s. 141).

## **1. 4 Posturální kontrola a rovnováha**

Postura a rovnováha jsou pojmy, které spolu úzce souvisí. Rovnováha nebo také balance je soubor statických a dynamických strategií, které zajišťují posturální stabilitu a stabilizaci. Udržení rovnováhy zahrnuje komplexní integraci a koordinaci mnoha tělesných systémů jako jsou např. vestibulární, sluchový, zrakový a hybný. Balanční systém slouží k udržení specifické postury (stání, sezení apod.), k možnosti vyvolání volných pohybů, např. jako jsou přechody mezi jednotlivými posturami a k udržení těžiště těla nad opěrnou bází (plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy – viz níže) nebo jeho znovunabytí (Mancini a Horak, 2010, s. 239; Vařeka, 2002a, s. 116).

Problematika posturální kontroly naráží na nejednotnost termínů nebo jejich zaměňování, ať již díky složitosti tématu nebo rychlému vývoji poznatků. Je důležité, aby se jasně definovala terminologie, což napomůže jejímu lepšímu pochopení (Vařeka, 2002a, s.115-116).

Na posturální kontrole se podílí nejvíce tři složky: senzorická, řídicí a výkonná. Senzorická se skládá z vestibulárního systému, zrakového systému a propioceptorů. Řídicí představuje CNS, tedy mozek a mícha. Výkonnou složkou je pohybová soustava těla (Vařeka, 2002a, s. 115-116; Vrabc, 2002, s. 8; Peterka, 2002, s. 1097-1098).

#### **1. 4. 1 Postura**

Hodnocení postury se může lišit dle zkoumaných zdrojů. Věda, která se zabývá posturou, je poměrně mladý obor a jako taková postrádá pevnou definici. Různí autoři na posturu nahlíží a hodnotí ji odlišně. Véle tvrdí, že hodnocení postury vychází z uznávané průměrné normy držení těla zdravého jedince po dokončení pohybového vývoje. Každý má své individuální držení těla, a proto pojem „průměrná norma držení“ je relativní a obtížně se pro posturu stanovuje společné jednotné kritérium (Vařeka, 2002a, s. 115-116; Véle, 2012, s. 122).

Posturu lze definovat jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil. V běžném životě má z těchto sil největší význam síla tíhová. Postura vzniká díky vnitřním silám, kdy nejdůležitější úlohu hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem. Pro provedení pohybu je potřeba vždy zaujmout určité držení těla – posturu. Je základní podmínkou pro provedení pohybu. Pro optimální provedení pohybu je nutná optimální postura. Jak vyjádřil R. Magnus „*Posture follows movement like a shadow.*“ neboli postura provází každý pohyb jako stín. Posturu tak lze hodnotit nejen jako stoj na dvou dolních končetinách, ale jako držení těla kdykoliv během pohybu. Pokud bychom rozfázovali jakýkoliv pohyb na úseky, mohli bychom hodnotit posturu v jakémkoliv čase (Vařeka, 2002a, s. 115-116; Véle, 2012, s. 122; Kolář et al., 2009, s. 36-39).

Definování „dobré“ postury je obtížné, jelikož existují strukturální variace napříč rasami a pohlavím. Nicméně s ohledem na současnou znalost lze usoudit, že dobrá postura udržuje symetrii těla a umožňuje kloubům a svalům být v pozici, kdy jsou optimálně namáhány a tělo se facilituje směrem k pozitivním emocím (Rosario, 2017, s. 120).

#### **1. 4. 2 Posturální stabilita**

Při zaujetí statické polohy (sed, stoj apod.), kdy tělo zdánlivě setrvává v klidu a nemění svou polohu, se v těle odehrávají děje dynamické, která napomáhají udržet tělo bez velkého viditelného pohybu. Poloha segmentů těla se neustále více či méně posouvá, proto se mění i poloha jejich společného těžiště a také COG (průmět společného těžiště do opěrné báze) a COP (působíště vektoru reakční síly podložky). Nejde tedy ve skutečnosti o děj statický, ale dynamický. Tělo se snaží udržet danou statickou polohu, ale lze to popsat jako neustálé zaujímání statické polohy nebo také jako kvazistatickou činnost. Pro udržení stability ve statické poloze je nutné, aby se těžiště

promítalo do opěrné báze. Nemusí se promítat do opěrné plochy (plocha, která je využita k aktivní opoře – slouží k vytvoření opěrné báze) (Kolář et al., 2009, s. 38-39; Vařeka, 2002a, s. 116-118).

#### **1. 4. 3 Posturální stabilizace**

Posturální stabilizace označuje aktivní schopnost zajistit vzpřímenou polohu a lokomoci těla a reagovat na změny zevních sil tak, aby nedošlo k nečekanému nebo neřízenému pádu těla. Zajišťuje jistotu polohy a pohybu (Vařeka, 2002a, s. 115-116; Véle, 2012, s. 122; Kolář, 2009, s. 39-40).

Vařeka (2002a, s. 115-116) nerozlišuje termíny posturální stabilita a posturální stabilizace. Výše zmíněné informace uvádí k pojmu posturální stabilita. Kolář et al. (2009, s. 38-40) tyto termíny rozlišují, proto se tyto informace vřadily pod posturální stabilizaci, kde jsou tak řazeny.

#### **1. 4. 4 Strategie posturální kontroly**

Posturální kontrolu lze rozdělit na dvě skupiny. První skupina obsahuje dvě strategie udržení posturální stability: proaktivní a reaktivní. Druhá skupina dělí strategie posturální stability na statickou a dynamickou.

Proaktivní nebo také anticipatorní strategie řízení posturální kontroly nastupuje ještě před tím, než se daná situace stane. Například při očekávaném nárazu do horní poloviny těla se COM (bod, kde se soustředí hmotnost celého těla – těžiště těla) a COG přesune ve směru, odkud má náraz přijít.

Reaktivní strategie řízení posturální kontroly nastává až poté, kdy došlo k porušení posturální stability.

Mezi statickou strategií se řadí rovnovážné reakce (balanční mechanismy), které se pomocí řídicího systému snaží udržet tělo na jednom místě (nezměnná plocha kontaktu – část podložky, která je vymezená kontaktem těla). Patří sem hlezenní a kyčelní strategie. Za předpokladu stoje s nohama u sebe se uplatňuje v předozadním směru především hlezenní mechanismus posturální kontroly. V laterolaterálním směru pak kyčelní mechanismus. Stranová stabilita je lepší než stabilita v předozadním směru, jak je známo z kliniky i z denního života.

Dynamická strategie nastupuje tehdy, když k udržení posturální stability nestačí statická strategie. Dochází k přesunu plochy kontaktu např. pomocí úkroku, chycení se opory apod.

Pro správné provedení dynamické strategie je nutné, aby bylo provedeno několik úkonů, jinak dojde k pádu (ať řízenému nebo neřízenému): a) rozpoznání dané situace (senzorický systém), b) vyhodnocení situace (CNS), c) aktivace vhodných svalových skupin (eferentní systém), d) generace kontrakční svalové síly (pohybový systém) (Vařeka, 2002b, s. 123-125).

#### **1. 4. 5 Vliv vizuální informace na rovnováhu**

Zrak je hlavním senzorickým systémem, který udává polohu těla vůči zevnímu prostředí. Napomáhá zvýšením stability za podmínky, že je poskytnuta informace o statickém vnějším prostředí. I v případě fixace statického bodu ve tmě, nedokáže zrak přispět k posturální stabilitě tolik, jako když je poskytnuta informace o okolním prostředí (Laurens et al., 2010, s. 41; Peterka, 2002, s. 1106).

Palm et al. (2009, s. 328) hodnotili, jak napomůže zrak posturální stabilitě. Při zavřených očích byla naměřena největší nestabilita. Ve stoji s otevřenými očima se stabilita zlepšila a nejlepší byla, když probandům byla poskytnuta zpětná vizuální informace o jejich posturálních výchykách.

Zraková informace je jedním ze tří nejdůležitějších systémů (zbylé dva jsou vestibulární a somatosenzorický), které se podílejí na udržení rovnováhy. V případě poruchy jednoho ze systému, je tato ztráta kompenzovaná ostatními systémy, které se podílejí na udržení rovnováhy. Při redukci aferentních stimulů ze somatosenzoriky (např. pěnová podložka, polyneuropatie) se zvětšuje podíl zraku na udržení rovnováhy (Friedrich et al., 2008, s. 312; Patel et al., 2008, s. 954-960; Mergner et al., 2005, s. 535-534).

#### **1. 4. 6 Vliv somatosenzorických informací na rovnováhu**

Ve stoji na klidné nebo málo se pohybující se podložce, kdy všechny tři hlavní senzorické vstupy jsou k dispozici, je nejdůležitější informace zajišťující posturální stabilitu brána ze somatosenzorických receptorů. Vestibulární ústrojí se podílí méně než zrak na celkovém přispění k bilanci. (Peterka, 2002, s. 1112; Cenciarini a Peterka, 2006, s. 2748).

Studie (Germano et al., 2018, s. 197-198; Billot et al., 2015, s. 157-159; Billot et al., 2013, s. 42-43; Ferguson, Polskaia a Tokuno, 2017, s. 243-245), které zkoumaly efekt svalové aktivity a pohybu CoP po aplikaci chladicí procedury na plosky nohou, zjistili, že CoP nevykazuje výrazné rozdíly ve výchylkách. M. triceps surae vykazoval zvýšenou aktivitu. Je předkládáno, že je to způsobeno adaptační strategií, kdy tělo se snaží zachovat posturální kontrolu a kompenzovat ztrátu aferentace z chodidel zvýšenou svalovou aktivitou. Výsledky těchto studií ukazují pouze situace, kde probandi jsou podrobena statickému stoji. Perry, McIlroy a Maki (2000, s. 402-405) aplikovali tyto podmínky (chlazení nohou) na dynamické posturální děje. Probandi byli vystaveni nečekaným změnám směru na pohyblivé platformě. Při porovnání strategií posturální kontroly, museli účastníci výzkumu po aplikaci chladivé látky, udělat více kroků, aby zabránili pádu. Výsledky naznačují, že mechanoreceptory na chodidlech podávají specifickou informaci, kterou nelze nahradit zrakovou.

## **1. 5 Vliv šířky stoje na svalovou aktivitu**

### **Efekt šířky stoje na elektromyografickou aktivity osmi povrchových svalů stehna během zadního dřepu s různou zátěží**

Paoli, Marcolin a Petrone (2009) zkoumali účinek tří různých šířek stojů a různých velikostí zátěže na aktivitu osmi povrchových svalů dolních končetin u zadního dřepu. Zadní dřep byl prováděn s velkou činkou položenou na trapézových svalech. Byly zkoumány šířky stoje o 100 %, 150 % a 200 % bitrochanterické šířky (BTŠ), kdy jako referenční hodnota se použilo 100 % BTŠ. Zapojení svalů se hodnotilo pomocí povrchové EMG. Zkoumanými svaly byly m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. semitendinosus, m. biceps femoris a m. adductor maior. Studie se zúčastnilo šest zkušených vzpěračů. Probandi byli vyzváni k provedení deseti dřepů v každém ze tří šířek stoje. Mezi sériemi dřepů byla šesti minutová pauza. V každém postoji provedli probandi dřep s nulovou zátěží, s 30 % a 70 % jednoho opakovacího maxima (one-repetition maximum, 1 RM – maximální velikost zátěže, kterou lze zvednout).

Studie nezaznamenala žádné signifikantní rozdíly v míře aktivace svalů kromě m. gluteus maximus. Změny u m. gluteus maximus byly naměřeny u 150 % BTŠ šířky stoje bez zátěže a se 70 % zátěží, a také u stoje o 200 % BTŠ bez zátěže a se 70 % zátěží.

## **Efekt šířky stoje a zatížení na svalovou aktivitu dolních končetin u paralelního dřepu**

McCaw a Melrose (1999) se zaměřili na účinek šířky stoje a efekt zátěže v paralelním dřepu u šesti svalů (m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. adductor longus, m. gluteus maximum a m. biceps femoris). Aktivita svalů byla měřena pomocí povrchové EMG. Zúčastnilo se devět mužských vzpěračů. Byla sledována úzká báze (75 % šířky ramen) a široká báze stoje (140 % šířky ramen). Jako referenční hodnota byla zvolena šířka báze 100 % šířky ramen. Bylo provedeno pět opakování dřepů v každé ze sledovaných šířek báze a zátěže (30 dřepů celkově). Pro účely této studie si každý proband mohl zvolit vlastní výchozí nastavení nohou (tj. vlastní rotaci dolních končetin). Dřepy byly prováděny s 60 % a 75 % jednoho opakovacího maxima.

Výsledky ukázaly, že změna šířky stoje nemá signifikantní vliv na svalovou aktivitu m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Signifikantní změny bylo dosaženo pouze se změnou zátěže. M. gluteus maximus se aktivoval více v širším stoji než v užším stoji, ale pouze při použití těžší činky. M. adductor longus byl nejvíce aktivní v ascendentní fázi dřepu se širším postavením dolních končetin. Při použití 75 % jednoho opakovacího maxima byla naměřena o 28 % větší SEMG aktivita než se 60 % zátěží. M. biceps femoris měl o 50 % větší aktivitu v ascendentní fázi ve srovnání s descendentní fází dřepu. Závěr studie naznačuje, že šířka stoje nedokáže vyvolat lepší izolovanou aktivitu hlav m. quadriceps femoris, ale ovlivní svalovou aktivitu m. gluteus maximus a m. adductor longus.

## **Efekt techniky provedení na biomechaniku kolenního kloubu při dřepu a leg pressu.**

Escamilla et al. (2001b) popisují změny svalové aktivity u dřepu a leg pressu (cvičení na posilovacím stroji – v lehu/polosedu je vytlačována pomocí dolních končetin směrem nahoru deska se závažím) a jejich variant provedení. Studie se zúčastnilo deset zkušených mužský vzpěračů. U dřepu byl zkoumán vliv postavení nohou na širokou a úzkou bázi, a taktéž vliv jejich rotačního nastavení. Úzké postavení nohou odpovídalo vzdálenosti naměřené mezi spinami iliaca anterior superior (SIAS). Široké postavení nohou bylo specifikováno jako dvojnásobná vzdálenost mezi SIAS. Rotace nohou byly 0° a 30° zevní rotace. Pomocí osmikanálové SEMG byly měřeny m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. gastrocnemius. Každý z účastníků



provedl čtyři typy dřepů: 1) úzký stoj, 0° zevní rotace, 2) úzký stoj, 30° zevní rotace, 3) široký stoj, 0° zevní rotace, 4) široký stoj, 30° zevní rotace.

Výsledky studie neukázaly žádný signifikantní výsledek ve změně svalové aktivity při změně rotace nohou mezi jakýmkoliv stojem. Žádné signifikantní výsledky u změn svalové aktivity se taktéž neukázaly u m. quadriceps femoris mezi úzkým a širokým stojem.

### **EMG analýza svalů vastus medialis a vastus lateralis při využití úzkého a širokého stoje nezatíženého dřepu**

Anderson, Courtney a Carmeli (1998) hodnotili, zda se zvýší svalová aktivita m. vastus medialis oblique a m. vastus lateralis při širším stoji u provádění dřepů než při užším. Druhým cílem studie bylo zjistit, jestli se zvětší aktivita VMO při zvětšení hloubky dřepu. Hloubky dřepu byly 30°, 60° a 90° flexe v kolenním kloubu. Šířka stoje byla určena pomocí vzdálenosti mezi pravou a levou SIAS. Úzká báze byla 100 % vzdálenosti mezi SIAS. Široká báze byla 200 % vzdálenosti mezi SIAS. Studie se zúčastnilo patnáct zdravých studentů. Průměrný věk byl  $28.6 \pm 4.66$  let. Zapojení svalů se hodnotilo za pomoci SEMG.

Testovaly se dvě pozice – úzká a široká – a v každé z nich tři hloubky dřepu. Vytočení špiček bylo povoleno individuální dle probandů.

Výsledky neukázaly žádné signifikantní změny ve svalové aktivitě mezi úzkou a širokou bází. Při porovnávání hloubky dřepu se signifikantní výsledky ukázaly. Oproti 30° flexi se při 90° flexi v kolenních kloubech výrazně víc zapojoval m. vastus medialis jak v úzkém, tak i v širokém stoji. V širokém stoji byla také signifikantně zvýšená svalová aktivita i při 60° flexi v porovnání se 30° flexí.

## **1. 6 Vliv stability na svalovou aktivitu**

### **Aktivita trupového svalstva roste s nestabilitou ve dřepu**

Anderson a Behm (2005) v této studii určovali změny elektromyografické aktivity pomocí SEMG při provádění dřepu o různých stabilitách a odporu ve svalech m. soleus, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, horního úseku lumbálního erectoru spinae, lumbosakrálního erectoru spinae a abdominálních stabilizátorů. Abdominální stabilizátory byly měřeny v oblasti nad ligamentum inguinale a mediálně od SIAS. EMG záznam v této oblasti mohl být tvořen aktivitou z více svalů (m. obliquus internus

abdominis a m. transversus abdominis), proto byl zvolen termín „abdominální stabilizátory.“ Změny stability byly upraveny provedením dřepu na Smithově stroji (velmi stabilní dřep – osa klouzající v kolejničích – viz příloha 1), volným dřepem (relativně stabilní dřep) a dřepem na nestabilních podložkách (swiss ball – nestabilní dřep – malé nafouknuté gumové míče). Zátěž byla rozdělena do tří kategorií – bez zátěže, s 29.5 kg a s 60 % jednoho opakovacího maxima. Ve studii bylo čtrnáct mužských subjektů. Dřepy byly prováděny do 90° flexe v kolenních kloubech s chodidly na šířku ramen a špičkami, které směřovaly rovně. Při provádění dřepů probandi drželi olympijskou osu (osu činky) na ramenech za hlavou.

Výsledky studie ukazují na zvýšenou aktivitu zádového svalstva a m. soleus při dřepu na nestabilní podložce ve srovnání s dřepem na stabilních podložkách. Abdominální stabilizátory měly nejmenší hodnoty v nestabilním dřepu. M. vastus lateralis a m. biceps femoris signifikantní změnu ve svalové aktivitě neukázaly. Se zvětšující se zátěží vzrůstala i aktivita ve svalech. Autoři studie poukazují na možnost, že cvičení za nestabilních podmínek je výhodné pouze pro svalstvo zpěňující páteř (m. erector spinae) a ne tolik pro svaly, které vykonávají hlavní pohyb ve dřepu.

### **Svalová aktivita dolních končetin při vykonávání dřepů s balanční obuví**

Horsak et al. (2014) zkoumali, jak se u dřepu změní svalová aktivita dolní končetin při použití balančních bot ve srovnání s použitím normální obuvi. Studie se zúčastnilo dvanáct probandů. Měřila se průměrná aktivita m. vastus medialis, m. gluteus maximus, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis na dominantní noze. Zkoumaly se tři různé typy dřepů. Dřep normální, dřep se širokým postavením nohou a dřep rozdělený. Dřep rozdělený byl prováděn s jednou dolní končetinou vepředu a druhou dolní končetinou vzadu. Každý proband provedl šest opakování v každém typu dřepu a stabilitě, resp. nestabilitě. Každý proband si určil svoji šířku stoje, rotaci dolních končetin a délku kroku pro rozdělený dřep. Tyto míry byly zaznamenány, aby se dodrželo přesného výchozího nastavení pro každého probanda při nasazení normální a balanční obuvi.

Nebyly nalezeny žádné signifikantní rozdíly ve svalové aktivitě mezi třemi variantami cviků při obutí normální obuvi ani při nasazení balanční obuvi. Rozdíly v aktivitě byly nalezeny při porovnání sérií dřepů s balanční a normální obuví. Při aplikaci balančních bot průměrná aktivita m. vastus medialis a m. tibialis anterior v porovnání

s normální botou vzrostla. M. gluteus maximus a m. gastrocnemius nedosáhly významných výsledků ve svalové aktivitě.

## 2 Cíle výzkumu

Cílem práce je porovnání svalové aktivity m. gluteus maximus, m. vastus lateralis a m. vastus medialis bilaterálně při provádění odlišných typů hlubokého dřepu.

### 2. 1 Výzkumné otázky

- 1) Ovlivní šířka stoje u dřepu aktivitu m. gluteus maximus?
- 2) Ovlivní šířka stoje u dřepu aktivitu m. vastus lateralis?
- 3) Ovlivní šířka stoje u dřepu aktivitu m. vastus medialis?
- 4) Ovlivní vykonávání dřepu na pěnových balančních podložkách aktivitu zkoumaných svalů v porovnání s referenčním dřepem?
- 5) Ovlivní vykonávání dřepu se zavřenýma očima aktivitu zkoumaných svalů v porovnání s referenčním dřepem?

### 2. 2 Hypotézy

H<sub>01</sub>: Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě m. gluteus maximus při porovnání variant dřepů (referenční dřep, široký dřep, úzký dřep, labilní dřep, dřep se zavřenýma očima).

H<sub>A1</sub>: Existuje rozdíl ve svalové aktivitě m. gluteus maximus při porovnání variant dřepů (referenční dřep, široký dřep, úzký dřep, labilní dřep, dřep se zavřenýma očima).

H<sub>02</sub>: Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě m. vastus lateralis při porovnání variant dřepů (referenční dřep, široký dřep, úzký dřep, labilní dřep, dřep se zavřenýma očima).

H<sub>A2</sub>: Existuje rozdíl ve svalové aktivitě m. vastus lateralis při porovnání variant dřepů (referenční dřep, široký dřep, úzký dřep, labilní dřep, dřep se zavřenýma očima).

H<sub>03</sub>: Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě m. vastus medialis při porovnání variant dřepů (referenční dřep, široký dřep, úzký dřep, labilní dřep, dřep se zavřenýma očima).

H<sub>A3</sub>: Existuje rozdíl ve svalové aktivitě m. vastus medialis při porovnání variant dřepů (referenční dřep, široký dřep, úzký dřep, labilní dřep, dřep se zavřenýma očima).

## **3 Metodika**

### **3. 1 Charakteristika výzkumného souboru**

Počet probandů ve studii byl 15 z toho 10 žen a 5 mužů. Primárně se jednalo o studenty Univerzity Palackého v Olomouci. Průměrný věk byl 23 let ( $\pm 2,5$ ), průměrná hmotnost 69 kg ( $\pm 11,1$ ) a průměrná výška byla 172 cm ( $\pm 8,3$ ). Kritéria pro výběr probandů byla následující: věk 18-60 let, zdravotní stav umožňující provedení hlubokého dřepu (dostatečný pohybový rozsah v hlezenních, kolenních a kyčelních kloubech), případná zranění na dolních končetinách a trupu (fraktury, dislokace apod.) plně zhojena, porozumění zadání úkolu a ochota spolupráce. Měření proběhlo v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci.

Všichni probandi byli předem seznámeni s výzkumem a podepsali informovaný souhlas (viz příloha 2) schválený Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.

### **3. 2 Průběh výzkumu**

#### **3. 2. 1 Přístroje, vybavení a sledované svaly**

Pro objektivní zhodnocení svalové aktivity, relativní jednoduchost aplikace a neinvazivnost metody byla vybrána povrchová elektromyografie. EMG přístroj byl od společnosti Noraxon, řada TeleMyo PC Interface. Na EMG bylo využito osm kanálů – dva kanály pro aplikaci akcelerometru a zbývajících šest kanálů na svalové skupiny dolních končetin. EMG záznam byl doprovázen kamerovým záznamem pro lepší přehlednost a zhodnotitelnost experimentu. Bylo zkoumáno zapojení vybraných tří svalových skupin na každé dolní končetině během vykonávání dřepů. Nahlíželo se na maximální a průměrnou svalovou aktivitu. Maximální hodnota byla nejvyšší dosažená hodnota, kterou daný sval v dané situaci dosáhl. Průměrná hodnota je vypočítána z hodnot plochy pod EMG křivkou vydělenou časovou periodou. Značí průměrnou svalovou aktivitu v měřeném čase při hodnoceném cviku (Hibbs et al., 2011, s. 103).

Sledované svaly a jejich řazení v EMG programu:

- 1) m. gluteus maximus l. sin.
- 2) m. gluteus maximus l. dx.
- 3) m. vastus lateralis l. sin.
- 4) m. vastus lateralis l. dx.
- 5) m. vastus medialis l. sin.

6) m. vastus medialis l. dx.

### **3. 2. 2 Příprava probanda k měření**

Probandi byli požádáni, aby si den před měřením oholili hýždě a dolní polovinu stehen pro snazší upevnění elektrod, a tedy větší přesnost měření a minimalizaci chyb. Před samotným měřením byla místa, kde měly být elektrody umístěny, vyčištěna abrazivní pastou, setřena vlhkým ubrouskem a následně pokožka osušena.

Před aplikací elektrod byla napalповána břiška svalů, která se ozřejmila izometrickou kontrakcí daných svalů. Senzory byly následně přilepeny na prominující břiška paralelně se svalovými vlákny. Elektrody byly samolepící a měly mezi sebou vzdálenost cca 2 cm. Zemní elektroda byla připevněna na os sacrum pro malou svalovou aktivitu v dané oblasti (zobrazení umístění elektrod viz příloha 3 a 4). Celá procedura aplikace elektrod proběhla za dodržení doporučení společnosti SENIAM. Po nalepení elektrod byly k tělu probanda pomocí lékařské lepicí pásky připevněny zesilovače EMG signálu. Připevnění proběhlo z důvodu minimalizace artefaktů.

Před zahájením měření byla určena biakromiální (BA) šířka každého účastníka výzkumu pomocí pelvimetru. Na zem byly nalepeny značky v rozmezí 75 %, 100 % a 125 % BA šířky. Značky byly vytvořeny také na pěnových podložkách sloužících k vykonání jedné série dřepu.

Byla změřena délka stehenní kosti od velkého trochanteru k interkondylickému prostoru a v polovině této délky byl umístěn akcelerometr, který sloužil pro určení začátku a konce dřepu na EMG záznamu.

Probandovi bylo názorně ukázáno, jaký způsobem má vykonávat dřepy (požadovaná hloubka, držení horních končetin apod.). Poté byl vyzván k provedení dřepu, a pokud bylo zapotřebí, proběhla jeho korekce. Z důvodu bezpečnosti byl vykonán jeden zkušební pokus se zavřenými očima pro ověření, zdali proband zvládne jeho provedení bez větších problémů (velké titubace, pád apod.). Žádný z probandů neměl ani neudával jakékoliv potíže s jeho vykonáním.

Před začátkem experimentu byla provedena zkouška funkčnosti elektrod a jejich správného umístění. Proband provedl maximální volní izometrickou kontrakci vybraných svalů pro ověření jejich aktivity na monitoru. Následně byl vykonán zkušební dřep, aby se zjistilo, zda nic nepřekáží jeho volnému průběhu. V případě, že vše bylo v pořádku, přistoupilo se k samotnému měření.

### 3. 2. 3 Průběh měření

Provedení cviků proběhlo bez externí zátěže (pouze s vlastní hmotností). V každé sérii dřepů bylo uděláno 5 opakování. Na vykonání dřepu byla vymezena 1 sekunda dolů (descendentní fáze) a 1 sekunda nahoru (ascendentní fáze). Mezi jednotlivými dřepy v jedné sérii byly dvě sekundy odpočinku pro snazší oddělení začátku a konce svalové aktivity a vyhodnocování EMG záznamu. Mezi sériemi dřepů byla 90 sekund pauza. Čas byl měřen za využití metronomu. Celkem bylo změřeno pět sérií dřepů.

Pro více objektivní hodnocení byli probandi požádáni, aby dodrželi podmínky provádění dřepů: 1) minimalizovat vychylování kolenních kloubů do stran, 2) v ascendentní fázi pokračovat do propnutých dolních končetin, 3) po celou dobu zůstat na celých ploskách chodidel, 4) držet horní končetiny před sebou ve vodorovné poloze 5) stále se dívat na určený bod. Minimální hloubka dřepu byla vymezena klesnutím pod horizontální polohu stehenní kostí.

Výchozí nastavení polohy probanda bylo: stoj na celých ploskách chodidel, paralelní postavení nohou (0 – 5 stupňů zevní rotace), natažené dolní končetiny, horní končetiny v 90 stupňové flexi, pohled směřoval na bod vzdálený 80 – 90 cm v úrovni pupku. Šířka stoje byla nastavena dle požadovaného typu dřepu. Proband se postavil patami na předem vytvořené značky na zemi.

První provedení dřepu proběhlo následovně: proband byl nastaven do výchozí polohy a šířka stoje byla na 100 % BA šířky. Tento způsob posloužil jako referenční dřep (RD) pro srovnání ostatních variant.

První varianta dřepu byl dřep široký (SD). Proband byl nastaven do výchozí polohy a šířka stoje byla 125 % BA šířky.

Druhá varianta byl dřep s úzkým postavením nohou (UD). Proband byl nastaven do výchozí polohy a šířka stoje byla na 75 % BA šířky.

Třetí varianta byl dřep labilní (LD). Proband byl nastaven do výchozí polohy a šířka stoje byla na 100 % BA šířky. Nohy byly vypořádány pěnovými destičkami (jedna pod každou nohu). Byly použity pěnové podložky od firmy TheraBand zelené barvy (největší tvrdost pěny, výška podložky 4 cm, viz příloha 5).

Čtvrtá varianta dřepu byl dřep se zavřenými očima (ZOD). Proband byl nastaven do výchozí polohy a šířka stoje byla na 100 % BA šířky. Proband měl zavřené oči a jejich kontrola probíhala po celou dobu vykonávání série dřepů.

Doba měření nepřesáhla 30 minut.

### **3. 3 Metody EMG hodnocení**

Zpracování EMG záznamu proběhlo v programu MyoResearch od firmy Noraxon. Surový záznam byl zrektifikován a vyhlazen pomocí root mean square (RMS), přičemž velikost okna byla zvolena 200 ms.

Bylo vybráno pět dřepů v jedné sérii. Začátek a konec dřepu byl určen pomocí záznamu z akcelerometru. Vyhodnotilo se vždy všech pět dřepů v rámci jedné série. Vyhodnocením byla získána průměrná a maximální hodnota svalové aktivity každého sledovaného svalu v dané aktivitě. Po zpracování byla data převedena do programu Microsoft Office Excel, kde proběhlo jejich znormování. Data z referenčního dřepu posloužila jako referenční hodnota pro srovnání ostatních variant dřepů.

### **3. 4 Metody statistického hodnocení**

Statistické zpracování dat proběhlo v programu Statistica verze 13.4. Pomocí popisné statistiky se ověřila normalita dat. Byl využit Shapiro-Wilkův test a hladina normality byla nastavena na  $p > 0,05$ . Data nespĺňovala požadovanou hladinu normálního rozložení, proto se dále k jejich vyhodnocování používaly neparametrické metody. Pracovalo se s porovnáním více závislých vzorků – Friedmanova ANOVA. Porovnávaly se svaly napříč dřepy. Hladina statistické významnosti byla určena na  $p < 0,05$ . V případě nalezení statistické významnosti bylo následně provedeno zjištění, kde se vyskytuje významnost. Porovnávaly se všechny kombinace dřepů mezi sebou (celkem 10 kombinací). Porovnání bylo učiněno pomocí Wilcoxonova párového testu s využitím Bonferroniho korekce, kdy hladina spolehlivosti se vydělí počtem porovnávaní. Testovalo se pět typů dřepu. Statisticky významné tedy byly rozdíly, pro něž dosažená hladina  $p$  byla  $p < 0,01$ .



## 4 Výsledky výzkumu

Data v tabulkách 1 – 2 (Tabulka 1 a 2, s. 33 – 34) zobrazují výsledné hodnoty měřených svalů na dolních končetinách aspektem průměru, mediánu, minima, maxima, dolního a horního kvartilu a směrodatné odchylky po znormování elektromyografického signálu. Referenční dřep uváděn nebyl, neboť sloužil jako referenční hodnota pro ostatní typy dřepů, tudíž jeho hodnoty byly 1 (kromě směrodatné odchylky, která byla 0).

**Tabulka 1 Základní popisné statistiky znormovaných průměrných hodnot při vykonávání dřepů**

Svaly	Průměr	Median	Min.	Max.	D. kvartil	H. kvartil	SO
SD L GM	1,05	1,06	0,94	1,14	1,01	1,10	0,06
SD P GM	1,06	1,08	0,89	1,28	1,01	1,09	0,09
SD L VL	0,99	0,99	0,85	1,12	0,94	1,05	0,08
SD P VL	0,98	0,99	0,85	1,16	0,92	1,01	0,08
SD L VM	0,96	0,96	0,84	1,07	0,93	0,98	0,06
SD P VM	1,01	0,97	0,95	1,19	0,95	1,04	0,08
UD L GM	1,06	1,09	0,79	1,29	0,96	1,12	0,12
UD P GM	1,04	1,07	0,84	1,24	0,94	1,13	0,11
UD L VL	1,00	0,98	0,73	1,23	0,93	1,09	0,12
UD P VL	0,98	0,98	0,76	1,14	0,94	1,05	0,09
UD L VM	0,95	0,95	0,70	1,14	0,92	1,02	0,10
UD P VM	1,02	0,98	0,66	1,48	0,96	1,10	0,17
LD L GM	1,03	1,00	0,85	1,19	0,95	1,12	0,10
LD P GM	1,05	1,05	0,89	1,18	0,97	1,13	0,09
LD L VL	0,95	0,95	0,71	1,23	0,89	1,02	0,14
LD P VL	0,93	0,93	0,66	1,07	0,92	1,00	0,10
LD L VM	0,91	0,92	0,68	1,08	0,89	0,96	0,10
LD P VM	0,95	0,95	0,67	1,09	0,91	1,03	0,10
ZOD L GM	1,07	1,03	0,93	1,83	0,96	1,07	0,22
ZOD P GM	1,10	1,04	0,85	2,47	0,92	1,05	0,39
ZOD L VL	0,95	0,96	0,68	1,03	0,95	0,99	0,08
ZOD P VL	0,96	0,97	0,68	1,08	0,93	1,00	0,09
ZOD L VM	0,92	0,95	0,59	1,01	0,89	0,98	0,10
ZOD P VM	1,00	0,99	0,72	1,13	0,95	1,04	0,10

Legenda: Min. – minimum, Max. – maximum, D. – dolní, H. – horní, SO – směrodatná odchylka, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

**Tabulka 2 Základní popisné statistiky znormovaných maximálních hodnot při vykonávání dřepů**

Svaly	Průměr	Median	Min.	Max.	D. kvartil	H. kvartil	SO
SD L GM	1,02	1,02	0,85	1,28	0,97	1,07	0,12
SD P GM	0,99	0,97	0,63	1,25	0,93	1,06	0,13
SD L VL	1,01	0,95	0,87	1,41	0,92	1,02	0,14
SD P VL	0,99	0,98	0,87	1,18	0,95	1,04	0,08
SD L VM	0,96	0,97	0,86	1,06	0,92	1,00	0,06
SD P VM	1,05	1,03	0,92	1,27	0,96	1,12	0,11
UD L GM	0,99	0,98	0,71	1,37	0,85	1,07	0,18
UD P GM	0,94	0,94	0,66	1,21	0,84	1,01	0,16
UD L VL	0,99	0,99	0,77	1,41	0,89	1,03	0,15
UD P VL	0,99	0,98	0,84	1,12	0,93	1,06	0,08
UD L VM	0,96	0,95	0,80	1,22	0,84	1,02	0,12
UD P VM	1,05	1,03	0,88	1,22	0,97	1,14	0,10
LD L GM	1,02	0,99	0,68	1,29	0,96	1,13	0,15
LD P GM	0,99	0,95	0,81	1,45	0,91	1,00	0,15
LD L VL	0,92	0,89	0,70	1,27	0,87	0,99	0,13
LD P VL	0,93	0,94	0,71	1,07	0,86	1,03	0,11
LD L VM	0,94	0,97	0,79	1,02	0,91	0,99	0,07
LD P VM	1,02	1,03	0,86	1,20	0,96	1,08	0,09
ZOD L GM	1,04	1,02	0,91	1,18	0,97	1,11	0,08
ZOD P GM	0,97	0,97	0,82	1,25	0,87	1,03	0,11
ZOD L VL	0,96	0,96	0,72	1,07	0,92	1,02	0,09
ZOD P VL	0,99	0,97	0,74	1,13	0,95	1,05	0,10
ZOD L VM	0,95	0,97	0,77	1,07	0,91	1,01	0,08
ZOD P VM	1,06	1,03	0,91	1,39	0,94	1,14	0,14

Legenda: Min. – minimum, Max. – maximum, D. – dolní, H. – horní, SO – směrodatná odchylka, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenýma očima, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

V tabulkách 3 – 6 (Tabulka 3 – 6, s. 35 – 36) jsou zobrazeny naměřené hodnoty po znormování u všech probandů pro průměrnou svalovou aktivitu.

**Tabulka 3 Znормované průměrné hodnoty u dřepu širokého**

Proband	SD L GM	SD P GM	SD L VL	SD P VL	SD L VM	SD P VM
1	0,94	1,09	0,90	0,92	0,90	0,95
2	1,04	1,03	1,05	1,06	0,91	0,95
3	1,08	1,01	0,99	0,99	0,96	1,00
4	1,02	1,04	0,94	1,01	0,93	0,97
5	1,10	1,08	1,07	0,92	0,99	0,95
6	1,10	1,06	0,94	0,94	0,97	0,96
7	1,14	0,89	1,10	1,16	1,07	1,19
8	0,94	0,95	0,98	0,99	0,95	1,02
9	1,01	1,28	0,85	0,85	0,84	0,95
10	1,06	1,09	1,01	1,00	0,96	1,17
11	1,01	1,08	1,12	0,90	1,04	1,10
12	1,05	1,15	0,99	1,01	0,98	0,98
13	1,14	0,99	1,05	1,08	0,97	1,04
14	1,13	1,08	0,96	0,95	0,98	0,95
15	1,07	1,13	0,94	0,96	0,94	0,97

Legenda: SD – široký dřep, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

**Tabulka 4 Znормované průměrné hodnoty u dřepu úzkého**

Proband	UD L GM	UD P GM	UD L VL	UD P VL	UD L VM	UD P VM
1	0,94	1,16	0,89	0,91	0,91	0,94
2	1,09	1,07	1,09	1,14	1,02	0,98
3	1,10	1,04	0,97	0,94	0,93	0,96
4	1,01	1,09	0,91	1,00	0,90	0,96
5	1,17	1,13	1,17	0,92	1,02	1,00
6	1,12	1,08	0,93	0,95	0,93	0,98
7	1,06	0,89	1,09	1,05	1,07	1,12
8	0,94	0,95	0,98	1,01	0,95	1,04
9	0,96	0,94	0,73	0,76	0,70	0,66
10	1,29	1,24	1,04	1,13	0,92	1,48
11	0,79	0,84	1,23	0,98	1,14	1,20
12	1,09	1,17	0,98	0,99	0,97	0,97
13	1,13	0,93	1,03	1,06	0,95	1,10
14	1,11	1,06	0,95	0,94	0,97	0,93
15	1,10	1,07	0,94	0,95	0,93	0,96

Legenda: UD – úzký dřep, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

**Tabulka 5 Znormované průměrné hodnoty u dřepu labilního**

Proband	LD L GM	LD P GM	LD L VL	LD P VL	LD L VM	LD P VM
1	0,93	1,13	0,86	0,87	0,87	0,91
2	1,06	1,05	1,04	1,07	1,00	0,90
3	1,11	1,08	0,95	0,92	0,90	0,93
4	1,00	1,15	0,89	1,00	0,89	0,95
5	1,19	1,18	1,18	0,92	1,00	1,00
6	1,12	1,08	0,93	0,93	0,90	1,04
7	1,10	1,00	0,93	0,93	0,96	0,96
8	0,94	0,97	0,97	1,01	0,95	1,05
9	0,85	0,97	0,76	0,80	0,75	0,94
10	0,98	1,06	0,71	0,66	0,68	0,67
11	0,96	0,92	1,23	0,96	1,08	1,03
12	1,17	1,17	0,97	0,97	0,95	0,96
13	1,13	0,98	1,02	1,05	0,92	1,09
14	0,96	1,03	0,95	0,93	0,93	0,91
15	0,95	0,89	0,93	0,94	0,92	0,95

Legenda: LD – labilní dřep, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

**Tabulka 6 Znormované průměrné hodnoty u dřepu se zavřenýma očima**

Proband	ZOD L GM	ZOD P GM	ZOD L VL	ZOD P VL	ZOD L VM	ZOD P VM
1	0,99	1,00	0,89	0,93	0,89	0,95
2	1,05	1,04	0,97	0,97	0,91	1,13
3	1,09	1,03	1,00	1,00	0,98	1,02
4	1,04	1,04	0,98	1,02	0,97	0,99
5	1,08	1,05	0,99	0,97	1,01	0,99
6	1,03	1,05	0,95	0,96	0,97	0,99
7	0,95	0,87	0,95	0,95	0,92	0,94
8	0,96	1,00	1,00	1,00	0,98	1,03
9	1,02	0,85	0,89	0,92	0,86	1,13
10	1,83	2,47	0,68	0,68	0,59	0,72
11	1,07	1,19	0,96	0,94	0,87	1,11
12	1,01	1,09	0,98	0,99	1,00	0,98
13	1,07	0,92	1,03	1,08	0,99	1,04
14	0,95	1,05	0,95	0,93	0,95	0,92
15	0,93	0,86	0,96	0,99	0,95	0,99

Legenda: ZOD – dřep se zavřenýma očima, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

V tabulkách 7 – 10 (Tabulka 7 – 10, s. 37 – 38) jsou zobrazeny naměřené hodnoty po znormování u všech probandů pro maximální svalovou aktivitu.

**Tabulka 7 Znормované maximální hodnoty u dřepu širokého**

Proband	SD L GM	SD P GM	SD L VL	SD P VL	SD L VM	SD P VM
1	0,85	0,97	0,93	1,05	0,92	0,99
2	1,05	1,14	0,95	1,18	1,00	1,04
3	1,13	0,95	1,06	1,01	0,96	1,10
4	0,89	0,98	0,87	1,02	0,86	0,92
5	1,02	0,96	1,00	0,91	0,97	0,96
6	1,00	0,97	0,91	0,96	0,86	1,03
7	1,19	0,63	1,25	1,04	0,86	1,06
8	0,98	0,92	0,92	0,87	0,94	0,99
9	0,85	0,93	0,93	1,00	1,06	1,27
10	1,06	1,06	0,91	0,87	1,00	1,27
11	1,07	0,90	1,41	0,98	0,93	1,12
12	0,97	1,10	1,02	0,98	0,98	0,96
13	1,28	1,25	1,02	1,09	1,01	1,12
14	1,03	1,03	0,97	0,95	1,01	0,94
15	1,01	1,00	0,92	0,97	1,00	0,98

Legenda: SD – široký dřep, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

**Tabulka 8 Znормované maximální hodnoty u dřepu úzkého**

Proband	UD L GM	UD P GM	UD L VL	UD P VL	UD L VM	UD P VM
1	0,85	0,97	0,92	1,06	0,94	1,01
2	0,96	0,91	0,89	1,12	1,00	0,95
3	1,18	0,98	1,03	1,02	0,95	1,06
4	0,86	0,94	0,83	0,98	0,80	0,88
5	1,07	1,01	1,01	0,87	0,98	1,14
6	0,98	0,92	0,90	0,93	0,84	1,03
7	0,71	0,66	1,06	0,97	0,80	1,18
8	0,98	0,94	0,89	0,88	0,92	0,99
9	0,79	0,85	1,17	1,09	1,11	1,07
10	1,37	1,21	0,77	0,84	0,83	1,14
11	1,02	0,70	1,41	1,07	1,22	1,22
12	0,96	1,10	1,00	0,98	0,94	0,97
13	1,27	1,20	1,03	1,06	1,03	1,11
14	1,02	0,84	0,99	0,99	1,00	0,93
15	0,80	0,81	0,91	0,98	1,02	1,01

Legenda: UD – úzký dřep, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

**Tabulka 9 Znormované maximální hodnoty u dřepu labilního**

Proband	LD L GM	LD P GM	LD L VL	LD P VL	LD L VM	LD P VM
1	0,85	0,98	0,88	1,03	0,91	1,00
2	1,00	0,84	0,87	1,07	1,02	0,89
3	1,17	1,00	1,01	1,03	0,95	1,06
4	0,85	0,95	0,79	0,94	0,79	0,86
5	1,08	1,11	0,99	0,85	0,97	1,08
6	0,96	0,90	0,89	0,89	0,81	1,12
7	1,29	0,81	0,93	0,81	0,84	1,06
8	0,99	0,95	0,88	0,88	0,92	0,98
9	0,68	0,93	0,99	1,00	0,98	1,20
10	0,97	1,00	0,70	0,71	0,99	1,11
11	0,99	0,93	1,27	1,06	1,00	1,03
12	1,13	1,09	0,98	0,96	0,94	0,96
13	1,21	1,45	1,01	1,04	1,00	1,07
14	1,10	0,98	0,87	0,86	0,98	0,93
15	0,96	0,91	0,79	0,88	0,99	0,96

Legenda: LD – labilní dřep, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

**Tabulka 10 Znormované maximální hodnoty u dřepu se zavřenýma očima**

Proband	ZOD L GM	ZOD P GM	ZOD L VL	ZOD P VL	ZOD L VM	ZOD P VM
1	0,91	0,94	0,92	1,05	0,91	1,03
2	1,02	0,83	0,95	1,05	1,01	0,91
3	1,15	0,98	1,06	0,97	0,96	1,06
4	0,93	1,03	0,92	1,04	0,92	0,94
5	1,02	0,96	1,01	0,96	1,02	1,00
6	1,08	0,99	0,90	0,95	0,91	1,01
7	1,11	0,82	0,99	0,96	0,79	1,14
8	1,03	0,97	0,94	0,89	0,97	1,03
9	1,18	0,91	0,99	1,11	1,07	1,39
10	1,01	1,06	0,72	0,74	0,77	1,25
11	0,96	0,85	1,04	1,12	0,93	1,28
12	0,97	1,10	1,07	0,94	0,98	0,92
13	1,10	1,25	1,02	1,13	1,04	1,07
14	1,16	0,99	0,96	0,95	0,99	0,94
15	1,01	0,87	0,96	0,97	1,00	0,97

Legenda: ZOD – dřep se zavřenýma očima, GM – m. gluteus maximus, VL – m. vastus lateralis, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný, L – levostranný

Grafické znázornění výsledků lze nalézt v kapitole Přílohy (viz příloha 6 – 17, s. 84 – 89).

## 4. 1 Vyjádření k výzkumným otázkám

Otázku č. 1: „Ovlivní šířka stoje u dřepu aktivitu *m. gluteus maximus*?“ můžeme potvrdit. Při SD byla aktivita *m. gluteus* vyšší než u RD.

Otázku č. 2: „Ovlivní šířka stoje u dřepu aktivitu *m. vastus lateralis*?“ můžeme zamítnout. Nebyly pozorovány žádné signifikantní změny mezi šířkou stoje.

Otázku č. 3: „Ovlivní šířka stoje u dřepu aktivitu *m. vastus medialis*?“ můžeme zamítnout. Nebyly pozorovány žádné signifikantní změny mezi šířkou stoje.

Otázku č. 4: „Ovlivní vykonávání dřepu na pěnových balančních podložkách aktivitu zkoumaných svalů v porovnání s referenčním dřepem?“ můžeme potvrdit. Aktivita *m. vastus lateralis* l. dx. a *m. vastus medialis* l. sin. byla menší v LD v porovnání s RD.

Otázku č. 5: „Ovlivní vykonávání dřepu se zavřenýma očima aktivitu zkoumaných svalů v porovnání s referenčním dřepem?“ můžeme potvrdit. Aktivita *m. vastus lateralis* l. sin a *m. vastus medialis* l. sin byla menší v ZOD v porovnání s RD.

## 4. 2 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení

Hypotézu  $H_01$ : „Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. gluteus maximus* při porovnání variant dřepů (RD, SD, UD, LD, ZOD)“ lze zamítnout pro průměrnou svalovou aktivitu RD vs. SD *m. gluteus maximus* l. sin. ( $p=0,01$ ). Pro ostatní testované situace hypotézu zamítnout nelze.

Hypotézu  $H_{A1}$ : „Existuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. gluteus maximus* při porovnání variant dřepů (RD, SD, UD, LD, ZOD)“ lze potvrdit pro průměrnou svalovou aktivitu RD vs. SD *m. gluteus maximus* l. sin. ( $p=0,01$ ). Pro ostatní testované situace hypotézu zamítáme

Statisticky bylo prokázáno, že v SD se ve srovnání s RD *m. gluteus maximus* l. sin. zapojí více.

Hypotézu  $H_02$ : „Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. vastus lateralis* při porovnání variant dřepů (RD, SD, UD, LD, ZOD)“ lze zamítnout pro průměrnou svalovou aktivitu RD vs. ZOD *m. vastus lateralis* l. sin. ( $p=0,003$ ), RD vs. LD *m. vastus lateralis* l. dx. ( $p=0,009$ ), UD vs. LD *m. vastus lateralis* l. dx ( $p=0,012$ ) a pro maximální svalovou aktivitu UD vs. LD *m. vastus lateralis* l. sin. ( $p=0,0007$ ) a ZOD vs. LD *m. vastus lateralis* l. sin. ( $p=0,01$ ). Pro ostatní testované situace hypotézu zamítnout nelze.

Hypotézu  $H_{A2}$ : „Existuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. vastus lateralis* při porovnání variant dřepů (RD, SD, UD, LD, ZOD)“ lze potvrdit pro průměrnou svalovou aktivitu RD vs. ZOD *m. vastus lateralis* l. sin. ( $p=0,003$ ), RD vs. LD *m. vastus lateralis* l. dx. ( $p=0,009$ ), UD vs. LD *m. vastus lateralis* l. dx ( $p=0,012$ ) a pro maximální svalovou aktivitu UD vs. LD *m. vastus lateralis* l. sin. ( $p=0,0007$ ) a ZOD vs. LD *m. vastus lateralis* l. sin. ( $p=0,01$ ). Pro ostatní testované situace hypotézu zamítáme.

Statisticky bylo prokázáno, že v RD se lépe zapojí *m. vastus lateralis* l. dx. v průměrné aktivitě ve srovnání s LD. U RD vs. ZOD byl v průměrném zapojení aktivnější levý *m. vastus lateralis* v RD. V situaci UD vs. LD se více aktivoval v UD pravý *m. vastus lateralis* v průměrné aktivitě a v maximálních hodnotách levý *m. vastus lateralis*. U ZOD vs. LD *m. vastus lateralis* l. sin. vykazoval ZOD v maximálních hodnotách větší aktivitu.

Hypotézu  $H_{03}$ : „Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. vastus medialis* při porovnání variant dřepů (RD, SD, UD, LD, ZOD)“ lze zamítnout pro průměrnou svalovou aktivitu RD vs. ZOD *m. vastus medialis* l. sin. ( $p=0,001$ ), RD vs. LD *m. vastus medialis* l. sin. ( $p=0,005$ ), UD vs. LD *m. vastus medialis* l. sin. ( $0,006$ ) a pro maximální svalovou aktivitu RD vs. LD *m. vastus medialis* l. sin. ( $p=0,003$ ). Pro ostatní testované situace hypotézu zamítnout nelze.

Hypotézu  $H_{A3}$ : „Existuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. vastus medialis* při porovnání variant dřepů (RD, SD, UD, LD, ZOD).“ lze potvrdit pro průměrnou svalovou aktivitu RD vs. ZOD *m. vastus medialis* l. sin. ( $p=0,001$ ), RD vs. LD *m. vastus medialis* l. sin. ( $p=0,005$ ), UD vs. LD *m. vastus medialis* l. sin. ( $0,006$ ) a pro maximální svalovou aktivitu RD vs. LD *m. vastus medialis* l. sin. ( $p=0,003$ ). Pro ostatní testované situace hypotézu zamítáme.

V RD vs. ZOD se *m. vastus medialis* l. sin. v RD zapojí více. V situaci RD oproti LD dosáhl *m. vastus medialis* l. sin. signifikance, jak pro průměrnou hodnotu, tak i pro maximální v RD. Při porovnání UD a LD se *m. vastus medialis* l. sin. také významně více zapojil v UD.



## 5 Diskuze

Tato práce zkoumá vliv šířky dřepu, balanční podložky a zavřených očí na svalovou aktivitu m. gluteus maximus, m. vastus lateralis a m. vastus medialis měřenou pomocí povrchové EMG. Existuje celá řada prací, které se těmito tématy zabývají, například Lorenzetti et al. (2018, s. 2-4), Monajati et al. (2018, *in press*), Sahasrabudhe, Agarwal a Mullerpatan (2017, s. 20), Marchetti et al. (2016, s. 2), Jaberzadeh, Yeo a Zoghi (2016, s. 166-167), Hammond et al. (2016, s. 59), Kim et al. (2015, s. 61), Li, Cao a Chen (2013, s. 1351-1352).

Každá z prací se soustředí na odlišné aspekty dřepu, ale často nejsou uvedeny přesné výchozí pozice, způsoby provedení jako například šířka dřepu anebo nastavení dolních končetin. V případě uvedení šířky stoje se způsoby jejího určení liší. V diplomové práci byla uvedena přesná kritéria pro nastavení výchozí polohy a způsobu provedení dřepů. Další odlišností našeho výzkumu od ostatních prací je, že některé práce hodnotí pouze jednu dolní končetinu pomocí povrchové EMG, kdežto v této práci byly hodnoceny obě dolní končetiny. Při srovnávání výsledků s ostatními studii, je proto nutno vzít v úvahu všechny tyto nesourodosti a kriticky je zhodnotit.

### 5.1 Asymetrie během provádění dřepu

Dřep je cvik symetrický, obě končetiny provádí tutéž aktivitu. Všichni námi testovaní probandi však do jisté míry vykazovali asymetrické zapojování svalových skupin.

Určitá míra asymetrie zapojení svalů je v populaci normálním jevem. Hranice fyziologické asymetrie mezi končetinami byla stanovena na 15 % (Vaisman et al., 2017, s. 4; Barber-Westin et al., 1990, s. 204).

Ve studii Sahasrabudhe, Agarwal a Mullerpatan (2017, s. 21) naměřili během vykonávání dřepů pravolevé rozdíly ve svalové aktivitě. Autoři uvádí vyšší průměrnou a maximální aktivitu naměřenou na pravé dolní končetině u m. vastus lateralis a průměrnou aktivitu u m. gastrocnemius a m. gluteus maximus též na pravé dolní končetině.

V této práci míra asymetrie jako takové nebyla hodnocena, ale statistické výsledky ukazují, že u všech signifikantních rozdílů byl vždy aktivnější pouze jeden sval z bilaterálního páru (m. gluteus maximus l. sin. et dx., m. vastus lateralis l. sin. et dx. a m. vastus medialis l. sin. et dx.). Symetrického zapojení obou svalových skupin nebylo nikdy dosaženo. V určitých případech lze vidět, že svalová aktivita bilaterálních

svalových skupin buď oboustranně vzrostla, nebo se v porovnání s jiným typem dřepu oboustranně snížila. Pozorovat lze ale také opačný trend, kdy aktivita vzrostla pouze na jedné končetině a na druhé se snížila.

V této diplomové práci si lze všimnout u probanda č. 10 výraznějšího nepoměru mezi pravou a levou dolní končetinou. Levý a pravý m. vastus medialis reagoval opačně především v úzkém dřepu, ale i v dřepu širokém. V porovnání s referenčním dřepem m. vastus medialis l. dx. se kontrahoval více a m. vastus medialis l. sin. méně. Dodatečným zjištěním bylo objeveno, že účastník výzkumu má pravou dolní končetinu o 1 cm delší. Bereme-li v potaz, že průměrná odchylka v délce dolních končetin se pohybuje okolo 5,2 mm, pak rozdíl v délce končetin přesahující 1 cm může mít vliv na biomechaniku těla a mít za následek skoliózu, artrózu kyčle, nastavení pánve a změny v chůzi (Harvey, 2010, s. 5; Shailam, Jaramillo a Kan, 2013, s. 155; Knutson, 2005, s. 1; Giles a Taylor, 1982, s. 162). K odlišným zjištěním došli jiní autoři (Betsch et al., 2013, s. 1356-1360; Gurney et al., 2001, s. 910-914; Knutson, 2005, s. 5), kteří tvrdí, že klinicky významné změny jsou přítomny teprve při rozdílu více než 2 cm mezi dolními končetinami.

Změny ve svalové aktivitě způsobené odlišnou délkou dolních končetin jsou zdokumentovány v některých studiích. Pomocí termografie<sup>1</sup> Abate et. al (2010, s. 35-40) sledovali svalové změny při vsunutím podložky vysoké 2 cm pod pravou dolní končetinu. Autoři zkoumali tyto svaly: m. quadriceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, m. tensor fasciae latae, m. quadratus lumborum, m. latissimus dorsi, m. trapezius, svaly zadní strany stehna (m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus) a abdominální svalstvo. Při stožení s jednou dolní končetinou na podložce autoři studie zaznamenali zvýšenou aktivitu m. quadriceps femoris na zvýšené straně. U svalů m. tibialis anterior a m. latissimus dorsi byla zvýšená aktivita nalezena bilaterálně. Aktivita m. gastrocnemius dosáhla významných hodnot až při vyjmutí podložky z pod pravé končetiny a vrácení se k nemodifikovanému stožení. U m. trapezius, m. quadratus lumborum, m. tensor fasciae latae a svalů abdominálních a zadní strany stehna nebyly zpozorovány žádné signifikantní změny ve svalové aktivitě. Gurney et al. (2001, s. 914) také našli výrazně zvýšenou aktivitu m. quadriceps femoris na delší dolní končetině, ale pouze v případě rozdílu 4 cm. Ve výše uvedených

---

<sup>1</sup> Termografie zobrazuje teplotní pole na sledovaném povrchu. Svalová aktivita vyvolává teplotní změny ve svalech a povrchových vrstvách těla, které se následně odrazí na teplotě pokožky (sledovaný povrch) (Merla et al., 2005, s. 1-4).

studiiích nebyly rozlišeny části m. quadriceps femoris, takže nelze přímo korelovat jejich výsledky. V případě této diplomové práce byl u probanda č. 10 patrný nárůst pouze u m. vastus medialis a už ne u m. vastus lateralis. Otázkou tedy je, jestli tento faktor způsobil nesrovnalost mezi svalovou aktivitou i při pouhém rozdílu 1 cm.

Jiným možným vysvětlením, proč jedna dolní končetina ve srovnání s druhou vykazovala nárůst ve svalové aktivitě je, že proband přesouval své těžiště směrem k delší končetině, tudíž jí více zatěžoval. Při zvyšující se zátěži je zapotřebí i větší svalové aktivity pro její překonání (Yavuz a Erdag, 2017, s. 6-7; Vigotsky et al., 2015, s. 7-10; Clark, Lambert a Hunter, 2012, s. 1176), což by mohlo vysvětlovat u probanda č. 10 větší hodnoty naměřené na EMG na pravé dolní končetině. Ve studiích Raczkowski, Daniszewska a Zolynski (2010, s. 396) a Mahar, Kirby a MacLeod (1985, s. 823) uvádějí, že jedinci s rozdílnou délkou dolních končetin přenášejí svoji hmotnost více na končetinu, která je delší. Naproti tomu Elikset al. (2017, s. 5) sice pozorovali individuální preference ve větším zatížení jedné z dolních končetin, ale nenašli žádnou korelaci mezi zatížením a délkou končetiny. Deset pacientů zatěžovalo více kratší končetinu a devět více končetinu delší. Na základě znalostí z předchozích studií tedy nelze s jistotou určit, kam proband svoje těžiště více posouval.

Podobně jako proband č. 10 reagovali i č. 5 a 11 v širokém, úzkém a labilním dřepu, kdy svalová aktivita m. vastus lateralis l. dx. ve srovnání s referenčním dřepem se snížila a u m. vastus lateralis l. sin. se zvýšila. U probanda č. 13 lze v širokém, úzkém a labilním dřepu vidět u m. vastus medialis l. dx. v porovnání s referenčním dřepem nárůst v aktivitě a u m. vastus medialis l. sin. pokles. Proband č. 2 a 9 zapojili v labilním dřepu v porovnání s referenčním dřepem pravý m. vastus medialis více a levý m. vastus medialis méně.

U ostatních probandů je při srovnání testovaných situací s referenčním dřepem vidět oboustranný pokles nebo nárůst ve svalové aktivitě. Tyto změny v aktivitě, byť jsou oboustranné, tak nejsou zcela symetrické. Vždy jedna dolní končetina byla aktivnější než ta druhá končetina, což podporuje tvrzení výše zmíněných studií, že určitá míra asymetrie je přirozená, a to dokonce u symetrických cviků jako je dřep.

## 5. 2 Směr pohledu při dřepu

Jedna z podmínek, kterou bylo nutné dodržet během vykonávání dřepů byla, že probandi se mají dívat po celou dobu před sebe na předem určený bod. Vliv směru pohledu může posturální stabilitu významným způsobem ovlivnit, jak bylo prokázáno (Fiorelli et al., 2017, s. 132-133; Mergner et al., 2005, s. 540-555; Stoffregen et al., 1999, s. 1648-1656; Glasauer et al., 2005, s. 1291-1292). Narušení posturální stability by vyvolalo snahu o korekci a tato nápravná aktivita by se mohla na EMG záznamu odrazit. Jeho následné vyhodnocení by pak bylo zatíženo touto chybou. Z tohoto důvodu jsme si určili bod v úrovni pupku ve vzdálenosti přibližně 90 cm. Bod v této výšce byl zvolen kvůli postavení hlavy. Důvodem bylo udržení napřímeného postavení krku a hlavy tak, aby nedošlo k abnormálnímu záklonu ani předklonu při provádění dřepu. Donnelly, Berg a Fiske (2006, s. 147-149) zkoumali vliv směru pohledu na provedení dřepu – pohled dolů k zemi, rovně před sebe a pohled nahoru ke stropu. Mezi druhou a třetí pozicí nebyly nalezeny žádné signifikantní rozdíly. Naopak pohled dolů u první pozice výrazně facilitoval anteverzi pánve a tendenci k flexi trupu. Větší flexe trupu se obecně u dřepu nedoporučuje. Může vést ke zvýšení kompresních a střížných sil na lumbální páteř. To je předpokladem k herniaci meziobratlového disku. Lumbální část je zároveň u dřepu nejčastější zraněnou oblastí páteře (Hecker, Carlson a Lawrence, 2019, *in press*; Lee, Song a Kwon, 2016, s. 3408-3409; Rohlmann et al., 2010, s. 788; Hartmann, Wirth a Klusemann, 2013, s. 1004; Comfort a Kasim, 2007, s. 12). Autoři studie proto nedoporučují pohled směřovat do země.

## 5. 3 Rotační nastavení dolních končetin

Některé studie (Stoutenberg et al., 2005, s. 933-937; Signorile et al., 1995, s. 5-8) uvádějí, že je možné docílit lepší (izolovanější) aktivity různých částí m. quadriceps femoris pomocí rotace dolních končetin. Jiné studie (Murray et al., 2013, s. 120-124; Kushion, 2012, s. 4-6; Escamilla et al., 2001b, s. 1561) uvádějí opačný názor, že rotačním nastavením dolních končetin nelze zásadní změnu ve svalové aktivitě jednotlivých hlav vyvolat.

M. vastus medialis a m. vastus lateralis jsou jednokloubové svaly, které prochází pouze kolem kolenního kloubu, proto by šířka dřepu neměla jejich aktivitu ovlivnit, jak ukazují výsledky této studie společně s ostatními pracemi (Paoli, Marcolin a Petrone, 2009, s. 248; Escamilla et al., 2001b, s. 1556; McCaw a Melrose, 1999, s.

433; Anderson, Courtney a Carmeli, 1998, s. 240-241). Lze tedy předpokládat, že ani rotace v kyčelních kloubech, resp. nastavení dolních končetin, by pravděpodobně neměla mít na svalové zapojení těchto svalů vliv za předpokladu, že kolenní kloub se nevychyluje mimo svoji osu (varózní nebo valgózní postavení).

M. gluteus maximus je také jednokloubový sval, ale prochází kolem kyčelního kloubu. Je tedy logické předpokládat, že různé rotační nastavení v kyčli by mohlo jeho aktivitu významným způsobem ovlivnit.

V této práci bylo naměřeno, že m. gluteus maximus se více zapojuje v širším postavení dolních končetin. Výsledky se shodují s ostatními pracemi (Paoli, Marcolin a Petrone, 2009, s. 248-249; McCaw a Melrose, 1999, s. 431-434). Avšak dřepy se širším postavením dolních končetin se většinou cvičí s určitou mírou zevní rotace v kyčelních kloubech a s výsledným zevním postavením chodidel v transversální rovině. Je tedy otázkou, nakolik má vliv zevně rotační postavení v kyčelním kloubu na svalovou aktivitu m. gluteus maximus. Nebyly nalezeny žádné studie, které by porovnávaly jeho svalovou aktivitu v rozdílných pozicích rotace u dřepu. Autoři Macadam a Feser (2019, s. 23) ve své analýze uvedli, že zkoumaný sval vykazuje na EMG záznamu při nastavení výchozí polohy cviku do větší flexe, abdukce nebo zevní rotace v kyčelním kloubu větší aktivitu. Na základě zmíněné studie se lze domnívat, že jeho výchozí rotační nastavení tohoto svalu má při cvičení významný vliv na výsledné zapojení do pohybu. Bylo by tedy vhodné, aby studie, které zkoumají aktivitu m. gluteus maximus, uvedly, jaké bylo během pohybové aktivity rotační nastavení dolních končetin. Není-li tento údaj uveden (Sahasrabudhe, Agarwal a Mullerpatan, 2017, s. 20-21; Caterisano et al, 2002, s. 429-430; Paoli, Marcolin a Petrone, 2009, s. 247-248; McCaw a Melrose, 1999, s. 429-430), lze předpokládat určitou nesourodost výsledků a potenciální chybu v případném vyhodnocování aktivity svalu a při porovnávání studií mezi sebou.

## **5. 4 Ovlivnění posturální stability**

Somatosenzorický systém poskytuje tělu informace z kožních, svalových, kloubních a šlachových receptorů. Stabilitu jedince lze ovlivnit například při změně senzorické aferentace z nohou. Jeden z možných přístupů je použití pěnové balanční podložky nebo chlazení nohou. Dalším možným přístupem je použití vibrací na šlachu kosterního svalu (často Achillovu šlachu), kdy se zvýší pálení ze svalových vřetének.

Toto signalizuje protažení svalu a navozuje iluzi pohybu vedoucí k reflexní kontrakci stimulovaného svalu (MacLellan a Patla, 2006, s. 522; Germano et al., 2018, s. 197-198; Billot et al., 2015, s. 157-159; Ferguson, Polskaia a Tokuno, 2017, s. 243-245; Goodwin, McCloskey a Matthews, 1972, s. 1381-1384; Kandel, 2000, s. 357). Opačným postupem je zvýšení taktilní aferentace z plosek nohou, kdy například za pomoci upravení povrchu bude docíleno většího senzorického vjemu, který pomůže za podmínek zvýšené potřeby stabilizace udržovat posturální stabilitu (Corbin et al., 2007, s. 366-370).

Účast mechanoreceptorů při udržování posturální stability bývá často opomíjena. Mechanoreceptory, které se nacházejí na plosce nohy, přispívají k udržování rovnováhy snímáním rozložení tlaku a orientace těla vůči povrchu (MacLellan a Patla, 2006, s. 522; Stál et al., 2003, s. 43-51, Vařeka, 2002b, s. 122). Bylo opakovaně dokázáno, že mají na posturální stabilitu významný vliv (Perry, 2000, s. 402-405; Wu a Chiang, 1997, s. 165-168). Využití pěnové podložky ovlivní aferentaci jak z mechanoreceptorů na plosce nohy, tak i z kloubních receptorů hlezna. Při stožení na pěnové podložce se signalizace z kožních receptorů redukuje, což má za následek zvýšení nestability především v anterioposteriorním směru (Yi a Park, 2009, s. 364-368; Chiang a Wu, 1997, s. 241-244). V této diplomové práci byly jako balanční pomůcky využity pěnové podložky právě kvůli změně v aferentaci, kterou dokáží v somatosenzorickém systému vyvolat.

Patel et al. (2008, s. 954-960) zkoumali, jak míra měkkosti, resp. tvrdosti pěnové podložky ovlivní výchylky těla. Tvrdost podložky definovali podle její hustoty a modulu pružnosti. Zjistili, že největší mediolaterální výchylky jsou pozorovatelné na tvrdé pěnové podložce. Při zavřených očích na tvrdé pěnové podložce byly v anterioposteriorním směru patrné nejrychlejší změny pohybu. Autoři to vysvětlují tak, že tvrdá pěnová podložka dokáže absorbovat více ze sil, které působí jako korekční než měkká. Další důvod je, že měkká podložka se v porovnání s tvrdou více deformuje. To umožňuje vycítit tvrdý povrch pod podložkou snáze a je možné, že to podá tělu lepší informace o poloze a tím pomůže zlepšit korekční pohyby těla.

Lee et al. (2018, s. 254-256) porovnávali různé balanční plochy mezi sebou. Balance-pad Elite (pěnová podložka), Aero-Step XL, Dynair Ballkissen Senso a Dynair Ballkissen XXL Meditation and Yoga (poslední dvě u nás známé jako „čočka“). Autorům vyšel při porovnání odchylek těla jako významný rozdíl pouze u řada Dynair.

Ostatní dvě podložky nevykázaly ve srovnání se stojem na pevné podložce významně velké změny ve výchylkách.

Jak vyplývá z výše zmíněných studií, určení typu balanční plochy je důležitým prvkem ať už rehabilitace nebo výzkumu. Vzhledem k tomu, že v našem případě byl prováděn složitější úkon – dřep, byla zvolena pro tuto práci balanční podložka z tvrdé pěny od firmy TheraBand. Jak zmiňuje studie citovaná výše, tvrdá pěnová podložka poskytuje dostatečnou labilitu pro potřeby experimentu, ale zároveň nehrozí zvýšené riziko pádu účastníka výzkumu během experimentu.

Z výsledků této práce vyplývá, že použití pěnové podložky dokáže ovlivnit způsob zapojení m. vastus lateralis a m. vastus medialis při provádění dřepu. Byl naměřen znatelný pokles ve svalové aktivitě na pěnové podložce v porovnání s referenčním a úzkým dřepem u obou svalů, ale významně větší snížení bylo zjištěno především u m. vastus lateralis.

Možné vysvětlení, proč dochází k poklesu svalové aktivity na labilních plochách, bylo předloženo v několika studiích (Anderson a Behm, 2005, s. 38-44; Behm, Anderson a Curnew, 2002, s. 420-422). Autoři citovaných prací tvrdí, že cvičení na nestabilních plochách není z hlediska míry svalové aktivity tolik přínosné pro svaly končetin jako pro svaly trupu. Autoři pozorovali snížení svalové aktivity na dolních končetinách a zároveň její vzestup na svalech trupu. Vedlo je to k domněnce, že při posturálně náročných aktivitách se lidé soustředí více na udržení stability, tudíž začínají více zapojovat trupové stabilizátory a méně jsou schopni využít svalstva končetin. Současně autoři uvádějí, že čím více je daná poloha náročná na udržení posturální stability, tím menší je schopnost produkce síly proti vnějšímu odporu. Pro zlepšení schopnosti generovat sílu v končetinách proti rezistenci autoři doporučují jako vhodnější malou až střední míru nestability (např. sezení na velkém nafukovacím míči s jednou nebo oběma nohama na zemi), než velkou (např. provedení dřepu na malých nafukovacích míčích).

Stejně tak Saeterbakken a Fimland (2013, s. 133-134) pozorovali na labilních plochách v porovnání se stabilním povrchem na EMG záznamu úbytek aktivity v m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Toto snížení aktivity ale nedosáhlo signifikantního výsledku. Signifikance dosáhl pouze m. rectus femoris, který se nejlépe zapojil na stabilním povrchu. Limitujícím faktorem pro srovnání s touto diplomovou prací je okolnost, že v citované studii byly dřepy vykonávány pouze do 90 stupňů a měření bylo prováděno na jedné dolní končetině. U probandů v této diplomové práci

byly měřeny obě končetiny. Signifikantních výsledků dosáhl vždy pouze jeden sval z bilaterálního páru. Je tedy možné předpokládat, že při měření obou dolních končetin by výsledky studie Saeterbakken a Fimland byly jiné a pokles ve svalové aktivitě v m. vastus lateralis a m. vastus medialis by mohl hladiny významnosti také dosáhnout.

K jiným závěrům ohledně svalové aktivity na balanční ploše došli Li, Cao a Chen (2013, s. 1351-1352). Zkoumali aktivitu svalů v hlubokém dřepu na stabilní a nestabilní ploše a za kombinace různých externích zátěží. Zkoumanými svaly byly m. soleus, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. gluteus medius a horní porce lumbální části erectoru spinae. Test byl proveden se třemi úrovněmi zátěže: bez zátěže, s 30 % a s 60 % jednoho opakovacího maxima. Na rozdíl od ostatních studií nezaznamenali ve svalové aktivitě mezi stabilním a labilním povrchem žádné významné rozdíly. Aktivita vzrostla pouze se zvýšením zátěže. Jako významný rozdíl u této studie oproti této diplomové práci by se mohlo označit použití labilní plochy. Autoři použili Reebok Core Board, který má podobné vlastnosti jako balanční úseč. Jak již bylo zmíněno výše, odlišné balanční pomůcky neposkytují stejnou míru nestability a je tedy možné, že použitím Reebok Core Board došlo k nedostatečné míře nestability, která by vyvolala signifikantní změny ve svalové aktivitě.

## **5. 5 Senzomotorická integrace**

Součástí této práce bylo také zjišťování vlivu změn sensorických informací na svalovou aktivitu. První situace byla vytvořena vykonáváním dřepů na pěnových podložkách. Ve druhé situaci prováděl testovaný jedinec dřepy na pevném povrchu, ale s vyřazením zrakové kontroly. V prvním případě šlo o změnu aferentace z nohou způsobenou měkkým povrchem. V druhém případě došlo k redukci stimulů ze zrakového systému. Posturální kontrola se snaží o zachování rovnováhy těla, a proto se musí přizpůsobit případným změnám a redukcím sensorické aferentace. Při snížení či vymizení některého ze sensorických signálů se může objevit pocit posturální nejistoty. U zdravého jedince dochází při redukci jednoho podnětu k většímu využití jiného, popřípadě jiných systémů podílejících se na posturální kontrole, zvyšuje se svalový tonus, což má za následek zvýšení stability. U osob trpících bilaterální vestibulární poruchou rovnováhy (změna sensorické aferentace z vestibulárního ústrojí), bylo



naměřeno ještě větší kompenzační posturální zpevnění než u zdravých lidí (Patel et al., 2008, s. 952-953; Peterka, 2002, s. 1097).

Většina probandů vykazuje při porovnání labilního dřepu a dřepu se zavřenýma očima mezi sebou podobné hodnoty. Jediného významného rozdílu bylo dosaženo u m. vastus lateralis l. dx., který měl vyšší svalovou aktivitu v dřepu se zavřenýma očima. To naznačuje, že účastníci výzkumu dokázali využít v podobné míře dostupné sensorické informace k udržení posturální stability, což vedlo k naměření podobných hodnot u svalové aktivity. U zdravých jedinců by tedy mohlo být dosaženo podobného výsledku ve svalové aktivitě jak za pomoci pěnové podložky, tak i vyřazením zrakové kontroly.

U probanda č. 10 si ale lze v porovnání s ostatními subjekty všimnout neobvyklé aktivity. V případě, kdy je zvýšený nárok na udržení stability – dřep se zavřenýma očima a labilní dřep, se m. vastus lateralis a m. vastus medialis kontrahují výrazně méně než při dřepch, kdy podmínky ovlivňující rovnováhu nebyly přítomny. V případě, kdy je ovlivněn zrak (dřep se zavřenýma očima), to pravděpodobně kompenzuje extrémní aktivitou m. gluteus maximus bilaterálně. Tato aktivita však už není vidět při druhé situaci v labilním dřepu, kdy je balance probanda také ovlivněna. Je možné, že je to způsobeno individuální strategií posturální stability, kdy proband při posturální kontrole více spoléhá na zrak než na somatosenzoriku. Jak bylo prokázáno (Laurens et al., 2010, s. 41; Peterka, 2002, s. 1106; Palm et al., 2009, s. 330-332), zrak má za podmínek dobře osvětleného stacionárního okolí stabilizační účinky. Při jeho vyřazení jsou zvýšené nároky na udržení rovnováhy a zároveň se musí proband více spoléhat na ostatní sensorické vstupy (Mergner et al., 2005, s. 535-534; Peterka, 2002, s. 1102-1117).

Pokud výše uvedený proband nedokázal při zamezení zrakového vjemu adekvátně využít ostatní aferentní vstupy (somatosenzorické a vestibulární ústrojí), mohlo to vést k této zvýšené aktivitě v m. gluteus maximus. Jak již bylo zmíněno výše (Anderson a Behm, 2005, s. 38-44; Behm, Anderson a Curnew, 2002, s. 420-422), zvýšenou aktivitu trupového svalstva lze pozorovat v situacích vyžadující větší posturální kontrolu, jako jsou například stoj na labilní ploše či omezení některého ze sensorických vjemů přispívajících k udržení rovnováhy (zavřené oči apod.). Dylevský (2009, s. 142) tvrdí, že m. gluteus maximus napomáhá laterální stabilitě trupu. Jako trupový stabilizátor by se mohl účastnit na zvýšení posturální stability větší aktivitou.

Tím by se dalo vysvětlit, proč byly naměřeny tyto neobvyklé hodnoty. Pro objasnění této situace by byl nutný další výzkum.

V labilním dřepu dokázal proband č. 10 pravděpodobně kompenzovat menší relevantnost senzorického vjemu z plosek nohou právě za pomoci zraku, což mohlo vést k menší potřebě stabilizace pomocí zvýšené svalové aktivity. U dřepu se zavřenýma očima, kdy zrak nebyl k dispozici, musela být probandem tato ztráta kompenzována a je možné, že preferoval strategii svalového zpevnění (nárůst aktivity m. gluteus maximus) než využití informací z ostatních senzorických vjemů, aby předešel zvýšené nestabilitě, popřípadě pádu.

U ostatních probandů vidíme podobné tendence – nárůst v aktivitě m. gluteus maximus a její pokles u mm. vasti – při porovnání dřepu se zavřenýma očima a labilního dřepu oproti zbývajícím dřepům, byť ne v takové míře jako u probanda č. 10. Některé hodnoty také dosáhly signifikantního výsledku (mm. vasti u referenčního dřepu oproti dřepu se zavřenýma očima, referenčního dřepu proti labilnímu dřepu a úzkého dřepu vs. labilního dřepu), jak již bylo zmíněno výše.

## **5. 6 Diskuze k výsledkům práce**

### **5. 6. 1 Diskuze k hypotézám $H_01$ a $H_{A1}$**

Hypotézy zkoumaly, zda aktivita m. gluteus maximus bude v některém z testovaných dřepů významně odlišná.

Statisticky bylo prokázáno, že u m. gluteus maximus l. sin. v širokém dřepu je jeho aktivita ve srovnání s referenčním dřepem vyšší. Statistické významnosti se přiblížil i m. gluteus maximus l. dx. ( $p=0,02$ ) též v referenčním dřepu proti dřepu širokému, kdy v širokém dřepu se více kontrahoval. V této práci se použily slabé neparametrické testy a hladina významnosti se použitím Bonferroniho korekce ještě snížila. Je možné, že experiment měl při malém počtu pozorování nedostatečnou sílu a lze pouze spekulovat, zda při použití silnějších testů (např. větším zkoumaným vzorkem lidí) by dosáhl významnosti. U ostatních testovaných situací nebyl nalezeny žádné signifikantní rozdíly.

Nález větší aktivity m. gluteus maximus v širším dřepu se shoduje s výsledky ostatních prací (Paoli, Marcolin a Petrone, 2009, s. 248-249; McCaw a Melrose, 1999, s. 431-434).

Je však překvapivé, že významnosti dosáhla pouze varianta referenční dřep vs. široký dřep, ale už jí nedosáhla situace široký dřep vs. úzký dřep. V úzkém dřepu byla aktivita m. gluteus maximus vyšší než u referenčního dřepu, což je s výše zmíněnými studii v rozporu.

McCaw a Melrose (1999, s. 431-434) sice uvádějí, že se m. gluteus maximus více zapojí v širším dřepu a zdůrazňují, že se kontrahuje podstatně více při použití vyšší zátěže (75 % jednoho opakovacího maxima). Zároveň ale předkládají výsledek, kde zobrazují aktivitu m. gluteus maximus při úzkém postavení dolních končetin (75 % šířky ramen) a malé zátěži (60 % jednoho opakovacího maxima). V tomto postavení se v ascendentní fázi m. gluteus maximus kontrahoval více než v postavení na šířku ramen, a dokonce i než v širokém postavení (140 % šířky ramen).

To naznačuje, že za určitých okolností se m. gluteus maximus zapojí více v úzkém postavení dolních končetin. Nelze tedy striktně říci, že pouze širší báze je výhodnější pro jeho svalové zapojení.

Jako možné vysvětlení se nabízí, že m. gluteus maximus se choval jako pomocný stabilizátor pánve. Jeho snopce jdoucí do stehenní fascie jsou schopny se do abdukce dolní končetiny zapojit. Při užším stoji je větší nárok na udržení posturální stability než při stoji širším. M. gluteus medius, který abdukuje dolní končetinu a pomáhá stabilizovat pánev při stoji na jedné dolní končetině nebo při úzké opěrné bázi, se více kontrahuje právě za těchto podmínek (Dylevský, 2009, s. 142). M. gluteus maximus by stejně jako m. gluteus medius mohl přispět ke stabilizaci těla za pomoci své abdukční schopnosti. To by mohlo u úzkého dřepu na EMG záznamu vést ke zvýšení jeho aktivity. Naznačuje to, že při určitém nastavení šířky stoje, resp. úzkého postavení m. gluteus maximus zvyšuje svoji svalovou aktivitu, aby se aktivoval více jako pomocný stabilizátor pánve. K osvětlení této hypotézy by bylo potřeba hlubšího přezkoumání.

Autoři McCaw a Melrose (1999, s. 434) předkládají možné vysvětlení, proč při širším dřepu se m. gluteus maximus více kontrahuje než při užším. Při zvýšení abdukce a zevní rotace (jak jsou často cvičeny široké dřepy) se jeho vlákna zkrátí a vystaví se tak méně výhodné pozici (oslabení ze zkrácení). Aby se vykompenzovala menší efektivnost kontrakce svalových vláken, je zapotřebí aktivovat více motorických jednotek a zvýšit frekvenci jejich pálení. To by bylo na EMG záznamu vidět jako zvýšená aktivita sledovaného svalu.

## 5. 6. 2 Diskuze k hypotézám $H_02$ a $H_{A2}$

Hypotézy zkoumaly, zda aktivita m. vastus lateralis bude v některém z testovaných dřepů významně odlišná.

Z naměřených výsledků lze vidět, že změny nastaly vždy v porovnání s dřepem, kde byl zvýšený nárok na udržení stability. Kromě signifikantních výsledků se také hladině významnosti přiblížily některé další situace. Aktivita m. vastus lateralis l. sin. se blížil hladině významnosti v maximálních hodnotách ( $p=0,02$ ) v situaci referenční dřep vs. labilní dřep, kdy v referenčním dřepu se aktivoval více. V úzkém dřepu ve srovnání s labilním dřepem m. vastus lateralis l. sin. v průměrné svalové aktivitě téměř dosáhl signifikantní hodnoty ( $p=0,02$ ), kdy v úzkém dřepu se aktivoval více než v labilním dřepu. Jak již bylo v práci výše zmíněno, hladina významnosti se snížila použitím Bonferroniho korekce. Je tedy možné, že při použití silnějších testů (např. větší zkoumaný vzorek lidí) by dosáhly tyto výsledky významnosti. Tyto výsledky jsou ve shodě s ostatními pracemi (Anderson a Behm, 2005, s. 38-44; Behm, Anderson a Curnew, 2002, s. 420-422), které zkoumaly míru svalového zapojení na nestabilních površích.

Při srovnání referenčního, širokého a úzkého dřepu mezi sebou nebyly v této práci prokázány žádné významné rozdíly v zapojení m. vastus lateralis. To podporuje výsledky jiných studií (Escamilla et al., 2001b, s. 1556; McCaw a Melrose, 1999, s. 433; Anderson, Courtney a Carmeli, 1998, s. 240-241; Paoli, Marcolin a Petrone, 2009, s. 248), kde autoři tvrdí, že změnou šířky báze nelze zapojení jednotlivých částí m. quadriceps femoris ovlivnit.

Jako možné vysvětlení, proč pouhá změna šířky stoje neovlivnila m. vastus lateralis, je že je to jednokloubový sval, který prochází pouze přes kolenní kloub. Tato změna tudíž nezasáhla délku jeho svalových vláken, což je prvek, který by mohl ovlivnit nábor motorických jednotek.

U m. vastus lateralis l. dx. byla jako u jediného svalu naměřena mezi labilním dřepem a dřepem se zavřenými očima signifikantní změna ve svalové aktivitě. V dřepu se zavřenými očima se významně více kontrahoval než u dřepu labilního. Nebyl dohledán žádný zdroj, který by poskytoval možné vysvětlení k této problematice.

### **5. 6. 3 Diskuze k hypotézám H<sub>03</sub> a H<sub>A3</sub>**

Hypotézy zkoumaly, zda aktivita m. vastus medialis bude v některém z testovaných dřepů významně odlišná.

Stejně jako u předchozího svalu (m. vastus lateralis) vykazuje m. vastus medialis významné změny pouze v porovnání s dřepy, které vyžadují větší posturální kontrolu. Mezi referenčním, úzkým a širokým dřepem nebyly ve svalové aktivitě m. vastus medialis naměřeny žádné významné rozdíly.

Opět to potvrzuje výsledky některých studií (Anderson a Behm, 2005, s. 38-44; Behm, Anderson a Curnew, 2002, s. 420-422), kdy bylo pozorováno zmenšení aktivity m. quadriceps femoris při aplikaci labilních ploch. Naopak žádné svalové změny nezpozorovali Li, Cao a Chen (2013, s. 1351-1352).

Ve studii (Horsak et al., 2014, s. 13-17) zaznamenali zvýšení aktivity v m. vastus medialis a m. tibialis anterior při aplikaci balanční obuvi. Ve studii byly sledovány pouze svaly na dominantní dolní končetině, což mohlo výsledky ovlivnit. U probandů v této diplomové práci byly zaznamenány stranové asymetrie, kdy bylo možno pozorovat na jedné dolní končetině pokles svalové aktivity a na druhé její nárůst. Za předpokladu, že se v citované studii objevil obdobný fenomén, mohlo to vést k naměření vyšší aktivity na jedné (měřené) končetině, zatímco možný pokles na druhé končetině nemohl být zjištěn, neboť nebyla měřena.

## **5. 7 Přínosy práce a shrnutí výsledků**

Existuje mnoho způsobu, jak vykonat dřep. Různé studie zkoumají jednotlivé prvky provedení dřepu, jejich kombinace a vliv na zapojení svalů z hlediska svalové aktivity nebo timingu a sil působící na klouby (kolenní, kyčelní, páteř) (Murray et al., 2013, s. 114-125; Escamilla et al., 2001c, s. 984-98; Da Silva, 2017, s. 1688-1693; Li, Cao a Chen 2013, s. 1349-1353).

V této práci byly zkoumány tři svalové skupiny bilaterálně (m. gluteus maximus, m. vastus lateralis a m. vastus medialis). Sledovaly se změny svalové aktivity při změně šířky dřepu a také při změně sensorických informací. Toho bylo dosaženo za využití balanční pěnové podložky a v druhém případě vyřazením zrakové kontroly. Bylo jasně definováno postavení dolních a horních končetin a hlavy. Podmínky všech typů dřepu byly podrobně definovány.

Z EMG záznamu bylo u dřepu se zavřenýma očima a labilního dřepu ve srovnání s referenčním a úzkým dřepem vyhodnoceno snížení svalové aktivity m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Výsledky této části studie se shodují s výsledky jiných studií (Anderson a Behm, 2005, s. 38-44; Behm, Anderson a Curnew, 2002, s. 420-422), které pozorovaly menší aktivitu m. quadriceps femoris za nestabilních podmínek v porovnání se stabilními.

Výsledky další části této práce se shodují s jinými pracemi (Paoli, Marcolin a Petrone, 2009, s. 248; Escamilla et al., 2001b, s. 1556; McCaw a Melrose, 1999, s. 433; Anderson, Courtney a Carmeli, 1998, s. 240-241) v tom, že změnou šířky postavení se nedosáhne signifikantní změny svalové aktivity jednotlivých hlav m. quadriceps femoris. Mezi referenčním, širokým a úzkým dřepem nebyly u m. vastus lateralis a m. vastus medialis bilaterálně naměřeny žádné významné rozdíly.

Změna šířky postoje, jak ukazují výsledky této práce, dokáže ovlivnit aktivitu m. gluteus maximus. V širším postoji se aktivoval více než v referenčním dřepu. Jiní autoři (Paoli, Marcolin a Petrone, 2009, s. 248-249; McCaw a Melrose, 1999, s. 431-434) došli ke stejným závěrům. Nutno ale podotknout, že u těchto studií nebylo uvedeno rotační postavení dolních končetin, které, jak již bylo zmíněno výše, by mohlo ovlivnit zapojení m. gluteus maximus.

Mezi dřepem se zavřenýma očima a labilním dřepem nebyly nalezeny, až na jednu výjimku, žádné signifikantní změny. Tento náález naznačuje, že za určitých podmínek je při ovlivnění jednoho z hlavních systémů podílejících se na posturální stabilitě dosaženo na dolních končetinách obdobné svalové aktivity.

## **5. 8 Limity studie**

Do limitů práce lze zařadit malý vzorek zkoumaného souboru. To se následně odrazilo na malé síly statistických testů. Malá síla testů byla ještě umocněna použitím Bonferroniho korekce. V případě použití silnějších testů (větší počet probandů) je možné, že výsledky, které se blížily hladině významnosti by ji mohly dosáhnout.

Dalším limitem práce je homogenost zkoumané skupiny. Většina probandů byla studenty Univerzity Palackého a průměrný věk všech účastníků byl 23 let. Pro vzorek, který by reprezentoval širší populaci by bylo zapotřebí zapojení probandů ve větším věkovém rozpětí.

Možným faktorem limitujícím hodnocení výsledků je fakt, že technické provedení dřepů bylo striktně dáno výchozím postavením a způsobem provedení. Nebylo připuštěno jiné provedení dřepu. To mohlo být pro některé probandy omezujícím prvkem. Avšak v rámci reliability a validity výzkumu je žádoucí, aby podobná opatření byla stanovena.

Aplikace elektrod na svaly a akcelerometru na tělo účastníka výzkumu je zatížena možnou subjektivní chybou řešitele projektu, kdy při špatném umístění se výsledné hodnoty znehodnotí např. svalovou aktivitou z okolních svalů. Ačkoliv byla snaha o co nejlepší umístění elektrod na konkrétní sval, možnou chybu nelze vyloučit.

## Závěr

Výsledky této práce ukazují, že je možno ovlivnit aktivitu m. gluteus maximus šířkou nastavení dolních končetin u dřepu. Při nastavení dřepu se postavením nohou na 125 % biakromiální šířky se m. gluteus maximus zapojoval signifikantně více než v postavení na 100 % biakromiální šířky.

Bylo však současně pozorováno, že u stoje na 75 % biakromiální šířky se m. gluteus maximus rovněž zapojí více než u stoje na 100 % biakromiální šířky. Statisticky to nebyl signifikantní výsledek, nicméně toto zjištění neodpovídá běžným tvrzením, že u širšího dřepu se m. gluteus maximus zapojí více a u užšího by se měl zapojit méně. Možné vysvětlení bylo v práci podáno, ale pro další vývoj v problematice by bližší prozkoumání dané situace bylo přínosné.

Dále bylo zjištěno, že šířka dřepu neovlivní zapojení m. vastus lateralis ani m. vastus medialis. Nebyly nalezeny žádné hodnoty, které by mezi referenčním, širokým a úzkým dřepem dosáhly hladiny významnosti. Zkoumané svaly jsou jednokloubové. Procházejí kolem kolenního kloubu, a proto by nastavení dolních končetin (rotace v kyčelních kloubech) nemělo mít na jejich aktivitu zásadní vliv. Toto tvrzení se shoduje s některými výše citovanými pracemi.

V této práci mezi další zjištění patří, že u dřepu se zavřenýma očima a labilního dřepu byl v porovnání s referenčním dřepem a v určitých případech i s úzkým dřepem změřen významný pokles ve svalové aktivitě m. vastus lateralis a m. vastus lateralis. To je vysvětleno tím, že v situaci, která je více náročná na posturální stabilizaci, je zapotřebí se více soustředit na stabilizaci těla. Jedinec tedy musí více aktivovat posturálně stabilizační svaly a méně se koncentruje na provedení pohybu (v případě této práce dřepu) jako takového, čímž nastane pokles ve svalové aktivitě hlavních agonistů (zde m. vastus medialis a m. vastus lateralis).

U srovnání dřepu se zavřenýma očima a labilního dřepu byla nalezen pouze jeden významný rozdíl (m. vastus lateralis). To naznačuje, že při změně buď somatosenzorických, nebo vizuálních aferentací lze ve dřepu podobné svalové aktivity dosáhnout.

Výsledky této práce potvrdily, že je-li cílem zvýšení aktivity v m. gluteus maximus, je výhodnější širší postavení dolní končetin.



Výsledky také potvrdily, že je-li cílem terapie větší zapojení některé z hlav m. quadriceps femoris, není možné dosáhnout výrazné změny ve svalové aktivitě za pomoci nastavení různé šířky stoje ve dřepu.

## Referenční seznam

- ABATE, Michele, Luigi Di CARLO, Sandro Di ROMUALDO, Silvio IONTA, Antonio FERRETTI, Gian Luca ROMANI a Arcangelo MERLA, 2010. Postural adjustment in experimental leg length difference evaluated by means of thermal infrared imaging. *Physiological Measurement* [online]. **31**(1), 35-43 [cit. 2019-04-26]. DOI: 10.1088/0967-3334/31/1/003. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/31/i=1/a=003?key=crossref.83150c6499e907a72d62cc1080b4b90a>
- ALMOSNINO, Sivan, David KINGSTON a Ryan B. GRAHAM, 2013. Three-Dimensional Knee Joint Moments during Performance of the Bodyweight Squat: Effects of Stance Width and Foot Rotation. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. **29**(1), 33-43 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1123/jab.29.1.33. ISSN 1065-8483. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jab.29.1.33>
- ANDERSON, Kenneth a David G. BEHM, 2005. Trunk Muscle Activity Increases With Unstable Squat Movements. *Canadian Journal of Applied Physiology* [online]. **30**(1), 33-45 [cit. 2019-03-04]. DOI: 10.1139/h05-103. ISSN 1066-7814. Dostupné z: <http://www.nrcresearchpress.com/doi/10.1139/h05-103>
- ANDERSON, Ricky, Carol COURTNEY a Eli CARMELI, 1998. EMG Analysis of the Vastus Medialis/Vastus Lateralis Muscles Utilizing the Unloaded Narrow- and Wide-Stance Squats. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **7**(4), 236-247 [cit. 2019-03-04]. DOI: 10.1123/jsr.7.4.236. ISSN 1056-6716. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jsr.7.4.236>
- BARBER-WESTIN, Sue D., Frank R. NOYES, Robert E. MANGINE, John W. MCCLOSKEY a Willjam HARTMAN, 1990. Quantitative Assessment of Functional Limitations in Normal and Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knees. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. **255**(255), 204-214 [cit. 2019-04-26]. DOI: 10.1097/00003086-199006000-00028. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00003086-199006000-00028>
- BASMAJIAN, John V., 1974. *Muscle alive: Their functions revealed by electromyography*. 3. vydání. Baltimore: Waverly press.
- BEHM, David, Kenneth ANDERSON a Robert S. CURNEW, 2002. Muscle Force and Activation Under Stable and Unstable Conditions. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **16**(3), 416-22 [cit. 2019-04-26]. Dostupné z:

[https://www.researchgate.net/publication/11213147 Muscle Force and Activation Under Stable and Unstable Conditions/stats](https://www.researchgate.net/publication/11213147_Muscle_Force_and_Activation_Under_Stable_and_Unstable_Conditions/stats)

BETSCH, Marcel, Walter RAPP, Anna PRZIBYLLA, Pascal JUNGBLUTH, Mohssen HAKIMI, Johannes SCHNEPPENDAHL, Simon THELEN a Michael WILD, 2013. Determination of the amount of leg length inequality that alters spinal posture in healthy subjects using rasterstereography. *European Spine Journal* [online]. **22**(6), 1354-1361 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.1007/s00586-013-2720-x. ISSN 0940-6719. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00586-013-2720-x>

BILLOT, Maxime, Grant A. HANDRIGAN, Martin SIMONEAU a Normand TEASDALE, 2015. Reduced plantar sole sensitivity induces balance control modifications to compensate ankle tendon vibration and vision deprivation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **25**(1), 155-160 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.06.003. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S105064111400131X>

BILLOT, Maxime, Grant A. HANDRIGAN, Martin SIMONEAU, Philippe CORBEIL a Normand TEASDALE, 2013. Short term alteration of balance control after a reduction of plantar mechanoreceptor sensation through cooling. *Neuroscience Letters* [online]. **535**, 40-44 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1016/j.neulet.2012.11.022. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394012014796>

BRYANTON, Megan A., Michael D. KENNEDY, Jason P. CAREY a Loren Z.F. CHIU, 2012. Effect of Squat Depth and Barbell Load on Relative Muscular Effort in Squatting. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **26**(10), 2820-2828 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31826791a7. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-201210000-00028>

BUTLER, Robert J., Phillip J. PLISKY, Corey SOUTHERS, Christopher SCOMA a Kyle B. KIESEL, 2010. Biomechanical analysis of the different classifications of the Functional Movement Screen deep squat test. *Sports Biomechanics* [online]. **9**(4), 270-279 [cit. 2017-12-30]. DOI: 10.1080/14763141.2010.539623. ISSN 1476-3141. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/14763141.2010.539623>

BYNUM, E. Bruce, Robert L. BARRACK a A. Herbert ALEXANDER, 2016. Open Versus Closed Chain Kinetic Exercises After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **23**(4), 401-406 [cit. 2017-12-30]. DOI: 10.1177/036354659502300405. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659502300405>

CASTANOV, Valera, S. Ahmed HASSAN, Shayan SHAKERI, Maxine VIENNEAU, Karl ZABJEK, Denyse RICHARDSON, Nancy H. MCKEE a Anne M. R. AGUR, 2019. Muscle architecture of vastus medialis obliquus and longus and its functional implications: A three-dimensional investigation. *Clinical Anatomy* [online]. [cit. 2019-03-03]. DOI: 10.1002/ca.23344. ISSN 08973806. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ca.23344>, in press.

CATERISANO, Anthony, Ray MOSS, Thomas K. PELLINGER, Katherine WOODRUFF, Victor C. LEWIS, Walter BOOTH a Tarick KHADRA, 2002. The Effect of Back Squat Depth on the EMG Activity of 4 Superficial Hip and Thigh Muscles. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **16**(3), 428-32 [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/11213149\\_The\\_Effect\\_of\\_Back\\_Squat\\_Depth\\_on\\_the\\_EMG\\_Activity\\_of\\_4\\_Superficial\\_Hip\\_and\\_Thigh\\_Muscles](https://www.researchgate.net/publication/11213149_The_Effect_of_Back_Squat_Depth_on_the_EMG_Activity_of_4_Superficial_Hip_and_Thigh_Muscles)

CAVANAUGH, John T., Andrew SALDIVAR a Robert G. MARX, 2015. Postoperative Rehabilitation After Posterior Cruciate Ligament Reconstruction and Combined Posterior Cruciate Ligament Reconstruction-Posterior Lateral Corner Surgery. *Operative Techniques in Sports Medicine* [online]. **23**(4), 372-384 [cit. 2019-04-16]. DOI: 10.1053/j.otsm.2015.08.003. ISSN 10601872. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S106018721500088X>

CLARK, Dave R., Mike I. LAMBERT a Angus M. HUNTER, 2012. Muscle Activation in the Loaded Free Barbell Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **26**(4), 1169-1178 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31822d533d. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-201204000-00038>

COMFORT, Paul a Peter KASIM, 2007. Optimizing Squat Technique. *Strength and Conditioning Journal* [online]. **29**(6), 10-13 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1519/00126548-200712000-00001. ISSN 1524-1602. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00126548-200712000-00001>

CORBIN, Dawn M., Joseph M. HART, Patrick O. MCKEON, Christopher D. INGERSOLL a Jay HERTEL, 2007. The Effect of Textured Insoles on Postural Control in Double and Single Limb Stance. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **16**(4), 363-372 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1123/jsr.16.4.363. ISSN 1056-6716. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jsr.16.4.363>

COTTER, Joshua A., 2009. *The effect of squat load and depth on patellofemoral joint kinetics*. School of The Ohio State University. DISSERTATION. The Ohio State University.

COWAN, Sallie M., Kim L. BENNELL, Paul W. HODGES, Kay M. CROSSLEY a Jenny MCCONNELL, 2001. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **82**(2), 183-189 [cit. 2017-12-31]. DOI: 10.1053/apmr.2001.19022. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999301747375>

DA SILVA, Josinaldo J., Brad J. SCHOENFELD, Priscyla N. MARCHETTI, Silvio L. PECORARO, Julia M.D. GREVE a Paulo H. MARCHETTI, 2017. Muscle Activation Differs Between Partial and Full Back Squat Exercise With External Load Equated. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **31**(6), 1688-1693 [cit. 2017-12-30]. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001713. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://Insights.ovid.com/crossref?an=00124278-201706000-00029>

DE LUCA, Carlo J., 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. **13**(2), 135-163 [cit. 2019-02-27]. DOI: 10.1123/jab.13.2.135. ISSN 1065-8483. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jab.13.2.135>

DONNELLY, David V., William P. BERG a Darryn M. FISKE, 2006. The Effect of the Direction of Gaze on the Kinematics of the Squat Exercise. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **20**(1), R-16434 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1519/R-16434.1. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://nsca.allenpress.com/nscaonline/?request=get-abstract&doi=10.1519%2FR-16434.1>

DOSTAL, William F., Gary L. SODERBERG a J. G. ANDREWS. Actions of hip muscles. *Journal of Pediatric Orthopaedics* [online]. 1987, 7(2), 245- [cit. 2017-12-30]. DOI: 10.1097/01241398-198703000-00046. ISSN 0271-6798. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=01241398-198703000-00046>

DWYER, Maureen K., 2009. *The role of the hip abductor muscle complex in the function of the pathological hip joint*. Lexington, Kentucky. Doctoral Dissertations. University of Kentucky.

DWYER, Maureen K., Samantha N. BOUDREAU, Carl G. MATTACOLA, Timothy L. UHL a Christian LATTERMANN, 2010. Comparison of Lower Extremity Kinematics and Hip Muscle Activation During Rehabilitation Tasks Between Sexes. *Journal of Athletic Training* [online]. **45**(2), 181-190 [cit. 2019-04-16]. DOI: 10.4085/1062-6050-45.2.181. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <http://natajournals.org/doi/abs/10.4085/1062-6050-45.2.181>

DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

ELIAS, John J., Srianjana KILAMBI, Derek R. GOERKE a Andrew J. COSGAREA. Improving vastus medialis obliquus function reduces pressure applied to lateral patellofemoral cartilage. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2009, 27(5), 578-583 [cit. 2017-12-31]. DOI: 10.1002/jor.20791. ISSN 07360266. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.20791>

ELIKS, Małgorzata, Wioleta OSTIAK-TOMASZEWSKA, Przemysław LISIŃSKI a Paweł KOCZEWSKI, 2017. Does structural leg-length discrepancy affect postural control? Preliminary study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. **18**(346), 1-7 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.1186/s12891-017-1707-x. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <http://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-017-1707-x>

ENOKA, Roger M., 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 0-7360-6679-9.

ESCAMILLA, Rafael F., 2001a. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc.* [online]. Jan;33(1), 127-41 [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11194098>

ESCAMILLA, Rafael F., Glenn S. FLEISIG, Naiquan ZHENG, Jeffery E. LANDER, Steven W. BARRENTINE, James R ANDREWS, Briann W. BERGEMANN a Claude T. III MOORMAN, 2001b. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **33**(9), 1552-1566 [cit. 2019-02-27]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11528346>

ESCAMILLA, Rafael F., Glenn S. FLEISIG, Tracy M. LOWRY, Steven W. BARRENTINE a James R. ANDREWS, 2001c. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc.* [online].

Jun;33(6), 984-98 [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11404665>

FERGUSON, Oran W., Nadia POLSKAIA a Craig D. TOKUNO, 2017. The effects of foot cooling on postural muscle responses to an unexpected loss of balance. *Human Movement Science* [online]. **54**, 240-247 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1016/j.humov.2017.05.008. ISSN 01679457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016794571630255X>

FIORELLI, Carolina Menezes, Paula Fávaro POLASTRI, Sérgio Tosi RODRIGUES, André Macari BAPTISTA, Tiago PENEDO, Vinicius Alota Ignácio PEREIRA, Lucas SIMIELI a Fabio Augusto BARBIERI, 2017. Gaze position interferes in body sway in young adults. *Neuroscience Letters* [online]. **660**, 130-134 [cit. 2019-04-26]. DOI: 10.1016/j.neulet.2017.09.008. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394017307425>

FRIEDRICH, Michaela, Hans-Juergen GREIN, Carola WICHER, Juliane SCHUETZE, Anja MUELLER, Andreas LAUENROTH, Kuno HOTTENROTT a Rene SCHWESIG, 2008. Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Experimental Brain Research* [online]. **186**(2), 305-314 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1007/s00221-007-1233-4. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-007-1233-4>

GERMANO, Andresa M. C., Tobias HEß, Daniel SCHMIDT a Thomas L. MILANI, 2018. Effects of plantar hypothermia on quasi-static balance: Two different hypothermic procedures. *Gait & Posture* [online]. **60**, 194-199 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.007. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636217310317>

GILES, L. G. F. a J. R. TAYLOR, 1982. Lumbar Spine Structural Changes Associated With Leg Length Inequality. *Spine* [online]. **7**(2), 159-162 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.1097/00007632-198203000-00011. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00007632-198203000-00011>

GLASAUER, Stefan, Erich SCHNEIDER, Klaus JAHN, Michael STRUPP a Thomas BRANDT, 2005. How the eyes move the body. *Neurology* [online]. **65**(8), 1291-1293 [cit. 2019-04-26]. DOI: 10.1212/01.wnl.0000175132.01370.fc. ISSN 0028-3878. Dostupné z: <http://www.neurology.org/cgi/doi/10.1212/01.wnl.0000175132.01370.fc>

GOODWIN, G. M., D. I. MCCLOSKEY a P. B. C. MATTHEWS, 1972. Proprioceptive Illusions Induced by Muscle Vibration: Contribution by Muscle Spindles to Perception?.

Science [online]. **175**(4028), 1382-1384 [cit. 2019-04-29]. DOI: 10.1126/science.175.4028.1382. ISSN 0036-8075. Dostupné z: <http://www.sciencemag.org/cgi/doi/10.1126/science.175.4028.1382>

GULLETT, Jonathan C, Mark D TILLMAN, Gregory M GUTIERREZ a John W CHOW, 2009. A Biomechanical Comparison of Back and Front Squats in Healthy Trained Individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **23**(1), 284-292 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31818546bb. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-200901000-00041>

GURNEY, Burke, Christine MERMIER, Robert ROBERGS, Anne GIBSON a Dennis RIVERO, 2001. Effects of limb-length discrepancy on gait economy and lower-extremity muscle activity in older adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. **83-A**(6), 907-915 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.1519/00139143-200124010-00023. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/11931741\\_Effects\\_of\\_Limb-Length\\_Discrepancy\\_on\\_Gait\\_Economy\\_and\\_Lower-Extremity\\_Muscle\\_Activity\\_in\\_Older\\_Adults](https://www.researchgate.net/publication/11931741_Effects_of_Limb-Length_Discrepancy_on_Gait_Economy_and_Lower-Extremity_Muscle_Activity_in_Older_Adults)

HAMILL, Joseph, Kathleen KNUTZEN a Timothy R. DERRICK, 2015. *Biomechanical basis of human movement*. 4th edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health. ISBN 978-1-4511-7730-5.

HAMMOND, Ben, Pascual MARQUES-BRUNA, Eric CHAUHAN a Craig A. BRIDGE, 2016. Electromyographic activity in superficial muscles of the thigh and hip during the back squat to three different depths with relative loading. *Journal of Fitness Research* [online]. **5**(3), 57-67 [cit. 2019-04-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/314278638\\_Electromyographic\\_activity\\_in\\_superficial\\_muscles\\_of\\_the\\_thigh\\_and\\_hip\\_during\\_the\\_back\\_squat\\_to\\_three\\_different\\_depths\\_with\\_relative\\_loading](https://www.researchgate.net/publication/314278638_Electromyographic_activity_in_superficial_muscles_of_the_thigh_and_hip_during_the_back_squat_to_three_different_depths_with_relative_loading)

HARTMANN, Hagen, Klaus WIRTH a Markus KLUSEMANN, 2013. Analysis of the Load on the Knee Joint and Vertebral Column with Changes in Squatting Depth and Weight Load. *Sports Medicine* [online]. **43**(10), 993-1008 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1007/s40279-013-0073-6. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s40279-013-0073-6>

HARVEY, William F., 2010. Association of Leg-Length Inequality With Knee Osteoarthritis. *Annals of Internal Medicine* [online]. **152**(5), 1-16 [cit. 2019-04-27]. DOI:



10.7326/0003-4819-152-5-201003020-00006. ISSN 0003-4819. Dostupné z: <http://annals.org/article.aspx?doi=10.7326/0003-4819-152-5-201003020-00006>

HECKER, Kara A., Lara A. CARLSON a Michael A. LAWRENCE, 2019. Effects of the Safety Squat Bar on Trunk and Lower-Body Mechanics During a Back Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 1-7 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002912. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://Insights.ovid.com/crossref?an=00124278-900000000-95087>, in press

HIBBS, Angela E., Kevin G. THOMPSON, Duncan N. FRENCH, David HODGSON a Iain R. SPEARS, 2011. Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises?. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 21(1), 102-111 [cit. 2019-05-07]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2010.06.001. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641110000891>

HOLMAN, Steve, 1990. *Ironman's home gym handbook: a complete guide to training at home*. Los Angeles, CA: Homebody Productions. ISBN 978-0962783401.

HORSAK, Brian, Barbara WONDRA SCH, Manon HOCHHAUSER, Johannes BRUCKNER, Werner BRAUNEIS a Astrid FIGL-HERTLEIN, 2014. Lower Extremity Muscle Activity during Squatting with Unstable Shoes. *Journal of Physiotherapy & Sports Medicine* [online]. 3(1), 8-21 [cit. 2019-03-04]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/263818207\\_Lower\\_Extremity\\_Muscle\\_Activity\\_during\\_Squatting\\_with\\_Unstable\\_Shoes/stats](https://www.researchgate.net/publication/263818207_Lower_Extremity_Muscle_Activity_during_Squatting_with_Unstable_Shoes/stats)

CHIANG, Jin-Hsien a Ge WU, 1997. The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait & Posture* [online]. 5(3), 239-245 [cit. 2019-04-29]. DOI: 10.1016/S0966-6362(96)01091-0. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636296010910>

ISEAR, JEROME A., JEFF C. ERICKSON a TEDDY W. WORRELL, 1997. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 29(4), 532-539 [cit. 2019-04-14]. DOI: 10.1097/00005768-199704000-00016. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-199704000-00016>

JABERZADEH, Shapour, Daniel YEO a Maryam ZOGHI, 2016. The Effect of Altering Knee Position and Squat Depth on VMO : VL EMG Ratio During Squat Exercises. *Physiotherapy Research International* [online]. 21(3), 164-173 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1002/pri.1631. ISSN 13582267. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/pri.1631>

- JONKERS, Ilse, Caroline STEWART a Arthur SPAEPEN, 2003. The study of muscle action during single support and swing phase of gait: clinical relevance of forward simulation techniques. *Gait & Posture* [online]. **17**(2), 97-105 [cit. 2019-03-03]. DOI: 10.1016/S0966-6362(02)00057-7. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636202000577>
- KANDEL, Eric R., ed., 2000. *Principles of neural science*. 4th ed. New York: McGraw-Hill Medical. ISBN 978-0-07-139011-8.
- KASUYAMA, Tatsuya, Masaaki SAKAMOTO a Rie NAKAZAWA. Ankle Joint Dorsiflexion Measurement Using the Deep Squatting Posture. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2009, **21**(2), 195-199 [cit. 2017-12-30]. DOI: 10.1589/jpts.21.195. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/jpts/21.195?from=CrossRef>
- KHUMSAPSIRI, Numpung, Akkradate SIRIPHORN, Kanokporn POORANAWATTHANAKUL a Tanyarut OUNGPHALACHAI, 2018. Training using a new multidirectional reach tool improves balance in individuals with stroke. *Physiotherapy Research International* [online]. **23**(2) [cit. 2019-04-16]. DOI: 10.1002/pri.1704. ISSN 13582267. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/pri.1704>
- KIESEL, Kyle, Phillip J. PLISKY a Michael L. VOIGHT. Can Serious Injury in Professional Football be Predicted by a Preseason Functional Movement Screen? *NAJSPT* [online]. 2007, **2**(3), 147-158 [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2953296/>
- KIM, Si-Hyun, Oh-Yun KWON, Kyue-Nam PARK, In-Cheol JEON a Jong-Hyuck WEON, 2015. Lower Extremity Strength and the Range of Motion in Relation to Squat Depth. *Journal of Human Kinetics* [online]. **45**(1), 59-69 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1515/hukin-2015-0007. ISSN 1899-7562. Dostupné z: <http://content.sciendo.com/view/journals/hukin/45/1/article-p59.xml>
- KNUTSON, Gary A, 2005. Anatomic and functional leg-length inequality: A review and recommendation for clinical decision-making. Part I, anatomic leg-length inequality: prevalence, magnitude, effects and clinical significance. *Chiropractic & Osteopathy* [online]. **13**(1), 1-6 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.1186/1746-1340-13-11. ISSN 17461340. Dostupné z: <http://chiromt.biomedcentral.com/articles/10.1186/1746-1340-13-11>
- KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

- KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4266-2.
- KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3379-4.
- KRITZ, Matthew, John CRONIN a Patria HUME, 2009. The Bodyweight Squat: A Movement Screen for the Squat Pattern. *Strength and Conditioning Journal* [online]. **31**(1), 76-85 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1519/SSC.0b013e318195eb2f. ISSN 1524-1602. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00126548-200902000-00014>
- KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 9788024427621.
- KUSHION, Debra, 2012. EMG Activation of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis During Four Rehabilitative Exercises. *The Open Rehabilitation Journal* [online]. **5**(1), 1-7 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.2174/1874943701205010001. ISSN 18749437. Dostupné z: <http://benthamopen.com/ABSTRACT/TOREHJ-5-1>
- LAURENS, J., L. AWAI, C.J. BOCKISCH, S. HEGEMANN, H.J.A. VAN HEDEL, V. DIETZ a D. STRAUMANN, 2010. Visual contribution to postural stability: Interaction between target fixation or tracking and static or dynamic large-field stimulus. *Gait & Posture* [online]. **31**(1), 37-41 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.241. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620900592X>
- LEE, DongGeon, HaNa KIM, HyunJi AN, JiEun JANG, SoungKyun JUNG, Kyeongbong LEE, Myong-Ryol CHOI, Kyung-Hee LEE a GyuChang LEE, 2018. Comparison of postural sway depending on balance pad type. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. **30**(2), 252-257 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1589/jpts.30.252. ISSN 0915-5287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/30/2/30\\_jpts-2017-526/article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/30/2/30_jpts-2017-526/article)
- LEE, Tae-Sik, Min-Young SONG a Yu-Jeong KWON, 2016. Activation of back and lower limb muscles during squat exercises with different trunk flexion. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. **28**(12), 3407-3410 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1589/jpts.28.3407. ISSN 0915-5287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/12/28\\_jpts-2016-751/article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/12/28_jpts-2016-751/article)

LI, Yongming, Chunmei CAO a Xiaoping CHEN, 2013. Similar Electromyographic Activities of Lower Limbs Between Squatting on a Reebok Core Board and Ground. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **27**(5), 1349-1353 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e318267a5fe. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-201305000-00023>

LORENZETTI, Silvio, Mira OSTERMANN, Fabian ZEIDLER, Pia ZIMMER, Lina JENTSCH, Renate LIST, William R. TAYLOR a Florian SCHELLENBERG, 2018. How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. **10**(1) [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1186/s13102-018-0103-7. ISSN 2052-1847. Dostupné z: <https://bmcsportsscimedrehabil.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13102-018-0103-7>

LUTZ, Gregory, Randal A. PALMITIER, Kai N. AN a Edmund Y. CHAO. Comparison of Tibiofemoral Joint Forces during Open-Kinetic-Chain and Closed-Kinetic-Chain Exercises. *J Bone Joint Surg Am* [online]. 1993, **75**(5), 732-739 [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8501090>

MACADAM, Paul a Erin H. FESER, 2019. Examination of gluteus maximus electromyographic excitation associated with dynamic hip extension during body weight exercise: a systematic review. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. **14**(1), 14-31 [cit. 2019-05-03]. DOI: 10.26603/ijsp20190014. ISSN 2159-2896. Dostupné z: <https://spts.org/member-benefits-detail/enjoy-member-benefits/journals/ijsp20190014>

MACLELLAN, Michael J. a Aftab E. PATLA, 2006. Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Experimental Brain Research* [online]. **173**(3), 521-530 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1007/s00221-006-0399-5. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-006-0399-5>

MAHAR, R. K., Ronald L. KIRBY a D. A. MACLEOD, 1985. Simulated leg-length discrepancy: Its effect on mean center-of-pressure position and postural sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **66**(12), 822-824 [cit. 2019-04-27]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/19088273\\_Simulated\\_leg-length\\_discrepancy\\_Its\\_effect\\_on\\_mean\\_center-of-pressure\\_position\\_and\\_postural\\_sway](https://www.researchgate.net/publication/19088273_Simulated_leg-length_discrepancy_Its_effect_on_mean_center-of-pressure_position_and_postural_sway)

MANCINI, Martina a Fay B. HORAK, 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online]. **46**(2), 239-248 [cit. 2019-04-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/>

MARCHETTI, Paulo Henrique, Josinaldo JARBAS DA SILVA, Brad JON SCHOENFELD, Priscyla Silva Monteiro NARDI, Silvio Luis PECORARO, Julia Maria D'ANDRÉA GREVE a Erin HARTIGAN, 2016. Muscle Activation Differs between Three Different Knee Joint-Angle Positions during a Maximal Isometric Back Squat Exercise. *Journal of Sports Medicine* [online]. **2016**, 1-6 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1155/2016/3846123. ISSN 2356-7651. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/jsm/2016/3846123/>

MCCAW, STEVEN T., a DONALD R. MELROSE, 1999. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **31**(3), 428-436 [cit. 2019-03-04]. DOI: 10.1097/00005768-199903000-00012. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-199903000-00012>

MERGNER, Thomas, Georg SCHWEIGART, Christoph MAURER a Anette BLÜMLE, 2005. Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions. *Experimental Brain Research* [online]. **167**(4), 535-556 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1007/s00221-005-0065-3. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-005-0065-3>

MERLA, Arcangelo, Pierpaolo IODICE, A. TANGHERLINI, G. DE MICHELE, Sandro DI ROMUALDO, Raoul SAGGINI a Gian-Luca ROMANI, 2005. Monitoring skin temperature in trained and untrained subjects throughout thermal video. In: *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference* [online]. IEEE, 2005, s. 1-4 [cit. 2019-05-07]. DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1616767. ISBN 0-7803-8741-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1616767/>

MONAJATI, Alireza, Eneko LARUMBE, Mark GOSS- SAMPSON a Fernando NACLERIO, 2018. Surface electromyography analysis of three squat exercises. *Journal of Human Kinetics* [online]. 1-10 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.2478/hukin-2018-0073. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/327836740\\_Surface\\_electromyography\\_analysis\\_of\\_three\\_squat\\_exercises/references](https://www.researchgate.net/publication/327836740_Surface_electromyography_analysis_of_three_squat_exercises/references), *in press*

MURRAY, Nicholas, Daniel CIPRIANI, Denise O'RAND a Rebecca REED-JONES, 2013. Effects of Foot Position during Squatting on the Quadriceps Femoris: An Electromyographic Study. *International journal of exercise science* [online], **6**(2), 114–125 [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4882472/>

ONO, Takeya, Cheryl RIEGGER-KRUGH, Nancey A BOOKSTEIN, Michele Eisemann SHIMIZU, Shusaku KANAI a Akira OTSUKA, 2005. The Boundary of the Vastus Medialis Oblique and the Vastus Medialis Longus. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. **17**(1), 1-4 [cit. 2019-03-03]. DOI: 10.1589/jpts.17.1. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/jpts/17.1?from=CrossRef>

PALM, Hans-Georg, Johannes STROBEL, Gerhard ACHATZ, Falk VON LUEBKEN a Benedikt FRIEMERT, 2009. The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & Posture* [online]. **30**(3), 328-333 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.023. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620900160X>

PAOLI, Antonio, Giuseppe MARCOLIN a Nicola PETRONE, 2009. The Effect of Stance Width on the Electromyographical Activity of Eight Superficial Thigh Muscles During Back Squat With Different Bar Loads. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **23**(1), 246-250 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181876811. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-200901000-00036>

PATEL, Mitesh, Per-Anders FRANSSON, David LUSH, Hannes PETERSEN, Måns MAGNUSSON, Rolf JOHANSSON a Stephen GOMEZ, 2008. The effects of foam surface properties on standing body movement. *Acta Oto-Laryngologica* [online]. **128**(9), 952-960 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1080/00016480701827517. ISSN 0001-6489. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00016480701827517>

PATTYN, Els, Peter VERDONK, Adelheid STEYAERT, Luc VANDEN BOSSCHE, Wouter VAN DEN BROECKE, Youri THIJS a Erik WITVROUW, 2011. Vastus Medialis Obliquus Atrophy. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **39**(7), 1450-1455 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1177/0363546511401183. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546511401183>

PEARL, Bill, 2005. *Getting Stronger: Weight Training for Sports*. Bolinas, California: Shelter Publications, 429 s. ISBN 0-0936070-24-2.

- PERRY, Stephen D, William E MCILROY a Brian E MAKI, 2000. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Research* [online]. **877**(2), 401-406 [cit. 2019-04-29]. DOI: 10.1016/S0006-8993(00)02712-8. ISSN 00068993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0006899300027128>
- PETERKA, Robert J., 2002. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology* [online]. **88**(3), 1097-1118 [cit. 2019-03-17]. DOI: 10.1152/jn.2002.88.3.1097. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- PIERCE, Casey M., Luke O'BRIEN, Laurie Wohlt GRIFFIN a Robert F. LAPRADE, 2013. Posterior cruciate ligament tears: functional and postoperative rehabilitation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. **21**(5), 1071-1084 [cit. 2019-04-16]. DOI: 10.1007/s00167-012-1970-1. ISSN 0942-2056. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00167-012-1970-1>
- POWERS, Christopher M, Robert LANDEL a Jacquelin PERRY. Timing and Intensity of Vastus Muscle Activity During Functional Activities in Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *Physical Therapy* [online]. 1996, 76(9), 946-955 [cit. 2017-12-31]. DOI: 10.1093/ptj/76.9.946. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/2633089/Timing>
- RACZKOWSKI, Jan W., Barbara DANISZEWSKA a Krystian ZOLYNSKI, 2010. Clinical research Functional scoliosis caused by leg length discrepancy. *Archives of Medical Science* [online]. **3**, 393-398 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.5114/aoms.2010.14262. ISSN 1734-1922. Dostupné z: <http://www.termedia.pl/doi/10.5114/aoms.2010.14262>
- ROHLMANN, Antonius, L. E. CLAES, G. BERGMANN, Friedmar GRAICHEN, P. NEEF a H.-J. WILKE, 2010. Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises. *Ergonomics* [online]. **44**(8), 781-794 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1080/00140130120943. ISSN 0014-0139. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00140130120943>
- ROSARIO, Jose L., 2017. What is Posture? A Review of the Literature in Search of a Definition. *EC Orthopaedics* [online]. **6**(3), 111-133 [cit. 2019-03-16]. Dostupné z: <https://www.ecronicon.com/ecor/pdf/ECOR-06-00168.pdf>

- RUBIN, Devon I. a Jasper R. DAUBE, 2016. *Clinical Neurophysiology*. 4. vydání. University of Oxford: Oxford University Press. ISBN 978-0-19-025963-1.
- SAETERBAKKEN, Atle H. a Marius S. FIMLAND, 2013. Muscle Force Output and Electromyographic Activity in Squats With Various Unstable Surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **27**(1), 130-136 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182541d43. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-201301000-00018>
- SAHASRABUDHE, Shreya S., Bela M. AGARWAL a Rajani P. MULLERPATAN, 2017. Comparison of Muscle Activity and Energy Cost between Various Bodyweight Squat Positions. *Clinical Kinesiology* [online]. **71**(2), 19-26 [cit. 2019-04-14]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/318506413\\_Comparison\\_of\\_muscle\\_activity\\_and\\_energy\\_cost\\_between\\_various\\_bodyweight\\_squat\\_positions](https://www.researchgate.net/publication/318506413_Comparison_of_muscle_activity_and_energy_cost_between_various_bodyweight_squat_positions)
- SENIAM: *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* [online], 2000. Enschede, the Netherlands: Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures [cit. 2019-04-30]. Dostupné z: <http://seniam.org/>
- SENER, Carlin a Sharon L. HAME, 2006. Biomechanical Analysis of Tibial Torque and Knee Flexion Angle. *Sports Medicine* [online]. **36**(8), 635-641 [cit. 2019-02-27]. DOI: 10.2165/00007256-200636080-00001. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-200636080-00001>
- SHAILAM, Randheer, Diego JARAMILLO a J. Herman KAN, 2013. Growth arrest and leg-length discrepancy. *Pediatric Radiology* [online]. **43**(S1), 155-165 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.1007/s00247-012-2598-5. ISSN 0301-0449. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00247-012-2598-5>
- SHEEHY, Patrick, Ray G. BURDETT, James J. IRRGANG a Jessie VANSWEARINGEN, 1998. An Electromyographic Study of Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis Activity While Ascending and Descending Steps. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **27**(6), 423-429 [cit. 2017-12-31]. DOI: 10.2519/jospt.1998.27.6.423. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1998.27.6.423>
- SHELLENBERG, Florian, William R. TAYLOR a Silvio LORENZETTI, 2017. Towards evidence based strength training: a comparison of muscle forces during deadlifts, goodmornings and split squats. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. **9**(1), 1-10 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1186/s13102-017-0077-x. ISSN 2052-



1847.

Dostupné

z:

<http://bmcsportsscimedrehabil.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13102-017-0077-x>

SCHOENFELD, Brad J, 2010. Squatting Kinematics and Kinetics and Their Application to Exercise Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **24**(12), 3497-3506 [cit. 2019-04-14]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-201012000-00040>

SCHWARZENEGGER, Arnold a Bill DOBBINS, 1999. *The new encyclopedia of modern bodybuilding*. New York: Simon & Schuster. ISBN 0684857219.

SIGNORILE, Joseph F., Denise KACSIK, Arlette PERRY, Bobby ROBERTSON, Richard WILLIAMS, Ilka LOWENSTEYN, Sarah DIGEL, John CARUSO a William G. LEBLANC, 1995. The Effect of Knee and Foot Position on the Electromyographical Activity of the Superficial Quadriceps. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **22**(1), 2-9 [cit. 2019-03-04]. DOI: 10.2519/jospt.1995.22.1.2. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1995.22.1.2>

SLATER, Lindsay V. a Joseph M. HART, 2016. The influence of knee alignment on lower extremity kinetics during squats. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **31**, 96-103 [cit. 2019-04-18]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.10.004. ISSN 10506411.

Dostupné

z:

<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641116302310>

SODERBERG, Gary L. a Loretta M. KNUTSON, 2000. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy* [online]. **80**(5), 485-498 [cit. 2019-03-02]. DOI: 10.1093/ptj/80.5.485. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/80/5/485/2842519/A-Guide-for-Use-and-Interpretation-of-Kinesiologic>

SPAIRANI, Lorenzo, Marco BARBERO, Corrado CESCONE, Franco COMBI, T. GEMELLI, G. GIOVANETTI, Bruno MAGNANI a Giuseppe D'ANTONA, 2012. An electromyographic study of the vastii muscles during open and closed kinetic chain submaximal isometric exercises. *International journal of sports physical therapy* [online]. **7**(6), 617-626 [cit. 2019-04-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23316425>

STÅL, F., Per-Anders FRANSSON, Måns MAGNUSSON a M. KARLBERG, 2003. Effects of hypothermic anesthesia of the feet on vibration-induced body sway and

adaptation. *Journal of Vestibular Research* [online]. **13**(1), 39-52 [cit. 2019-04-28]. Dostupné z: <https://content.iospress.com/articles/journal-of-vestibular-research/ves00150>

STOFFREGEN, Thomas A., L. James SMART, Benoît G. BARDY a Randy J. PAGULAYAN, 1999. Postural stabilization of looking. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* [online]. **25**(6), 1641-1658 [cit. 2019-04-26]. DOI: 10.1037/0096-1523.25.6.1641. ISSN 1939-1277. Dostupné z: <http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/0096-1523.25.6.1641>

STOUTENBERG, Mark, Alessandra P. PLUCHINO, Fangchao MA, Jennifer E. HOCTOR a Joseph F. SIGNORILE, 2005. The Impact of Foot Position on Electromyographical Activity of the Superficial Quadriceps Muscles During Leg Extension. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **19**(4), R-16364 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1519/R-16364.1. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://nsca.allenpress.com/nscaonline/?request=get-abstract&doi=10.1519%2FR-16364.1>

TOUMI, Hechmi, Georges POUMARAT, Mike BENJAMIN, Thomas BEST, Slim F'GUYER a John FAIRCLOUGH. New Insights into the Function of the Vastus Medialis with Clinical Implications. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2007, 39(7), 1153-1159 [cit. 2017-12-31]. DOI: 10.1249/01.mss.0b013e31804ec08d. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200707000-00017>

VAISMAN, Alex, Rodrigo GUILOFF, Juan ROJAS, Iris DELGADO, David FIGUEROA a Rafael CALVO, 2017. Lower Limb Symmetry: Comparison of Muscular Power Between Dominant and Nondominant Legs in Healthy Young Adults Associated With Single-Leg-Dominant Sports. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* [online]. **5**(12), 1-6 [cit. 2019-04-26]. DOI: 10.1177/2325967117744240. ISSN 2325-9671. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/2325967117744240>

VAŘEKA, Ivan, 2002a. Posturální stabilita: (I. část) Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. [online]. **9**(4), 115-121 [cit. 2019-03-10]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/link/bmc03000341>

VAŘEKA, Ivan, 2002b. Posturální stabilita. Část 2. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **9**(4), 122-129 [cit. 2019-03-17]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/280087508\\_Posturalni\\_stabilita\\_Cast\\_2](https://www.researchgate.net/publication/280087508_Posturalni_stabilita_Cast_2)

VÉLE, František, 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-608-1.

VIGOTSKY, Andrew David, Erin Nicole HARPER, David Russell RYAN a Bret CONTRERAS, 2015. Effects of load on good morning kinematics and EMG activity. *PeerJ* [online]. **3**, 1-15 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.7717/peerj.708. ISSN 2167-8359. Dostupné z: <https://peerj.com/articles/708>

VRABEC, Pavel. *Rovnovážný systém I: obecná část: klinická anatomie a fyziologie, vyšetřovací metody*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-307-5.

WITVROUW, Erik, Claire SNEYERS, Roeland LYSENS, Jan VICTOR a Johan BELLEMANS. Reflex Response Times of Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis in Normal Subjects and in Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1996, 24(3), 160-165 [cit. 2017-12-31]. DOI: 10.2519/jospt.1996.24.3.160. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1996.24.3.160>

WU, G. a Jin-Hsien CHIANG, 1997. The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Experimental Brain Research* [online]. **114**(1), 163-169 [cit. 2019-04-29]. DOI: 10.1007/PL00005616. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/PL00005616>

YAVUZ, Hasan U. a Deniz ERDAG, 2017. Kinematic and Electromyographic Activity Changes during Back Squat with Submaximal and Maximal Loading. *Applied Bionics and Biomechanics* [online]. **2017**, 1-8 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.1155/2017/9084725. ISSN 1176-2322. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/abb/2017/9084725/>

YI, Yongwoo a Sukyung PARK, 2009. Effect of reduced cutaneous cues on motion perception and postural control. *Experimental Brain Research* [online]. **195**(3), 361-369 [cit. 2019-05-11]. DOI: 10.1007/s00221-009-1796-3. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-009-1796-3>

## Seznam zkratek

- 1 RM – jedno opakovacího maxima (one-repetition maximum)
- AVR – average rectified value
- BA – biakromiální šířka
- CNS – centrální nervová soustava
- dx. – dexter
- ZOD – dřep se zavřenýma očima
- EMG – elektromyografie
- GM – m. gluteus maximus
- l. - lateris
- LD – labilní dřep
- m. – sval
- mm. – svaly
- MUAP – motor unit action potential
- polyEMG – povrchová elektromyografie
- RD – referenční dřep
- RMS – root mean square
- s – sekunda
- s. – strana
- sin. – sinister
- SD – široký dřep
- SEMG – povrchová elektromyografie (surface electromyography)
- SENIAM - surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles
- SIAS – spina iliaca anterior superior
- SO – směrodatná odchylka
- UD – úzký dřep
- VM – m. vastus medialis
- VML – m. vastus medialis longus
- VMO – m. vastus medialis oblique
- VL – m. vastus lateralis

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Základní popisné statistiky znormovaných průměrných hodnot při vykonávání dřepů .....	33
<b>Tabulka 2</b> Základní popisné statistiky znormovaných maximálních hodnot při vykonávání dřepů .....	34
<b>Tabulka 3</b> Znормované průměrné hodnoty u dřepu širokého .....	35
<b>Tabulka 4</b> Znормované průměrné hodnoty u dřepu úzkého .....	35
<b>Tabulka 5</b> Znормované průměrné hodnoty u dřepu labilního .....	36
<b>Tabulka 6</b> Znормované průměrné hodnoty u dřepu se zavřenýma očima .....	36
<b>Tabulka 7</b> Znормované maximální hodnoty u dřepu širokého .....	37
<b>Tabulka 8</b> Znормované maximální hodnoty u dřepu úzkého .....	37
<b>Tabulka 9</b> Znормované maximální hodnoty u dřepu labilního .....	38
<b>Tabulka 10</b> Znормované maximální hodnoty u dřepu se zavřenýma očima .....	38

## Seznam příloh

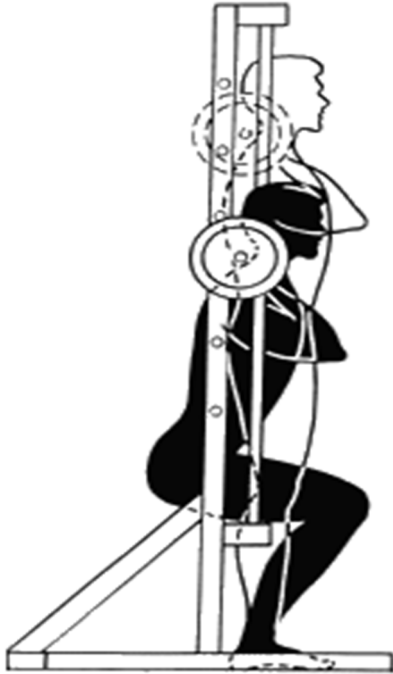
<b>Příloha 1</b> Smithův stroj .....	79
<b>Příloha 2</b> Informovaný souhlas .....	80
<b>Příloha 3</b> Umístění elektrod na m. vastus medialis a m. vastus lateralis bilaterálně ...	82
<b>Příloha 4</b> Umístění elektrod na m. gluteus maximus bilaterálně a zemnicí elektrody .....	82
<b>Příloha 5</b> Pěnová balanční podložka Theraband .....	83
<b>Příloha 6</b> Průměrná aktivita m. gluteus maximus l. sin. ve všech dřepích u každého probanda .....	84
<b>Příloha 7</b> Průměrná aktivita m. gluteus maximus l. dx. ve všech dřepích u každého probanda .....	84
<b>Příloha 8</b> Průměrná aktivita m. vastus lateralis l. sin. ve všech dřepích u každého probanda .....	85
<b>Příloha 9</b> Průměrná aktivita m. vastus lateralis l. dx. ve všech dřepích u každého probanda .....	85
<b>Příloha 10</b> Průměrná aktivita m. vastus medialis l. sin. ve všech dřepích u každého probanda .....	86
<b>Příloha 11</b> Průměrná aktivita m. vastus medialis l. dx. ve všech dřepích u každého probanda .....	86

<b>Příloha 12</b> Maximální aktivita m. gluteus maximus l. sin. ve všech dřepch u každého probanda .....	87
<b>Příloha 13</b> Maximální aktivita m. gluteus maximus l. dx. ve všech dřepch u každého probanda .....	87
<b>Příloha 14</b> Maximální aktivita m. vastus lateralis l. sin. ve všech dřepch u každého probanda .....	88
<b>Příloha 15</b> Maximální aktivita m. vastus lateralis l. dx. ve všech dřepch u každého probanda .....	88
<b>Příloha 16</b> Maximální aktivita m. vastus medialis l. sin. ve všech dřepch u každého probanda .....	89
<b>Příloha 17</b> Maximální aktivita m. vastus medialis l. dx. ve všech dřepch u každého probanda .....	89

# Přílohy

## Příloha 1

Smithův stroj



Zdroj: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Smith\\_machine.GIF](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Smith_machine.GIF)

GeorgeStepanek at the English Wikipedia [CC BY-SA 3.0  
(<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/>)]

## **Příloha 2**

Informovaný souhlas

### **Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce: Analýza zapojení vybraných svalových skupin u dřepu pomocí povrchové elektromyografie

Období realizace: 1. 6. 2018 – 1. 6. 2019

Řešitelé projektu: Bc. Jan Baxa

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit, jak se zapojují stehenní a hýžděové svaly při dřepu. Při vyšetřování se použije povrchová elektromyografie, která bude snímat aktivitu svalů a kamera pro kvalitnější zpracování elektromyografického záznamu. Všechna získaná data a informace budou anonymizovány a následně použity do diplomové práce. Předpokládaný čas testování je 30 minut a zahrnuje provedení série dřepů. Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika: objektivní informace ohledně Vašeho zapojování stehenních a hýžděových svalů při dřepu. Rizika se nepředpokládají žádná. Povrchová elektromyografie je metoda bezpečná a bez rizik. Pokud s účastí na projektu 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 zpracována 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:\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

### Příloha 3

Umístění elektrod na m. vastus medialis a m. vastus lateralis bilaterálně



### Příloha 4

Umístění elektrod na m. gluteus maximus bilaterálně a zemnicí elektrody



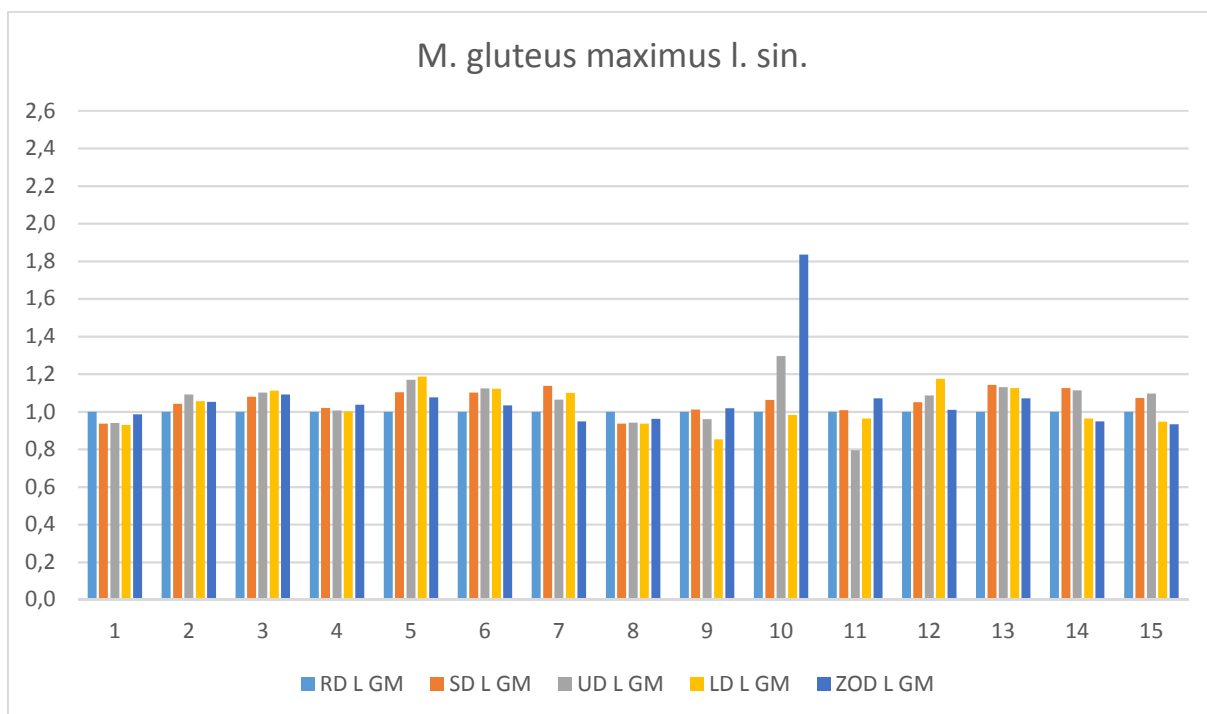
## Příloha 5

Pěnová balanční podložka Theraband



## Příloha 6

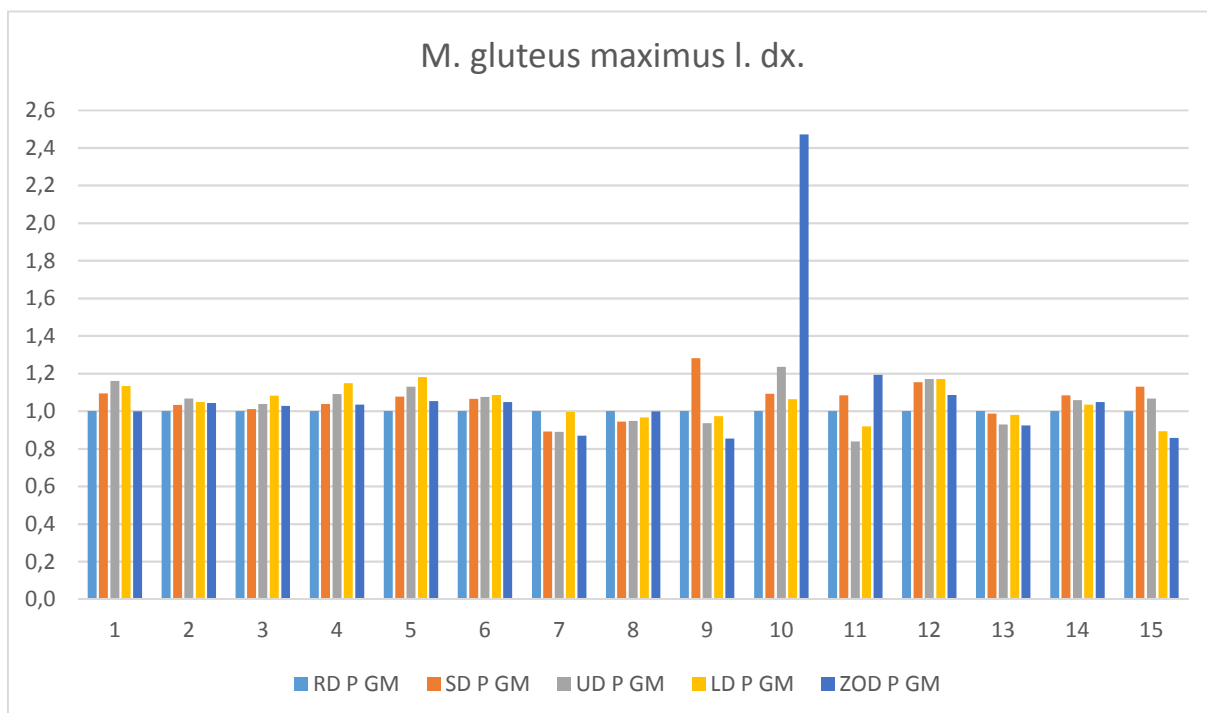
Průměrná aktivita m. gluteus maximus l. sin. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, GM – m. gluteus maximus, L – levostranný

## Příloha 7

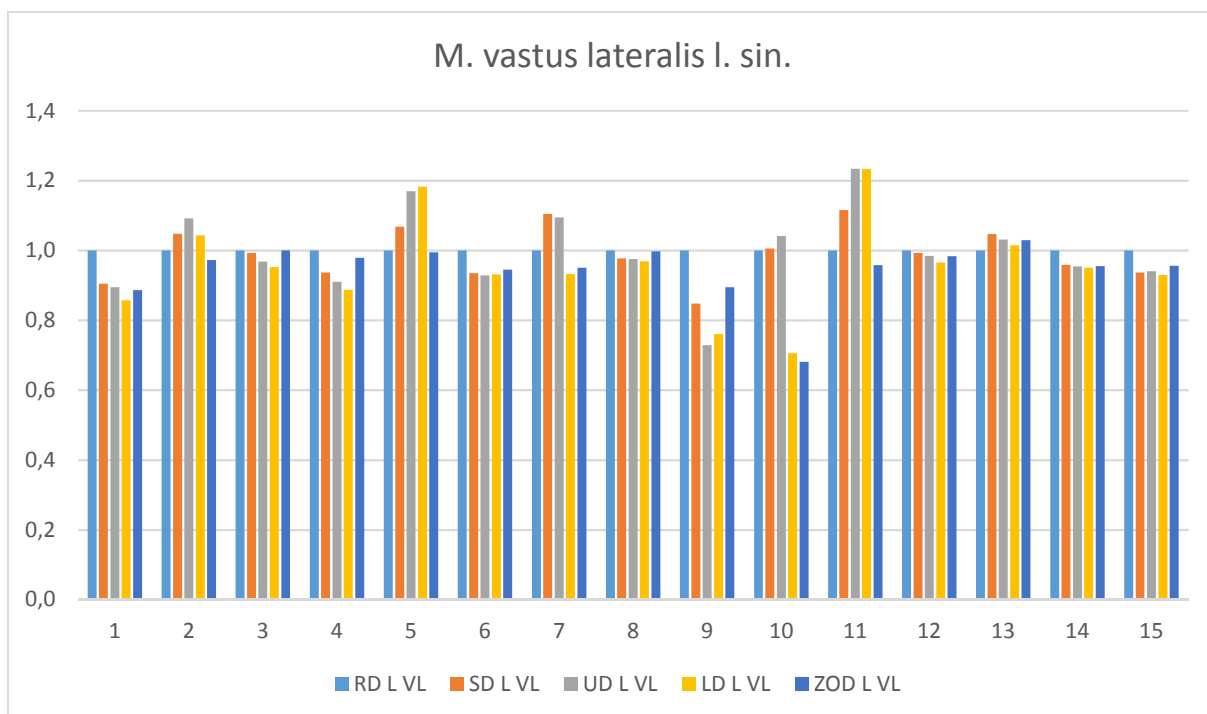
Průměrná aktivita m. gluteus maximus l. dx. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, GM – m. gluteus maximus, P – pravostranný

## Příloha 8

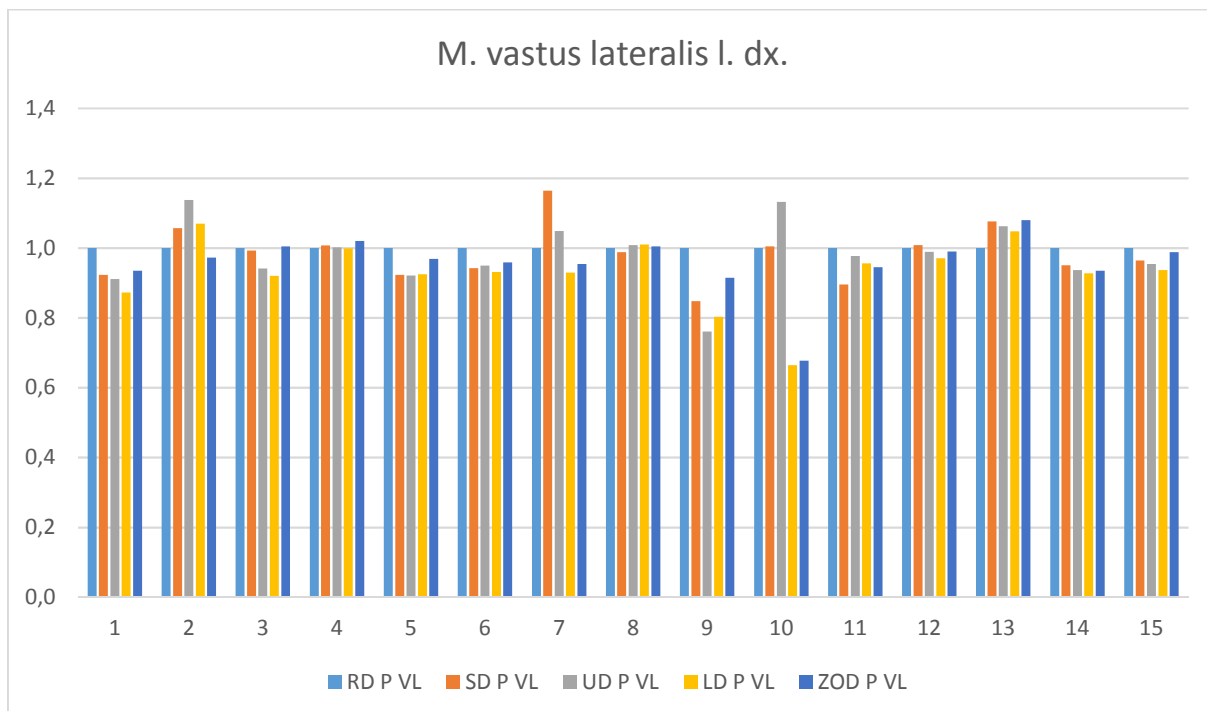
Průměrná aktivita m. vastus lateralis I. sin. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, VL – m. vastus lateralis, L – levostranný

## Příloha 9

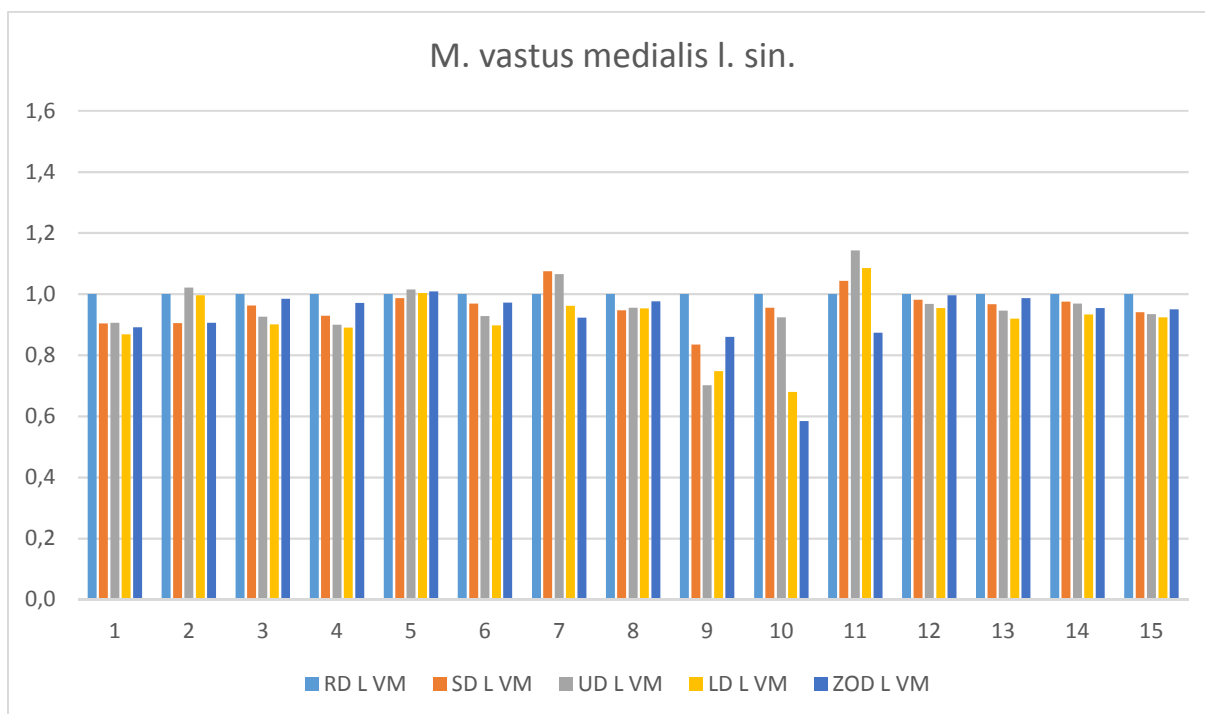
Průměrná aktivita m. vastus lateralis I. dx. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, VL – m. vastus lateralis, P – pravostranný

## Příloha 10

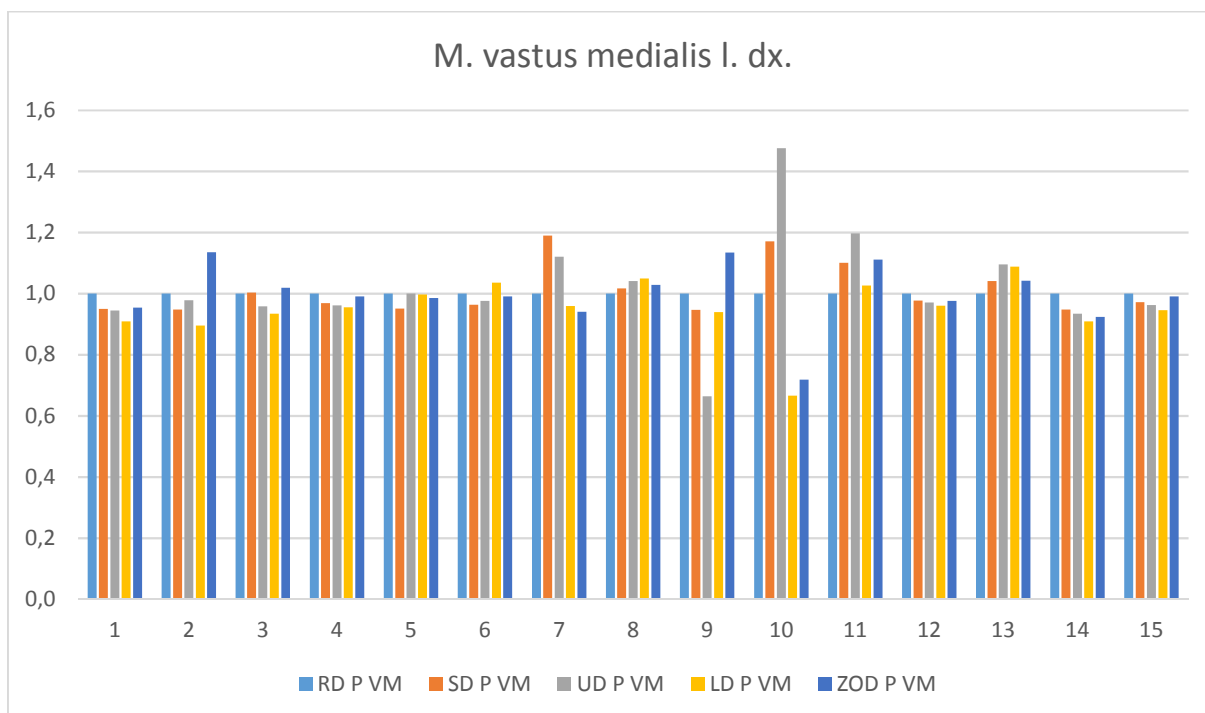
Průměrná aktivita m. vastus medialis l. sin. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, VM – m. vastus medialis, L – levostranný

## Příloha 11

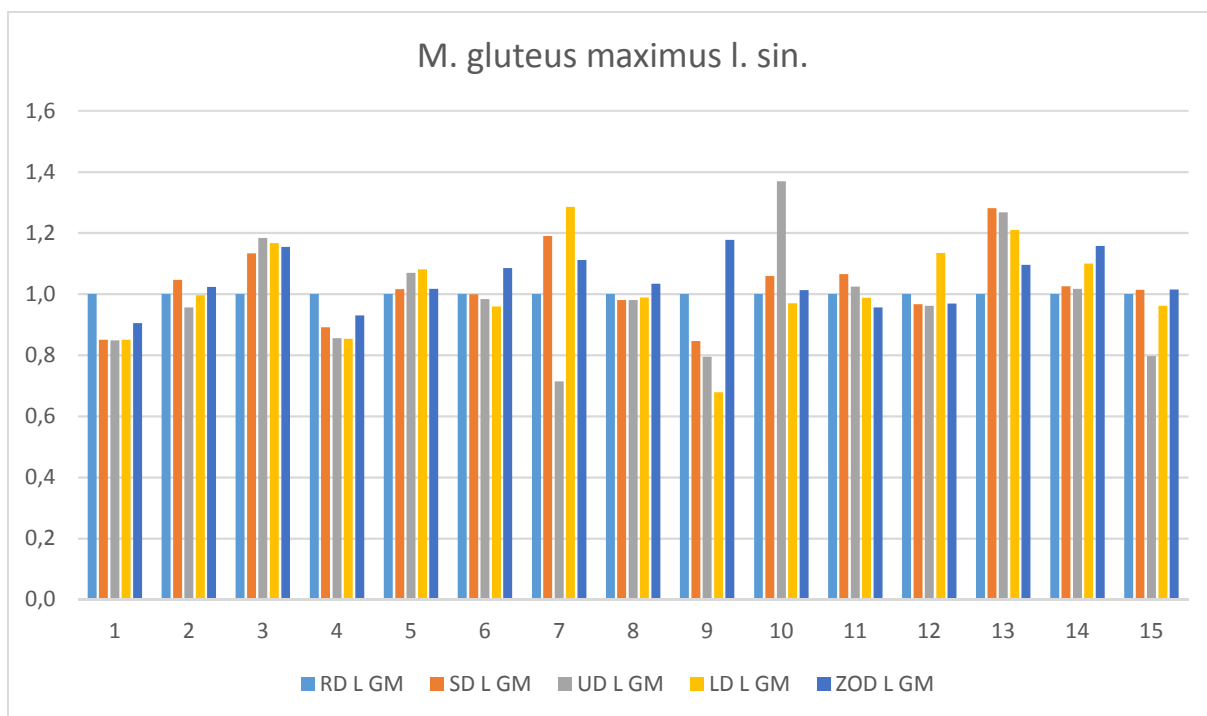
Průměrná aktivita m. vastus medialis l. dx. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný

## Příloha 12

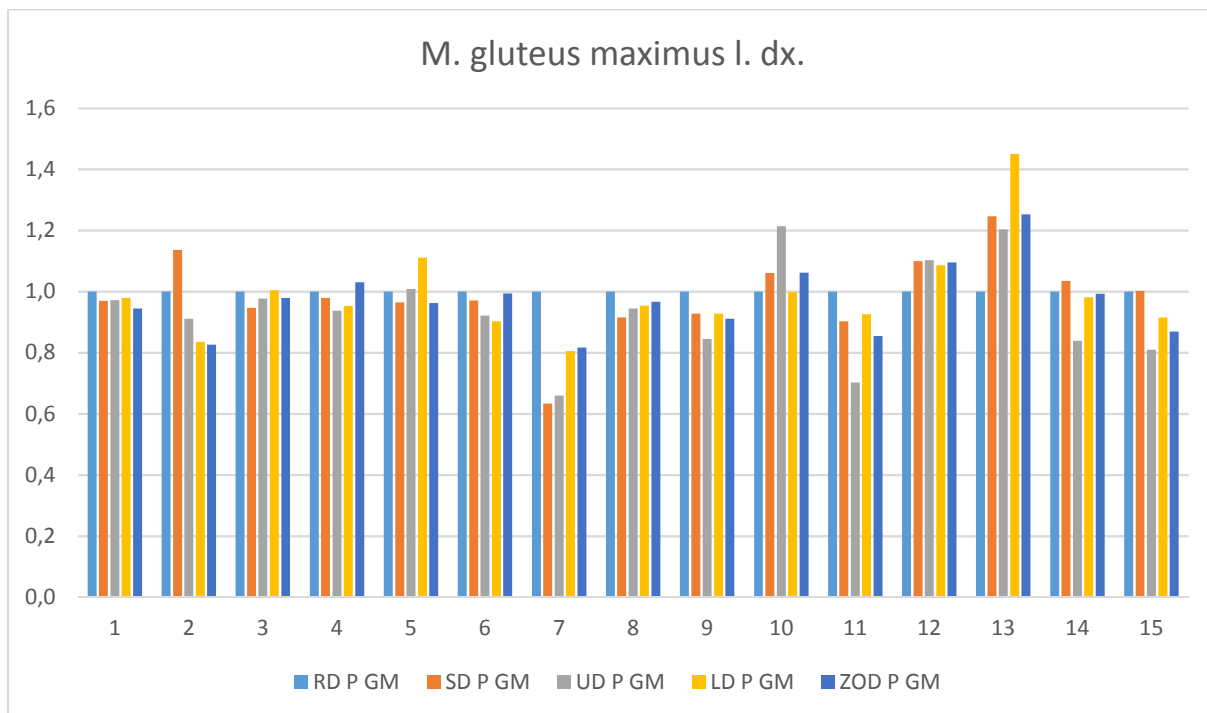
Maximální aktivita m. gluteus maximus l. sin. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, GM – m. gluteus maximus, L – levostranný

## Příloha 13

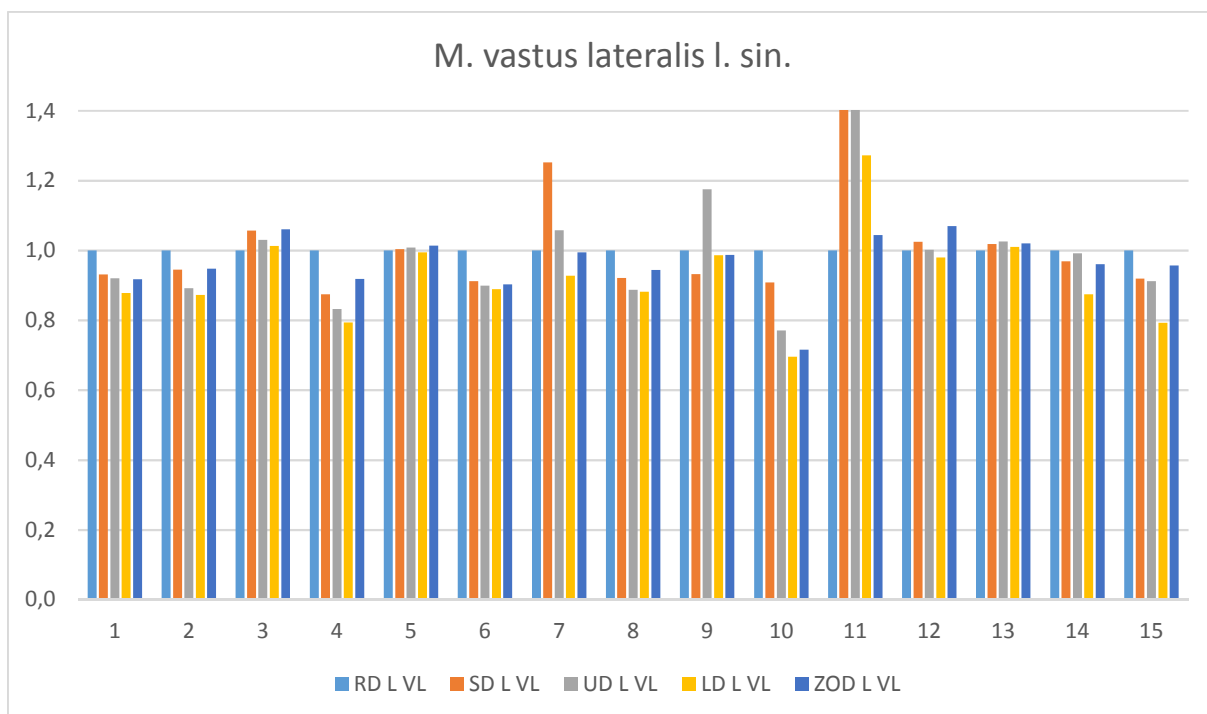
Maximální aktivita m. gluteus maximus l. dx. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, GM – m. gluteus maximus, P – pravostranný

## Příloha 14

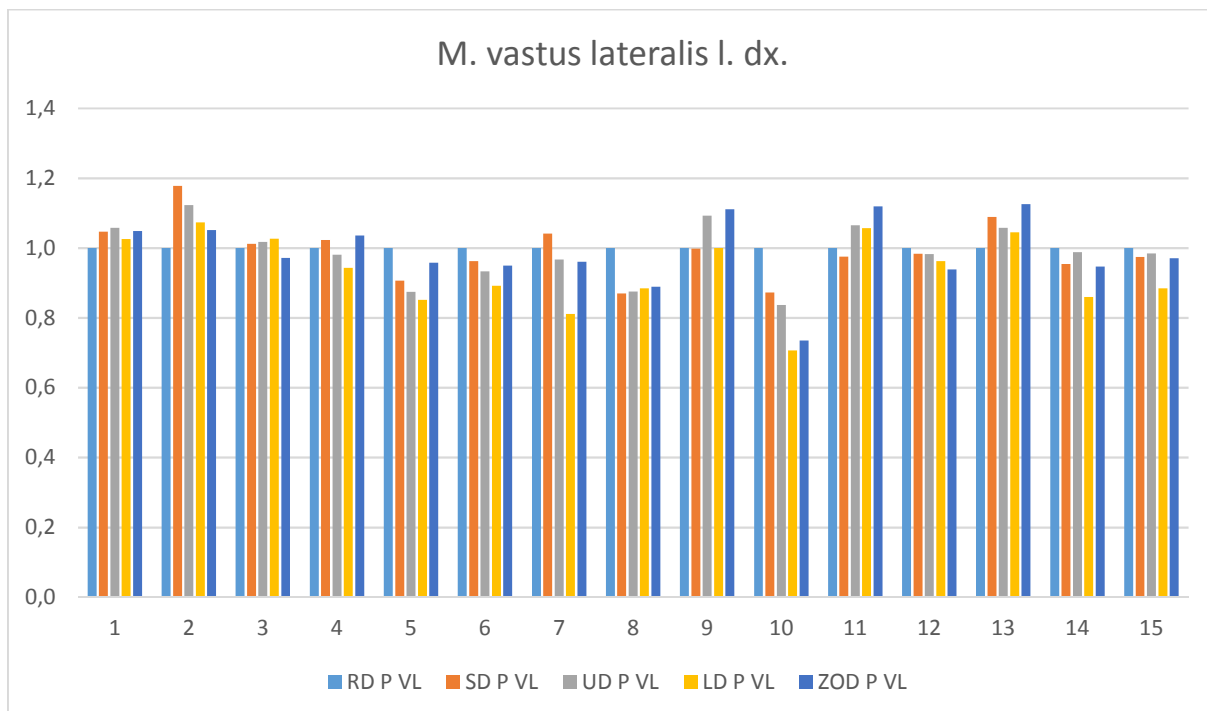
Maximální aktivita m. vastus lateralis I. sin. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, VL – m. vastus lateralis, L – levostranný

## Příloha 15

Maximální aktivita m. vastus lateralis I. dx. ve všech dřepech u každého probanda

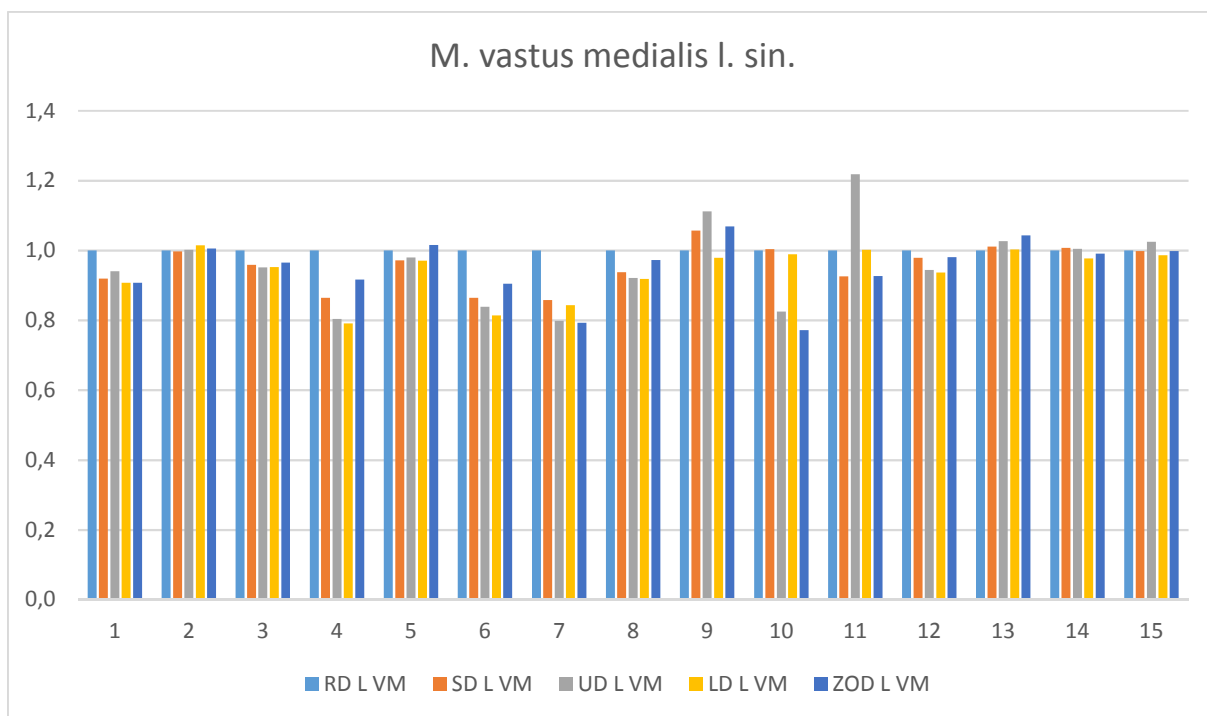


Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, VL – m. vastus lateralis, P – pravostranný



## Příloha 16

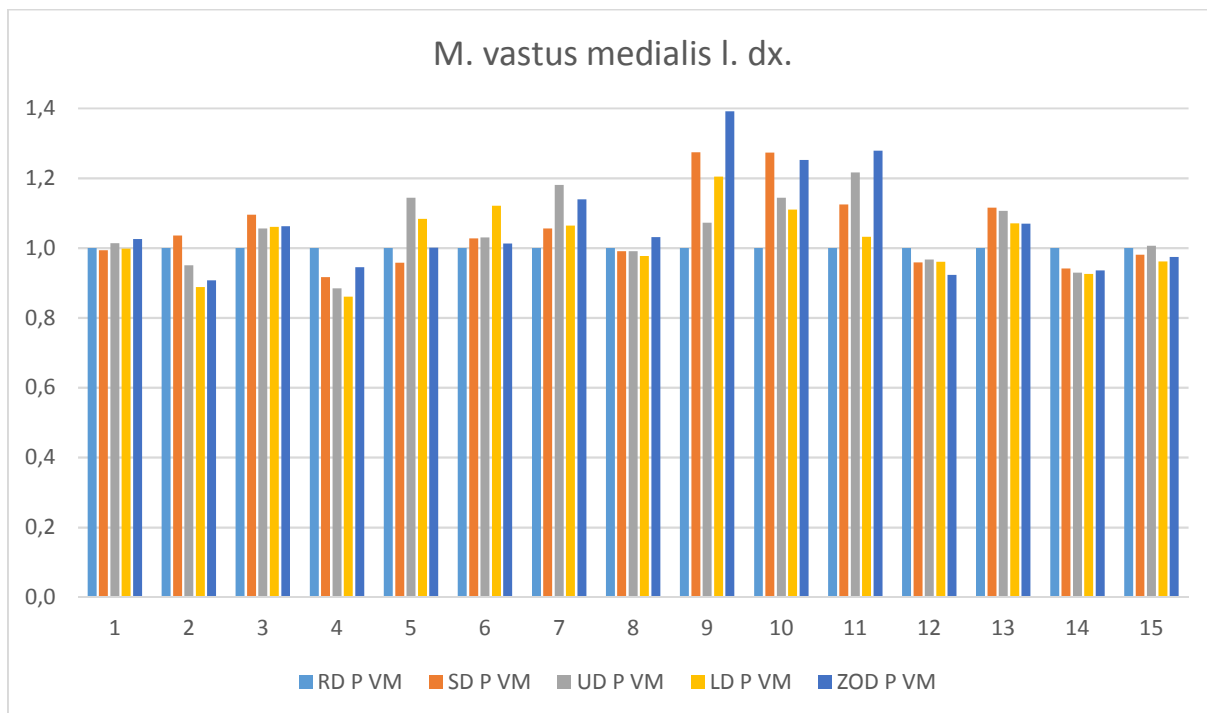
Maximální aktivita m. vastus medialis I. sin. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, VM – m. vastus medialis, L – levostranný

## Příloha 17

Maximální aktivita m. vastus medialis I. dx. ve všech dřepech u každého probanda



Legenda: RD – referenční dřep, SD – široký dřep, UD – úzký dřep, LD – labilní dřep, ZOD – dřep se zavřenými očima, VM – m. vastus medialis, P – pravostranný