



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## CENTRUM SPORTOVNÍCH AKTIVIT

CENTRE OF SPORTS ACTIVITIES

### SLEDOVÁNÍ AKTIVITY VYBRANÝCH SKUPIN KOSTERNÍCH SVALŮ PŘI DŘEPU NA BALANČNÍCH POMŮCKÁCH S VYUŽITÍM EMG.

MONITORING THE ACTIVITY OF SELECTED GROUPS OF SKELETAL MUSCLES DURING SQUATS ON BALANCE  
PADS USING EMG.

#### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

#### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jiří Šidla

#### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. Richard Adamík

BRNO 2022

# Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Sportovní technologie**

Centrum sportovních aktivit

**Student:** Jiří Šidla

**ID:** 217665

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2021/22

**NÁZEV TÉMATU:**

## **Sledování aktivity vybraných skupin kosterních svalů při dřepu na balančních pomůckách s využitím EMG.**

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Prostudujte fyziologii svalů a možnosti měření aktivity svalů při různých formách dřepů. 2) Vyberte dostupné balanční pomůcky a navrhnete protokol měření. Definujte sledované svalové skupiny. 3) Simulujte měření na 1TO a optimalizujte zvolený protokol měření. 4) Proveďte měření na vybrané skupině TO. 5) Vyhodnoťte a zpracujte výsledky. Vhodným způsobem výsledky prezentujte a diskutujte.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] Isear JA Jr, Erickson JC, Worrell TW. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1997 Apr;29(4):532-539. DOI: 10.1097/00005768-199704000-00016. PMID: 9107637.

[2] Vakos JP, Nitz AJ, Threlkeld AJ, Shapiro R, Horn T. Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. Effect of varying the lumbar posture. *Spine*. 1994 Mar;19(6):687-695. DOI: 10.1097/00007632-199403001-00008. PMID: 8009334.

[3] Valdeci Carlos Dionisio, Gil Lúcio Almeida, Marcos Duarte, Rogério Pessoto Hirata, Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 18, Issue 1, 2008, Pages 134-143, ISSN 1050-6411, <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.010>.

**Termín zadání:** 28.1.2022

**Termín odevzdání:** 3.6.2022

**Vedoucí práce:** Mgr. Richard Adamík

**doc. PaedDr. Pavel Korvas, CSc.**  
předseda rady studijního programu

**UPOZORNĚNÍ:**

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Bakalářská práce je zaměřena na téma sledování aktivity vybraných skupin kosterních svalů při dynamickém dřepu na balančních pomůckách. EMG bylo měřeno na svalech dominantního stehna 21 probandů ( $21,81 \pm 2,06$  let,  $184,53 \pm 5,19$  cm,  $72,50 \pm 4,75$  kg) při dřepch bez balanční pomůcky a na pěti balančních pomůckách (BOSU konkávně, BOSU konvexně, T-bow, pěnová podložka a Vicore). Deset z těchto probandů bylo změřeno i na balanční čočce. Statisticky byly analyzovány průměry a průměrné hodnoty deseti nejvyšších hodnot naměřených signálů po filtraci a normalizaci. Byly nalezeny některé statisticky významné rozdíly obou parametrů při analýze všech svalů dohromady, při analýze předozadní stability i při analýze pravolevé stability mezi měřeními na některých balančních pomůckách (BOSU konkávně, BOSU konvexně, Vicore a čočka) a měřeními bez balančních pomůcek. Tyto balanční pomůcky měly také některé statisticky významné rozdíly v porovnání se zbylými dvěma balančními pomůckami (T-bow, pěnová podložka).

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Balanční pomůcka, dřep, elektromyografie, stabilita, stehno, sval

## **ABSTRACT**

This bachelor thesis is focused on the topic of monitoring the activity of selected groups of skeletal muscles during squats on balance pads. Thigh muscles of 21 probands ( $21,81 \pm 2,06$  years old,  $184,53 \pm 5,19$  cm,  $72,50 \pm 4,75$  kg) were measured using EMG when they did squats without balance pad and with five balance pads (BOSU concavely, BOSU convexly, T-bow, foam pad and Vicore). Ten of these persons was measured also with inflatable balance pod. Mean and mean of the 10 highest peaks of filtered and normalised measured signals were statistically analysed. There were some statistic differences of both parametres between measurement without balance pad and measurements with some balance pads (BOSU concavely, BOSU convexly, Vicore and balance pod) using analysis of all thigh muscles together, analysis of anterior-posterior stability and analysis of dexter-sinister stability. There were some statistic differences between these balance pads and the other two pads (T-bow, foam pad).

## **KEYWORDS**

Balance pad, squat, electromyography, stability, thigh, muscle

#### Bibliografická citace

ŠIDLA, Jiří. Sledování aktivity vybraných skupin kosterních svalů při dřepu na balančních pomůckách s využitím EMG. [online]. Brno, 2022 [cit. 2022-03-06]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/142132>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Centrum sportovních aktivit. Vedoucí práce Richard Adamík.

## Prohlášení autora o původnosti díla

<b>Jméno a příjmení studenta:</b>	Jiří Šidla
<b>VUT ID studenta:</b>	217665
<b>Typ práce:</b>	Bakalářská práce
<b>Akademický rok:</b>	2021/22
<b>Téma závěrečné práce:</b>	Sledování aktivity vybraných skupin kosterních svalů při dřepu na balančních pomůckách s využitím EMG.

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 3. června 2022

-----  
podpis autora

### Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Mgr. Richardu Adamíkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Děkuji také Ing. Andree Němcové PhDr. za odborné konzultace týkající se přístrojové techniky.

V Brně dne: 6. června 2022

-----  
podpis autora

# OBSAH

<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>10</b>
<b>SEZNAM TABULEK .....</b>	<b>11</b>
<b>ÚVOD.....</b>	<b>12</b>
<b>1. TEORIE .....</b>	<b>13</b>
1.1 ANATOMIE A FYZIOLOGIE SVALOVÉ SOUSTAVY.....	13
1.1.1 Svalová tkáň.....	13
1.1.2 Stavba kosterního svalu.....	14
1.1.3 Nervosvalový přenos a kontrakce kosterního svalu .....	15
1.1.4 Sval a pohyb.....	17
1.2 DŘEP .....	19
1.2.1 Charakteristika, využití .....	19
1.2.2 Formy provedení dřepu.....	21
1.2.3 Možnosti měření dřepu.....	23
1.3 DRUHY BALANČNÍCH POMŮCEK .....	24
1.4 EMG .....	25
1.4.1 Elektrody .....	25
1.4.2 Metody EMG .....	26
1.4.3 Využití.....	26
1.4.4 Artefakty EMG.....	27
1.4.5 Snímání a zpracování signálu.....	28
<b>2. VÝZKUMNÉ CÍLE A OTÁZKY.....</b>	<b>32</b>
2.1 VÝZKUMNÝ CÍL .....	32
2.2 VÝZKUMNÉ OTÁZKY.....	32
2.3 VÝZKUMNÉ HYPOTÉZY .....	32
<b>3. METODIKA .....</b>	<b>33</b>
3.1 TESTOVANÝ SOUBOR .....	33
3.2 VYBRANÉ SVALOVÉ SKUPINY .....	33
3.3 VYBRANÉ BALANČNÍ POMŮCKY .....	34
3.4 PROVEDENÍ DŘEPU .....	34
3.5 MĚŘÍCÍ ZAŘÍZENÍ.....	34
3.6 MĚŘENÍ .....	35
3.6.1 Postup výzkumného měření pro bakalářskou práci .....	35
3.7 ZPRACOVÁNÍ DAT.....	37
3.7.1 Předzpracování dat .....	37
3.7.2 Časová analýza dat .....	38
3.8 STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ .....	38
<b>4. VÝSLEDKY .....</b>	<b>40</b>
4.1 VĚK, VÝŠKA, HMOTNOST .....	40
4.2 VŠECHNY SVALOVÉ SKUPINY DOHROMADY.....	40
4.2.1 Proměnná průměr .....	40
4.2.2 Proměnná „averpeak“.....	42



4.3	PŘEDOZADNÍ LATERALITA .....	44
4.3.1	Proměnná průměr .....	44
4.3.2	Proměnná „averpeak“ .....	46
4.4	PRAVOLEVÁ LATERALITA .....	48
4.4.1	Proměnná průměr .....	48
4.4.2	Proměnná „averpeak“ .....	50
4.5	NORMOVÁNÍ NA MĚŘENÍ BEZ POMŮCKY .....	52
4.6	SHRnutí VÝSLEDKŮ .....	57
<b>5.</b>	<b>DISKUSE .....</b>	<b>59</b>
<b>6.</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>62</b>
<b>7.</b>	<b>BIBLIOGRAFIE .....</b>	<b>64</b>
	<b>SEZNAM ZKRATEK.....</b>	<b>72</b>

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1	Krabicové grafy, věk, výška, hmotnost .....	44
Obrázek 2	Histogramy, proměnná průměr, všechny svaly dohromady .....	45
Obrázek 3	Krabicové grafy, proměnná průměr, všechny svaly dohromady .....	45
Obrázek 4	Histogramy, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady .....	47
Obrázek 5	Krabicové grafy, proměnná averpeak, všechny svaly dohromady .....	47
Obrázek 6	Histogramy, proměnná průměr, předozadní .....	49
Obrázek 7	Krabicové grafy, proměnná průměr, předozadní .....	49
Obrázek 8	Histogramy, proměnná "averpeak," předozadní .....	51
Obrázek 9	Krabicové grafy, proměnná averpeak, předozadní .....	51
Obrázek 10	Histogramy, proměnná průměr, pravolevá .....	53
Obrázek 11	Krabicové grafy, proměnná průměr, pravolevá .....	53
Obrázek 12	Histogramy, proměnná "averpeak," pravolevá .....	55
Obrázek 13	Krabicové grafy, proměnná averpeak, pravolevá .....	55
Obrázek 14	Histogramy, proměnná průměr, všechny svaly dohromady, norm. na měření bez .....	57
Obrázek 15	Krabicové grafy, proměnná průměr, všechny svaly dohromady, norm. na měření bez .....	57
Obrázek 16	Histogramy, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady, norm. na měření bez .....	57
Obrázek 17	Krabicové grafy, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady, norm. na měření bez .....	57
Obrázek 18	Histogramy, proměnná průměr, předozadní, norm. na měření bez .....	57
Obrázek 19	Krabicové grafy, proměnná průměr, předozadní, norm. na měření bez .....	58
Obrázek 20	Histogramy, proměnná "averpeak," předozadní, norm. na měření bez .....	58
Obrázek 21	Krabicové grafy, proměnná "averpeak," předozadní, norm. na měření bez .....	58
Obrázek 22	Histogramy, proměnná průměr, pravolevá, norm. na měření bez .....	58
Obrázek 23	Krabicové grafy, proměnná průměr, pravolevá, norm. na měření bez .....	58
Obrázek 24	Histogramy, proměnná "averpeak," pravolevá, norm. na měření bez .....	59
Obrázek 25	Krabicové grafy, proměnná "averpeak," pravolevá, norm. na měření bez .....	59

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná průměr, všechny svaly dohromady .....	44
Tabulka 2 P-hodnoty, párový t-test, proměnná průměr, všechny svaly dohromady .....	46
Tabulka 3 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady .....	46
Tabulka 4 P-hodnoty, párový t-test, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady .....	48
Tabulka 5 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná průměr, předozadní .....	48
Tabulka 6 P-hodnoty, párový t-test, proměnná průměr, předozadní .....	50
Tabulka 7 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná "averpeak," předozadní .....	50
Tabulka 8 P-hodnoty, párový t-test, proměnná "averpeak," předozadní .....	52
Tabulka 9 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná průměr, pravolevá .....	52
Tabulka 10 P-hodnoty, párový t-test, proměnná průměr, pravolevá .....	54
Tabulka 11 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná "averpeak," pravolevá .....	54
Tabulka 12 P-hodnoty, párový t-test, proměnná "averpeak," pravolevá .....	56
Tabulka 13 Počty normálních rozdělení samotných dat i vzájemných diferencí, norm. na měření bez.....	56
Tabulka 14 Velikost proměnných průměr a "averpeak," norm. na měření bez.....	59
Tabulka 15 Korelace mezi proměnnými průměr a "averpeak," norm. na měření bez.....	59
Tabulka 16 P-hodnoty, Wilcoxon test, norm. na měření bez .....	60
Tabulka 17 P-hodnoty, Levene, Mauchly, Friedmann testy, norm. na měření bez .....	60
Tabulka 18 Vybrané p-hodnoty, Nemenyi test, norm. na měření bez.....	60
Tabulka 19 Vybrané p-hodnoty, Wilcoxon test, norm. na měření bez.....	61
Tabulka 20 Shrnutí výsledů testů, všechny svaly dohromady .....	62
Tabulka 21 Shrnutí výsledků testů, předozadní lateralita .....	62
Tabulka 22 Shrnutí výsledků testů, pravolevá lateralita .....	62

# ÚVOD

Tato bakalářská práce se zabývá tématem vlivu balančních pomůcek na elektrickou aktivitu svalů dolních končetin při provádění dřepu. Tato problematika je v této práci hodnocena pomocí elektromyografie (EMG).

Balanční pomůcky jsou využívány pro rehabilitaci nebo trénink síly a rovnováhy. Díky nim lze zlepšit svalovou rovnováhu. Balančních pomůcek existuje celá řada. Jedním ze cviků využívaných v rehabilitaci i tréninku je dřep. V této studii je snahou změřit elektrickou aktivitu svalů stehna při dřepu na různých balančních pomůčkách s využitím elektromyografie.

Cílem této práce je pomocí elektromyografie zjistit rozdíly v aktivitě stehenních svalů při provádění dřepu bez balanční pomůcky a na balanční pomůcce. To je zde analyzováno jednak u svalů stehna celkově a jednak rozděleně na svaly vyjadřující předozadní a pravolevou stabilitu. Mezi cíle patří prostudování a pochopení problematiky fyziologie svalu, dřepu, balančních pomůcek a elektromyografie. Výsledky tohoto či navazujícího výzkumu by mohly být dále využity např. pro doporučení, jaké balanční pomůcky zvolit při tréninku či rehabilitaci a jak jejich zařazování navazovat. Dále bude možné tuto práci využít pro výstupy v odborných periodikách.

Tato bakalářská práce je členěna do několika kapitol. V první kapitole je představen teoretický základ této práce. Je v ní postupně přiblížena fyziologie svalu, problematika dřepu, druhy balančních pomůcek a problematika elektromyografie. V další kapitole jsou vytyčeny výzkumné cíle, položeny výzkumné otázky a definovány výzkumné hypotézy. Následující kapitola obsahuje metodiku měření zahrnující charakteristiku měřeného souboru, vybraných svalových skupin a balančních pomůcek, měřícího zařízení, měření, a to jak přípravy na měření, tak testovacího protokolu, a zpracování dat včetně statistické analýzy. V další kapitole jsou prezentovány výsledky měření. Na výsledky navazuje jejich diskuse, po níž je napsán závěr a nakonec jsou uvedeny bibliografické údaje použitých zdrojů.

# 1. TEORIE

## 1.1 Anatomie a fyziologie svalové soustavy

Svalová soustava tvoří spolu s kosterní soustavou pohybový aparát, který umožňuje veškerý aktivní tělesný pohyb člověka [1]. Kostra mimo jiné slouží jako opora a nosná konstrukce pro svalovou soustavu. Svalovou soustavu tvoří svaly (lat. musculus, řec. mys), což jsou orgány tvořené svalovou tkání. Lidské tělo obsahuje více než 600 ovladatelných svalů.

### 1.1.1 Svalová tkáň

Svalová soustava je tvořena svalovou tkání [2]. Svalová tkáň tvoří 20 až 40 % váhy lidského těla [3]. Základní vlastností svalové tkáně je její kontraktilita, což je schopnost zkracovat svalová vlákna vedoucí ke zkrácení celého svalu [2]. Na základě funkčních vlastností způsobu inervace a samotné stavby se svalová tkáň dělí na příčně pruhovanou, hladkou a srdeční.

Příčně pruhovaná svalová tkáň je též nazývána kosterní, neboť většina svalů patřících do této skupiny se upíná ke kosti a svým zkrácením tak způsobuje jejich pohyb [2]. Kosterní svalstvo může být děleno na břišní, hrudní, krční, zádové, žvýkací a také svalstvo dolních a horních končetin. Vícejaderná svalová vlákna jsou základní stavební jednotkou příčně pruhovaných svalů. Jsou velmi tenká, dlouhá až několik centimetrů a jejich zakončení je tupé. Svalová vlákna se spojují do svazků za pomoci jemného vaziva. Tyto svazky jsou základem kosterních svalů. Povrch svalových vláken je tvořen membránou, která svými vlastnostmi a stavbou velmi připomíná buněčnou cytoplazmatickou membránu. V cytoplazmě svalových vláken se nachází větší množství jader a myofibril. Myofibrily jsou základní kontraktilní jednotkou. Jsou to tenká vlákénka, ve kterých si při pohledu pod světelným mikroskopem lze všimnout příčného střídání světlejších a tmavších úseků. Sestávají se totiž ze dvou typů bílkovin, které mají různou světelnou lomivost. To je důvodem, proč je kosterní svalstvo nazýváno svalstvem příčně pruhovaným. Tyto proteiny se nazývají aktin a myosin. Příčně pruhovaná svalovina je inervovaná volně. Člověk tedy kontrakci a relaxaci kosterních svalů vykonává úmyslně. Nervový podnět pro aktivaci kontrakce daného svalu vzniká v mozkové kůře, ze které se míšními a hlavovými nervy šíří až k myofibrilám, kde následně probíhá kontrakce.

Hladká svalová tkáň, též nazývaná útrobní, tvoří svalovou vrstvu cévní stěny nebo stěny dutých orgánů, kde je nazývána orgánovým svalstvem [2]. Základními stavebními jednotkami hladké svaloviny jsou podlouhlé svalové buňky vřetenovitého tvaru. Tyto buňky jsou navzájem spojeny jemným vazivem. Myofibrily odpovědné za kontrakci celé buňky jsou u hladké svaloviny umístěny v cytoplazmě svalových buněk. Inervace hladkého svalstva probíhá autonomně za pomoci vegetativních nervů. Tyto nervy není možné ovládat lidskou vůlí. Kontrakce hladké svaloviny probíhá pomalu a často rytmicky a způsobuje například zmenšení dutin, zúžení nebo zkrácení trubic či uzávěru průsvitu orgánů.

Srdeční svalová tkáň se nachází pouze ve střední vrstvě srdeční stěny [2]. Tato tkáň je svými vlastnostmi na pomezí buněčné organizace hladké svaloviny a vláknité struktury kosterní svaloviny. Obsahuje totiž příčně pruhovanou tkáň, která je ale na rozdíl od kosterní svaloviny v buňkách. Jednotlivé buňky jsou odděleny interkalárními disky [4]. Struktura srdeční svaloviny je trámčitá, což zajišťuje možnost rychlého a dokonalého rozvodu elektrického podráždění, které vede k rytmickému zkracování srdečního svalu [2]. Inervace srdečního svalstva je zajištěna dvojím způsobem. Autonomní nervy umožňují zrychlení či zpomalení zkracování srdečního svalstva. Srdce má ale také vlastní systém vytváření rytmických vzruchů, které jsou naprosto nezávislé na vegetativním inervaci. Srdeční sval, též nazýván myokard, pracuje neustále jako srdeční pumpa po celý život člověka [3].

### 1.1.2 Stavba kosterního svalu

Sval je orgán lidského těla, který se skládá nejen ze svalové tkáně, ale i z vazivové a nervové tkáně a také cév [2]. Kosterní svaly jsou ke kosti upnuty tak, že vždy přemostují jeden nebo více kloubů.

Stažlivou jednotkou příčně pruhované svaloviny jsou válcové sarkomery sdružené za sebou v myofibrilách [3]. V sarkomerách je mnoho menších filament tvořených tenkým světlým aktinem a silnějším tmavším myosinem. Jsou to proteiny vzájemně spojeny příčnými můstky. Jednotlivé sarkomery jsou odděleny tzv. tmavými „Z disky.“ „A pruh“ je tmavší úsek uprostřed sarkomery tvořený filamenti obou proteinů. Jeho střed je označován jako „M linie.“ Okolo „M linie“ je tmavá „H zóna,“ kam nedosahují aktinová vlákna. „I pruh“ je světlý úsek na kraji sarkomery tvořený pouze aktinem. V sarkomere je také přítomen titin, což je bílkovina zajišťující viskoelastické vlastnosti sarkomery [4]. Je ukotvený na „Z disku,“ působí jako pružina napříč „I zónou“ a je navázán na silné struktury v „M zóně.“ Okolo aktinu a myosinu jsou navázány další bílkoviny, a to troponin a tropomyosin. Myofibrily jsou sdruženy ve svalovém vláknu, jehož většinu objemu zaujímají. Každé svalové vlákno je pokryto sarkolemou, což je tenká pružná vazivová blanka. Kromě myofibril je svalové vlákno vyplněno sarkoplazmou, což je rosolovitá tekutina. V sarkoplazmě se nachází buněčná jádra a další buněčné orgány, jako jsou například mitochondrie zajišťující výrobu energie.

Na povrchu každého svalového vlákna je vazivo nazývané endomysium [3]. Svalová vlákna se skládají do snopečků, kde je drží u sebe jemné vazivo zvané vnitřní perimysium. Vnější perimysium poté sdružuje snopečky do snopců. Svalové snopce poté vytváří sval. Svalová vlákna jsou velmi elastická a umožňují až dvojnásobné protažení oproti své původní délce. Taková pružnost chrání sval před přetržením při náhlém pohybu [2].

Svaly lze dělit podle jejich tvaru, který ovlivňuje množství a tvar svalových svazků [2]. Svalová vlákna mohou být rozprostřena do plochy (u plochých svalů) nebo mohou vytvářet bříška či dlouhé hlavy svalů. Svalové svazky jsou buď uspořádány paralelně (fusiformně) nebo na šikmo, což způsobuje „zpeření“ svalů. Takový sval má jednotlivá vlákna jinak dlouhá a jeho jednotlivé části mohou provádět rozdílné pohyby. Zpeřené svaly mohou mít např. nálevkovitý,

trapézový nebo trojúhelníkový tvar. Svaly mohou být také kruhového tvaru, např. svaly pohybující okem (m. orbicularis oculi).

Každý sval má na povrchu vazivový obal nazývaný fascie, nebo též svalová povázka [3]. Ke skeletu se každý sval upíná pomocí šlach. Šlachy jsou tvořeny vazivovou tkání. Kolagenní vlákna jsou rovnoběžně uspořádána a držena pohromadě řídkým vazivem. Toto vazivo je na povrchu šlachy i uvnitř ní, kde ohraničuje jednotlivé svazky. Kolagenní vlákna umožňují měkký a pružný tahový záběr zkracujícího se svalu díky šroubovitě struktuře. Upnutí svalu a šlachy je zařízeno tak, že vmezeřené vazivo kosterního svalu plynule přechází do vmezeřeného šlachového vaziva. Takový přechod zajišťuje velkou mechanickou pevnost, elasticitu a pružný přenos síly na skelet. Rychlý pohyb svalu je plynule přenesen přes vazivo svalu na vazivo šlachy a poté na šlachu. Šlacha se pojí s kostí díky periostu, což je silný vazivový list. Ke kosti je periost připevněn pomocí krátkých vazivových vláken. Periost pokrývá téměř celý povrch kosti kromě kloubních konců, díky čemuž je přenos síly ze svalu na kost rovnoměrnější a není tak namáhavý na jednu část kosti. Šlachové pochvy vznikají, aby chránily šlachu před mechanickým namáháním v místech styku s kostí.

### **1.1.3 Nervosvalový přenos a kontrakce kosterního svalu**

Zkrácení svalu, též nazýváno svalovou kontrakcí, je způsobeno jednou ze základních vlastností svalových tkání, a to dráždivostí. [2]. Opačnému jevu, neboli uvolnění, se říká relaxace nebo též dekontrakce. Kontrakce se dělí na isotonickou a isometrickou [1]. Při isotonické kontrakci dochází k pohybu vyvolanému činností svalů, při isometrické kontrakci k pohybu nedochází. Oba druhy svalové kontrakce často probíhají hned za sebou [2].

Svalovou kontrakci vyvolává nervový vzruch vzniklý v mozkové kůře, ze které se dále šíří motorickými nervy až do svalu, uvnitř kterého se vzruch rozšiřuje [2]. Nervový impuls spustí na rozhraní nervové buňky a svalového vlákna uvolňování acetylcholinu, který je neurotransmiterem [3]. Následuje uvolnění vápenatých iontů vyvolávajících elektrochemické děje. Elektrický vzruch způsobí uvolnění chemických mediátorů, které iniciují elektrickou aktivitu uvnitř svalového vlákna. Síť tubulů se svalovým vláknem šíří vápenaté ionty až do myofibril, kde se dostanou do kontaktu s bílkoviny troponinem, tropomyosinem, aktinem a myosinem. Vazba troponinu s vápníkem zruší inhibiční účinek troponin-tropomyosinového komplexu na aktinová vlákna. Aktinu je tak umožněno vytvářet příčné můstky s myosinem, pokud je přítomna dostatečná energie. Myosin má blízký vztah s adenosintrifosfátem (ATP), který je hlavním zdrojem energie. ATP je přítomno na každé hlavici myosinu společně s ATPázou, která adenosintrifosfát hydrolyticky rozkládá na adenosindifosfát (ADP) a dále na fosfát (P) za vzniku energie. To je umožněno právě tehdy, kdy je odstraněn troponin-tropomyosinový komplex. Tyto děje jsou tak v myofibrilách završeny zasouváním molekul aktinu a myosinu mezi sebe. To způsobí zkrácení myofibril související se zkrácením svalových vláken, svalových snopečků, svalových snopců a nakonec i celého svalu.

Část svalového vlákna, zvaná motorická ploténka, přijímá nervový vzruch pouze z axonu, což je výběžek nervového vlákna [3]. Jediným nervovým vláknem je inervované velké

množství svalových vláken. Motorická jednotka označuje právě jeden motorický neuron a všechna svalová vlákna jím inervovaná. Pokud je v jedné motorické jednotce obsaženo málo svalových vláken, je u daných svalů umožněno jemných pohybů. Příkladem jsou svaly způsobující pohyby očima.

Svalová kontrakce není vyvolána každým nervovým impulsem, ale pouze tím, jehož intenzita překročí určitý práh [2]. Pokud je impuls nadprahový, jsou kontrahována všechna vlákna dané motorické jednotky maximálním možným způsobem [3]. Svalová kontrakce se projeví zkrácením svalu až o 40 % délky, zvětšením a ztvrdnutím svalového bříška a pohybem odpovídajících tělních segmentů [2]. Pokud po jednom nervovém vzruchu nepřijde další, sval se relaxuje [4]. Když po nervovém vzruchu přijde další, účinky se sčítají a nastává vlnitý tetanus. Vzruchy s vysokou frekvencí vyvolávají hladký tetanus. Pokud sval není aktivován nervovým vzruchem, zůstává ve stavu tzv. klidového svalového napětí [2]. Toto pohotovostní napětí, které zajišťuje např. udržení polohy vnitřních orgánů nebo vzpřímené držení těla a zabezpečuje trvalý kontakt kloubních ploch, se nazývá svalový tonus. Centrální nervový systém dostává zpětné informace o každém svalu pomocí svalových vřetének a šlachových tělísek, což jsou snímače polohy a napětí svalu, též zvané proprioceptory [5]. Z nich se podněty šíří senzoryckými nervy až k míše nebo mozku, čímž je zajištěna stálá senzomotorická integrace [3]. V somatické senzorycké oblasti mozku dochází k vyhodnocování nejen informací o napětí a délce svalů, ale také o polohách jednotlivých tělních segmentů či bolesti a tlaku i informace z jiných smyslů jako je sluch, čich, chuť nebo vůně. Motorické centrum vyhodnotí všechny informace a je-li to potřeba, pošle pokyn pro vykonání určitého pohybu.

Aby mohly svaly správně fungovat, čili aby se mohly správně kontrahovat a relaxovat, musí neustále přijímat kyslík [3]. Dodávku kyslíku zajišťuje tepenný systém, jehož větévky obklopují každý ze snopců svalových vláken. Navázání kyslíku na tzv. myoglobin je zprostředkován díky kyslíkovému gradientu. Kyslík je ve svalech spotřebováván za vzniku oxidu uhličitého, který je s ostatními odpadními látkami odváděn ze svalu žilním systémem až do plic, přes které se dostává pryč z těla. Ve svalech zprostředkovává samotnou výměnu plynů kapilární síť okolo každého svalového vlákna. Svalová soustava dospělého člověka spotřebuje zhruba 150 ml kyslíku za minutu [2]. Při svalové práci a nadměrné svalové zátěži se může spotřeba kyslíku zvýšit až desetkrát. Sval může spotřebovávat kyslík rychleji, než je schopen kyslík přijímat. Takovému stavu se říká kyslíkový dluh. Při něm se také ve svalu hromadí odpadní látky, převážně kyselina mléčná, již krev není schopna v takové chvíli odvádět. Při tomto stavu nastává únava, případně bolest. Pro odeznění těchto stavů je potřeba svalového klidu, při kterém se díky krevnímu oběhu vrátí množství odpadních látek i potřebného kyslíku na optimální úroveň, díky čemuž ustává i pocit bolesti. Kromě kyslíku potřebuje sval také zdroj energie, jejíž hlavní součástí jsou cukry, konkrétně glukosa [1]. Při chemickém štěpení cukrů nevzniká jen energie, ale také teplo [2]. Pokud svaly vyčerpají energii, pokračuje v práci zhruba jen čtvrtina z nich, zbylé jsou využity pouze k tvorbě a udržení tepla [4].



#### 1.1.4 Sval a pohyb

Téměř každý pohyb lidského těla je zprostředkován souhrou více svalů [3]. Člověk je schopen vykonávat různorodé pohyby, všechny jsou však založeny na jediném možném pohybu jednotlivých svalových vláken, a to svalovou kontrakcí způsobující tah. Tlak ani jiný druh pohybu sval sám o sobě vykonávat nemůže.

Pohyb není závislý pouze na svalech, ale je zajištěn dokonalou souhrou s kostmi a klouby [3]. Kostí působí jako páky a klouby jako živé opory, osy nebo čepy. Sval je ke kosti připojen za pomoci pružných šlach a jiné pojivové tkáně. V tomto místě se uplatňuje síla vzniklá svalovou kontrakcí. Jak bude vypadat výsledný pohyb, záleží i na souhře a stabilizaci více svalů. Svaly umožňují člověku vykonávat různé pohyby, od běhu, nebo výskoku až po úsměv nebo jemnou motorickou práci prstů např. při zavazování tkaniček u bot. Ne všechny svaly způsobují pohyb dané části těla, na které jsou umístěny, např. pro ohýbání prstů na ruce nejsou svaly umístěné přímo na prstech, ale na předloktí a s kostmi článků prstů jsou spojeny dlouhými šlachami. Některé svaly nezpůsobují pohyb pouze jedné části těla, např. trojhlavý sval lýtkový (*musculus gastrocnemius*) působí jako flexor kolene a zároveň plantární flexor nohy [4]. Čtyřhlavý sval stehenní (*m. quadriceps femoris*), svaly zadní strany stehů (*hamstringy*) a *m. gastrocnemius* spolu ovládají všechny tři větší klouby dolní končetiny a jejich souhra je tak nejdůležitějším prvkem pro udržení stability stoje člověka. Svaly však musí být v napětí, i když lidské tělo nevykonává žádný pohyb. Svalový tonus totiž umožňuje třeba udržení vzpřímené polohy [3].

Svalová vlákna se dělí podle charakteru způsobeného pohybu na rychlá a pomalá [3]. Typem I jsou označována pomalá červená vlákna [4]. Tato vlákna jsou charakteristická pomalými, ale stálými kontrakcemi, a jsou velmi odolná proti únavě. Potřebují kyslík k produkci ATP, proto jsou více zásobena krví než ostatní typy. Rychlá vlákna produkují více energie a také dosahují dříve plné svalové tenze, ale též se mnohem rychleji vyčerpají než vlákna pomalá. Typ IIA jsou rychlá červená vlákna, u nichž se ATP produkuje aerobně. Nejrychlejšími vlákny jsou bílá (typ IIB), která jsou větší než vlákna pomalá. Jejich metabolismus je anaerobní, tj. nespotebouvávají kyslík. Bílá svalová vlákna jsou charakteristická krátkými salvami energie. Dochází však k jejich rychlému vyčerpání, což může vést k bolestivým křečím způsobeným vznikající kyselinou mléčnou [3].

Člověk neumí plně kontrolovat své svaly a pohyby od narození [3]. Člověk se však kontrole a koordinaci svých svalů naučí během prvních pár let života. Pro správný pohyb je třeba plynulé synchronizace svalu s celou skupinou ostatních svalů. Počet svalových vláken narůstá u člověka pouze v prenatálním období a během několika týdnů po narození [4]. Rozdělení na rychlá a pomalá vlákna probíhá u člověka ve fázi plodu pouze zhruba do sedmého týdne po početí. Po narození se s přibývajícím věkem postupně zvětšuje průměr svalových vláken a zmenšuje se reakční doba kontrakce po nervovém impulsu. Postupem času také svalům roste síla, odolnost vůči únavě a zlepšuje se kontrola a ovládání jednotlivých svalů či svalových skupin. Svalová síla se u většiny svalů zmenšuje po dosažení 20. roku života.

Tzv. „prvohybače“ jsou velké svaly, jejichž aktivaci následuje aktivace okolních menších svalů [3]. Agonisté jsou svaly, jejichž kontrakce vede k pohybu daného segmentu. Synergisté jsou svaly, které pomáhají agonistům daný pohyb vykonat. Tomuto pohybu brání svaly zvané antagonisté. Podle toho, jaký pohyb daný sval při kontrakci vyvolá, lze svaly rozdělit na flexory, které zajišťují ohyb kloubního spojení, a extensory, které způsobují naopak napřimění segmentů okolo daného kloubu [1]. Svaly se po zkrácení sami nedokážou natáhnout, k tomu je potřeba aktivace právě svalu, jehož kontrakce vyvolává opačný pohyb.

Při isometrickém stahu svalu k pohybu nedochází, proto se jí říká statická [4]. Pohyb vyvolává isotonická činnost svalu, též zvaná dynamická. Dynamický pohyb svalu můžeme dále dělit na koncentrický, tj. když se svalová vlákna zkracují, a opačný pohyb zvaný excentrický. Při pohybu je vždy agonista daného pohybu v akční koncentrické fázi, antagonistu v brzdící excentrické. Koncentricky pracující sval vykonává tzv. „pozitivní“ práci, excentrický „negativní“ práci. Isokinetická práce je ta, při níž je rychlost zkracování a prodlužování svalových vláken konstantní. Před vykonáním pohybu v první fázi nejprve narůstá ve svalu napětí při isometrické kontrakci, poté následuje isotonická fáze, kdy se sval zkracuje [2].

Častá stimulace svalů vede k zvětšení počtu bílkovin aktinu a myosinu v jednotlivých svalových vláknech a k rozmnožení vaziva mezi jednotlivými vlákny, nikoli však k narůstání počtu svalových vláken [3]. Při isometrickém cvičení dochází ke stimulaci pouze svalových vláken typu I [4]. Pokud při cvičení dochází ke změně délky svalů, mohou se kromě síly rozvíjet i jiné tělesné schopnosti jako je flexibilita a rychlost nebo také lze ovlivnit kondici kardiovaskulárního systému. Pro optimální nárůst svalové síly je používán vysoký odpor, u kterého cvičenec zvládne maximálně 6 opakování. 6-12 opakování s méně než 90sekundovými odpočinkami mezi sériemi se využívají pro svalový růst. Vytrvalost svalů se trénuje při větším počtu opakování, v optimálním případě musí být provedeno alespoň dvacet opakování. Hypertrofie, čili růst svalů, je také ovlivněna množstvím mužského pohlavního hormonu testosteronu, proto ženám rostou po posilování svaly pomaleji než mužům [3]. Nejlepší hypertrofickou reakci lze zaznamenat u excentrických pohybů [6]. Naopak pokud je některý sval dlouho neaktivní, atrofuje, což znamená ztrátu objemu [3].

Činnost svalů způsobuje určitou svalovou sílu, která je přímo závislá na množství aktivovaných vláken daného svalu [3]. Sval je schopen vyvinout maximální tlak 20-100 N/cm<sup>2</sup> během isometrické kontrakce [4]. Největší svalovou sílu jsou schopny vyvinout svaly zpeřené. Pro vyvinutí větší síly při pohybu lze využít protipohyb, kdy se nejprve provádí krátký rychlý opačný pohyb, který aktivuje receptory napětí protahujících se vláken [6]. Díky tomu se ukládá elastická energie šlach, vazů a elastických svalových komponent [4]. Tato energie je následně uvolněna velmi rychle, čímž dojde k větší síle vyvolávající rychlejší pohyb než při vykonání samotného pohybu bez počátečního protipohybu. Tento mechanismus chrání svaly před poškozením z příliš velkého protažení způsobeného např. rychlým neočekávaným trhnutím [6]. Fusiformní svaly přímo přenášejí sílu přes šlachy na daný tělesný segment. Zpeřené svaly, jejichž šlacha je ke kosti upnuta pod určitým úhlem, přenášejí na kost sílu menší, neboť v daném směru působí pouze síla svalu násobena cosinem daného úhlu [4]. Velikost svalové

síly je v daný moment závislá na koncentraci vápníku ve svalu [6]. Čím více je ve svalu vápníku, tím více můstků se vytvoří mezi aktinem a myosinem a vznikne tak větší a rychlejší stah svalu.

Svalová síla se nejčastěji měří třemi způsoby [4]. Prvním z nich je maximální volní kontrakce (MVC – Maximum voluntary contraction), což je maximální svalová síla, kterou lze vyvolat isometrickou kontrakcí. Druhým je tzv. jedno opakovací maximum (1 RM – one repetition maximum), což je maximální zatížení, které člověk dokáže zdvihnout během jednoho opakování. Třetí možnost měření svalové síly se provádí při isokinetické kontrakci, kdy se zaznamenává největší moment síly.

Pohyby vyvolané svalovou aktivitou můžeme rozdělit dle způsobu změny polohy daných tělesných segmentů [4]. Flexe znamená ohyb nějakého kloubu. Opačným pohybem je extenze. Dalším pohybem je abdukce, při které se část těla odtahuje od těla, a addukce, což je pohyb směrem k tělu. Dále lze rozlišit elevaci (zdvih) a depresi (pokles). V zápěstí a kotníku se rozlišuje supinace, čili vytočení ruky nebo nohy ven, a pronace, vtočení dovnitř. Rotace lze dělit také na mediální (dovnitř) a laterální (ven). Dalšími rotacemi prováděnými nohou jsou exverse a inverse. Pohyb spodní čelisti dopředu a dozadu se nazývá protruse a retruse.

Podle typu zátěže při pohybu převládají různé typy výroby ATP potřebného pro funkci svalů. Fosfagenový systém [4] pouze spotřebovává zásoby ATP. Tento systém převládá jen zhruba 3 s při velmi rychlých, výbušných pohybech. Poté zhruba do 8. sekundy maximálního výkonu převládá ATP-CP systém, který vytváří ATP anaerobně. Po tomto čase je při těžších aktivitách potřeba dodávat velké množství ATP, což zajišťuje systém anaerobní glykolýzy, který rozkládá glukosu bez přítomnosti kyslíku za vzniku ATP. Aerobní systémy rozkládající glukosu, případně tuky, jsou využívány při déletrvající zátěži.

## 1.2 Dřep

### 1.2.1 Charakteristika, využití

Dřep je cvik, který se řadí mezi nejčastěji využívané při silovém a kondičním tréninku [7]. Tento cvik má velké množství proměnných, které umožňují jeho velkou variabilitu provedení a míru složitosti. Pro optimalizaci svalového rozvoje a minimalizaci rizik zranění je třeba pochopit základy biomechaniky dřepu stejně tak, jako je tomu u všech ostatních cviků. Studie dřepu může být velmi důležitá pro trenéry a sportovce, ale i pro lékaře sportovní medicíny, nebo výzkumníky zajímající se o funkci kolene a sportovní trénink [8]. Dřep je tak základním pohybem, že se s ním setká téměř každý, ať už například při zvedání břemene nebo dětí [7]. Má také své zastoupení ve velkém množství každodenně vykonávaných prací či koníčků.

Dřep je považován za uzavřený kinematický řetězec [9]. Počáteční poloha dřepu je vzpřímený stoj s nataženými kyčlemi i koleny [8]. Dřep začíná postupným ohýbáním kolen i kyčlí, čímž se snižuje těžiště těla. Až je dosaženo určité flexe v kyčlích i kolenech, následuje extenze v těchto kloubech a návrat do původní vzpřímené polohy. Při sestupné fázi dřepu dochází k mírnému předklonu trupu [10]. Této fázi by také měl předcházet hluboký nádech,

který sníží tlak působící na páteř [11]. Velmi často dochází k neudržení rovné páteře v oblasti krku, čímž dochází ke špatnému postavení hlavy [12]. Chybou při dřepu je příliš velký horizontální posun těžiště, a to jak předozadní, tak pravolevý. To může vést k přetěžování některých částí páteře. Během dřepu by měla být po celou dobu rovná záda, což se často neděje v dolní pozici v oblasti bederní páteře, což může způsobit zranění této části páteře. Měnit se může pouze náklon trupu. Kolena by neměla být v addukci dovnitř, což by mohlo způsobit valgozní postavení kolen či jiné poranění tohoto kloubu [13]. Při dřepu mohou být paty vyvýšeny pomocí podložky nebo speciálních vzpěračských bot [14]. Tohoto je využíváno jako prevence zranění zad. Paty však vždy musí být stále v kontaktu s podlahou nebo podložkou [12].

Při dřepu se nejvíce aktivují svaly dolních končetin, konkrétně m. quadriceps, svaly zadní strany stehen (hamstringy) a v lýtkové oblasti m. gastrocnemius [9]. Tyto svaly při dřepu vykazují střední až vysokou aktivitu [8]. Důležitým faktorem pro optimalizaci zatížení v oblasti kolene při dřepu je dokonalá souhra svalů přední a zadní strany stehen [9]. Při negativní fázi dřepu dochází k excentrické kontrakci kvadricepsu a koncentrické kontrakci hamstringů [8]. Gastrocnemius se během dřepování příliš nemění, neboť v negativní fázi se zkracuje v koleni, ale prodlužuje v kotníku. Během pozitivní fáze se délky zmíněných svalů mění opačně. Imobilizace jednoho ze zmíněných tří kloubů by značně omezila provedení dřepu [15]. Při dřepu se také zapojují i další podpůrné svaly jako jsou břišní svaly, vzpřimovače páteře, trapézy, rhombické svaly aj [7]. Tyto svaly se starají o stabilizaci trupu a jsou většinou zapojeny isometricky. Podle Solomonowa [16] člověk aktivuje během dřepu více než 200 svalů.

Dynamický dřep je spolu s cvikem zvaným leg press jedním z nejběžnějších základních cviků, které jsou využívány ke zvýšení výkonnosti ve sportu [9]. Při dřepu dochází k vícekloubovému pohybu a jsou rozvíjeny jedny z největších svalů lidského těla. Dřep má velkou neuromuskulární a biomechanickou podobnost se základními atletickými pohyby jako je běh a skok. Dřep je nedílnou součástí sportovních disciplín jako je např. olympijské vzpírání, powerlifting nebo silové a kondiční programy vedoucí ke zlepšení výkonu např. v atletice nebo fotbale [8]. Dřepy jsou také často využívány a doporučovány v klinickém prostředí, například při rehabilitaci kolena po zranění nebo po operačním zákroku. [9]. Technika dřepu je často volena dle osobních preferencí pacienta či sportovce. U pacientů se volí technika s ohledem na jejich individuální možnosti pohybového aparátu. Dřep je účinným nástrojem pro rozvoj svalstva v oblasti kyčlí, kolen a kotníků [8]. Sportovci mohou volit různé techniky provedení dřepu, aby rozvíjeli specifické svaly. Vhodně zvolená volba techniky dřepu může pomoci s posílením vazů a jiné pojivové tkáně [7]. Hojně je dřep využíván při terapeutické léčbě léze vazů, patelofemorálního kloubu, nestability hlezna nebo po totálních náhradách kloubů. Při poranění předních zkřížených vazů lze naměřit mnohem větší aktivitu hamstringů při dřepu, než pokud je kloub zcela zdravý [16].

Během provádění dynamického dřepu dochází v tibiofemorální oblasti ke vzniku tlakových a smykových sil, v patelofemorální oblasti ke vzniku tlakové síly a v oblasti kolene je vyvolána vysoká svalová aktivita [9].

Escamilla [8] představuje dřep jako účinný cvik při rehabilitaci zkřížených kolenních vazů či patellofemorálního kloubu. Podle něj je dřep cvikem, který neohrožuje stabilitu kolene, kyčle ani kotníku, ba naopak při správném provedení ji může při pravidelném cvičení zlepšovat. Většina zranění zaviněných dřepováním je totiž způsobena špatnou technikou při nadměrné přidané externí zátěži [7]. Mezi taková zranění patří nejčastěji natržení svalů a vazů, prasklé meziobratlové ploténky či jiné poranění páteře.

### 1.2.2 Formy provedení dřepu

Dřep lze rozdělit na statický a dynamický [17]. Při statickém, nebo též isometrickém dřepu nedochází k pohybu. Jedná se pouze o výdrž v dané poloze. Při dynamickém dřepu dochází ke změně polohy stoje a dřepu.

U dřepů je spousta parametrů, které jsou charakteristické pro techniku provedení tohoto cviku [9]. Mezi základní parametry patří hloubka, šířka, rotace špiček nebo poloha pat.

Hloubka dřepu určuje, jak nízko se těžiště během tohoto cviku posune [8]. Obvykle je definována flexí kolene ve stupních. Lze rozlišit plný neboli hluboký dřep a poloviční dřep. Hluboký dřep se provádí do maximální možné hloubky, jak to jen cvičícímu jde, obvykle tedy při něm dochází ke kontaktu zadní strany stehna s lýtkem. Poloviční dřep je takový, kdy při spodní poloze jsou stehna vodorovně se zemí, což je obvykle při 90° až 100° flexi v koleni. Lze definovat také částečný dřep nebo tzv. poddřep, kdy dochází k flexi v koleni maximálně do 40° [7]. Escamilla [8] doporučuje při rehabilitaci provádět dřepy v rozsahu od 0° do 50° flexe v koleni, neboť při větší flexi se zvyšují tlakové síly a napětí ve stříhu v oblasti kolene. S rostoucí flexí v koleni se také zvyšuje aktivita kvadricepsů a gastrocnemiů. U kvadricepsů však při překročení 90° flexe v koleni nedochází k dalšímu nárůstu aktivity [18]. Hamstringy jsou nejvíce aktivovány při zhruba 50°-70° flexi v koleni v excentrické fázi. Při hlubokém dřepu se zvyšuje riziko poranění menisků, postranních i zkřížených vazů, proto se i sportovcům se zdravými koleny doporučuje zvážení zařazení takového cviku do tréninku [8].

Při dřepování při vzpřímeném postavení trupu je více aktivována střední hlava kvadricepsu než při dřepu s předkloněným trupem [8]. Poloha trupu je tak dalším parametrem odlišujícím různé techniky tohoto cviku.

Jedním z dalších parametrů je šířka postoje čili vzdálenost chodidel položených na zemi [8]. Lze využít široký postoj nebo úzký postoj. Často je využívána taková šířka dřepu, při které jsou chodidla stejně daleko od sebe, jako je šířka ramen [19]. U širšího postavení chodidel při dřepu byla změřena mnohem větší aktivita svalů zadní strany stehna než při dřepu úzkém, při kterém byla změřena zase vyšší aktivita lýtkových svalů [9]. Co se týče svalové aktivity přední strany stehna, nebyl zaznamenán rozdíl při různě širokém postavení. Užší postavení způsobuje menší tlakové síly v koleni, ale způsobuje větší pohyb kolene dopředu, čímž dochází ke zvýšení smykové síly působící v koleni.

Další proměnnou je rotace chodidel, kdy osou je holenní kost [8]. Dochází tedy k rotaci bérce [7]. Chodidla jsou buď vůči sobě rovnoběžná nebo jejich špičky mírně směřují ven. S rostoucí vzdáleností chodidel se většinou také zvětšuje úhel, který chodidla svírají. Podle

Escamilly [9] nemá různá rotace chodidel významný vliv na svalovou aktivitu měřenou pomocí EMG. Je vhodné vyhnout se extrémní vnější rotaci chodidel, protože ta může způsobit valgozní či varozní postavení česky.

Výška postavení pat se také může lišit. Buď jsou paty a špičky na podložce vodorovně, někdy se však využívá vyvýšení pat, a to buď podložením nebo použitím speciálních bot s vyvýšenými patami [14]. Vyšší postavení pat způsobuje větší aktivaci hamstringů a lýtkových svalů [9].

Dřep lze dělit na dřep s vlastní vahou, dřep s činkou a dřep na stroji [8]. Dřep s vlastní vahou nevyužívá žádný vnější odpor, ale pouze tělesnou váhu cvičícího. Při tomto provedení je doporučeno mít předpažené horní končetiny. Činka přidává sportovci větší zátěž, tudíž zvyšuje náročnost tohoto cviku. Činka je držena rukama a umístěna buď na hrudi v úrovni klíčních kostí (front squat) nebo na zádech (back squat), kdy je umístěna buď na trapézech (high squat) nebo v zadní spodní části ramen (low squat). Při „front squatu“ dochází ke vzniku nižší tlakové síly v koleni i v bederní páteři než při dřepu s činkou na zádech [20]. Přední dřep také může lépe izolovat zapojení kvadricepsů. Většina sportovců provádí zadní variantu dřepu s činkou, ovšem přední dřep často používají kulturisté a olympijští vzpěrači. Při dřepu na stroji je činka umístěna v pevné drážce, v níž se pohybuje. Činka na stroji může být umístěna také na speciálních ramenech, která jsou polstrovaná a cvičenec je má položená na ramenech. Dřepy na stroji jsou hojně využívány při rehabilitaci.

Velikost zátěže je parametrem, který je buď nulový, tj. cvičení je prováděno pouze s vlastní vahou, nebo je vyšší přidáním externí zátěže činkou nebo na stroji [7]. Zátěž lze definovat pomocí maximálního počtu opakování, na základě kterých se hmotnost břemene upraví tak, aby cvičící zvládl maximálním úsilím vykonat právě tolik opakování. Zvýšení zátěže zvyšuje náročnost a intenzitu cviku. Čím vyšší je přidaná zátěž, tím větší je aktivita svalů. Vyšší zátěž však znamená větší riziko poranění páteře způsobené zatížením páteře v předklonu, který se kvůli zátěži také může zvětšit. Velikost zátěže je vhodné volit s ohledem na zdravotní stav pohybového aparátu, případně na věk [15].

Další možnou modifikací při dřepování může zajistit definování rychlosti vykonávání pohybu [7]. Lze definovat tempo vykonávání cviku čtyřčíselným údajem [21]. První číslo označuje excentrickou fázi, druhé pauzu po excentrické fázi, třetí koncentrickou fázi a čtvrté pauzu po koncentrické fázi a zároveň před další excentrickou fázi. Vyšší rychlost opakování znamená větší inervaci svalů [7]. Také se však zároveň zvyšují smykové síly. Vyšší rychlost může mít smysl pro sportovce, kteří ve svém sportu využívají právě rychlosti dolních končetin.

Při cvičení lze také definovat stupeň počáteční únavy [7]. Tu je možno regulovat např. přidáním nějaké aktivity před samotným dřepováním. Čím vyšší je únava, tím je větší riziko svalových nebo vazivových poranění, neboť je při ní snížena schopnost propiocepce, což má za následek zhoršení kloubní stability. Velmi náchylná na zranění kvůli únavě jsou kolena, nejnáchylnější je však páteř, při které vlivem únavy dochází k zvětšování předního náklonu, což přetíží především oblast bederní páteře.

Sportovci i pacienti na rehabilitaci provádí dřepy technikou odpovídající tréninkovému protokolu, který respektuje případná omezení pohybového aparátu a jehož cílem je rozvoj specifických svalových skupin [9].

Další možnou variantou dřepu je provedení při stoji na nějaké balanční pomůcce [22]. Balanční pomůcky jsou používány pro zpestření a zvýšení náročnosti cviku. Jejich principem je to, že se cvičící snaží nestabilitu vzniklou sníženou opěrnou plochou aktivním zapojením pohybového aparátu vybalancovat. Při cvičení na balančních pomůčkách dochází k většímu zapojení svalů hlubokého stabilizačního systému [23]. Existuje velké množství balančních pomůcek. Jejich dělením se zabývá jedna z následujících kapitol.

### 1.2.3 Možnosti měření dřepu

Dřep lze měřit různými způsoby. Více autorů [24; 25] se shoduje, že zlatým standardem pro měření dřepu je 3D snímání pohybu, tzv. „motion capture 3D systém.“ Tento systém je založen na snímání značek odrážejících infračervené světlo [26]. Takové značky nebo též „markery“ jsou nalepeny na cvičící osobu, případně na náčiní v biomechanicky zajímavých místech, definovaných např. osami kloubu nebo určitou částí některého tělesného segmentu. Počet markerů může být tak velký, aby bylo možné zachytit pohyb ve všech kloubech a polohu všech částí těla. Až 16 kamer je rozmístěno okolo cvičící osoby. Tyto kamery emitují infračervené světlo a následně snímají odraz tohoto světla od markerů. Tento systém tak snímá změnu polohy význačných bodů v časových okamžicích definovaných vzorkovací frekvencí. Díky tomu lze snímat a kontrolovat techniku provádění jakéhokoli pohybu i variabilitu provádění daného pohybu v čase.

Další možností měření dřepu lze vykonat pomocí inerciálních měřicích jednotek (IMU – inertial measurement units) [27]. Tato metoda je mnohem levnější než 3D analýza pohybu. Inerciální jednotka je poměrně malý přístroj a jeho součástí je několik senzorů, mj. akcelerometr měřící lineární zrychlení ve třech osách a gyroskop snímající úhlovou rychlost okolo těchto tří os. Lze použít jeden nebo více takových senzorů. Při použití jednoho senzoru se IMU jednotka nejčastěji umísťuje do oblasti bederní páteře, čímž může být sledována změna polohy těžiště. Více senzorů bývá umístěno tak, aby bylo možné snímat pohyb určitých tělních segmentů. Místo IMU lze použít jen samotné snímače lineárního zrychlení nebo senzory rotace.

Další možností měření dřepu s činkou umožňuje přístroj s lineárním enkodérem, který má jednu část připevněnou k zemi a druhou připevněnou na osu činky [28]. Tyto dvě části jsou spojeny provázkem, který se při pohybu činky odvíjí a navíjí. Tímto způsobem je měřeno lineární zrychlení činky ve vertikální ose. Tento systém je považován za zlatý standard v měření lineárních změn polohy.

Dřep lze snímat také pomocí tlakových podložek [29]. Tyto podložky snímají tlak plantární strany chodidla na podložku. Tím lze sledovat, zda není některá z dolních končetin či některá část chodidel přetěžována.

Stejně jako u každé fyzické aktivity, lze při více opakováních dřepu sledovat různé fyziologické parametry pomocí chytrých hodinek nebo náramků [30]. Ty umožňují třeba

sledování změny tepové nebo dechové frekvence. Chytré hodinky také umí odhadnout různé zóny tepové frekvence a vyslat upozornění, když se cvičící dostane do zóny příliš vysoké tepové frekvence. Některé chytré hodinky umožňují i měření hydratace, nasycení krve kyslíkem, tělesné teploty nebo odhad spálených kalorií, laktátového prahu nebo potřebnou dobu regenerace. Chytré hodinky mohou také pomoci nastavit a hlídat čas při intervalovém tréninku.

Vzhledem k tomu, že dřep je aktivním pohybem vyvolaným svalovou činností, lze jej vyšetřovat tak, jak se běžně vyšetřují svaly [2]. Základní vyšetření může být provedeno pouhým pohmatem kdy lze sledovat ztvrdnutí svalu při kontrakci a jeho uvolnění při relaxaci. Další možností měření svalu je elektromyografická metoda, která sleduje elektrickou aktivitu svalů. Elektromyografický senzor také může být součástí IMU [31].

### 1.3 Druhy balančních pomůcek

Balanční pomůcky jsou věci, které pomáhají vylepšovat stabilitu a koordinaci i rozvíjí motoriku [32]. Jsou to tréninkové doplňky, které také pomáhají učení se správného držení těla. Lze je využít při rehabilitační terapii nebo tréninku síly.

Balanční pomůcky lze dělit dle tvaru [33]. Balanční podložka může mít rovný tvar nebo kulový či válcový. Některé balanční podložky mají tvar polokoule či poloválce nebo jiné kulové či válcové úseče. Úseče mohou být vyrobeny z vyplněných koulí nebo válců. Taková úseč může být položena na zemi buď rovnou plochou (konkávně), kdy cvičící má nohy položené na zakřivené části, nebo je zakřivená část položena na zemi (konvexně) a cvičící stojí nohama na rovné ploše. Některé pomůcky je možné vyrobit bez rovné stěny jako úseče z dutých koulí a válců, někdy označované jako tzv. balanční „misky“ nebo „lavor“ a oblouky. Některé balanční pomůcky jsou vyrobeny spojením dvou kulových úsečí rovnými plochami k sobě. Taková pomůcka se může nazývat balanční čočkou.

Balanční pomůcky mohou být různě veliké [34]. Větší pomůcky jsou primárně určeny pro cvičení na obou nohách. Některé pomůcky jsou však určeny jen pro jednu nohu, čemuž mohou odpovídat i jejich rozměry.

Balanční pomůcky je možné dále členit dle vlastností materiálu, ze kterého jsou vyrobeny [34]. Balanční pomůcky mohou být buď z pevného materiálu nebo z měkkého, jako je např. nějaká syntetická pěna. Další možností jsou pomůcky z elastického materiálu, které jsou duté a vyplněné vzduchem nebo vodou. Pevným materiálem je nejčastěji plast nebo dřevo, elastickým materiálem bývá speciální guma. Často mají plněné balanční pomůcky jednu stranu vyrobenou jako pevnou plochu, kdy zbylá část pomůcky je z elastického materiálu.

Některé balanční pomůcky jsou pevně položeny na zemi, jiné jsou tzv. houpací [35]. Houpací balanční pomůcka může být v kontaktu se zemí díky jednomu nebo více malých opěrných bodů, kterými jsou např. malé polokoule, krychle či válce [36]. Některé houpací podložky jsou zavěšeny shora na dvou pevných ramenech nebo na dvou či více provazech. I jednu nebo více pružin lze využít buď jako oporu balanční podložky zdola nebo jako závěsný prvek [32].



Některé balanční pomůcky mají na svém povrchu výstupky, jejichž účel je masážní [34]. Tyto masážní vroubky mohou mít různou tvrdost.

Pro zvýšení náročnosti lze použít kombinace více nespojených částí, jako je např. pevná podložka položená na balančním válci.

Speciální balanční pomůckou jsou balanční chůzy, které umožňují cvičícímu trénovat stabilitu i za chůze [37]. Jsou malé, vyrobené většinou ze dvou válcových či kulových úsečí, z nichž každá je připevněna k jedné noze. Jako balanční pomůcku lze také využít trampolínu [33].

## 1.4 EMG

Elektromyografie (EMG) je experimentální technika, která se zabývá nahráváním a analýzou myoelektrických signálů [38]. Tyto elektrické signály vznikají díky fyziologickým změnám membrán na povrchu svalových vláken.

### 1.4.1 Elektrody

Elektrickou aktivitu svalů lze snímat pomocí registračních elektrod [39]. Speciální elektrody však mohou posílat elektrický vzruch do svalu, takovým elektrodám se říká stimulační.

Elektrody se dělí na povrchové a vpichové. Povrchové elektrody se umísťují na kůži, vpichové se vpichují pod kůži do svalu za pomoci jehly. Jehlové elektrody můžeme rozdělit na koncentrické, kdy jako katoda je použita samotná jehla, uvnitř které je anodová elektroda, unipolární, kde je katoda mimo jehlu, a bipolární, kde katoda i anoda jsou elektrody uvnitř jehly [40]. Jednotlivé svalové vlákno lze vyšetřit za pomoci speciální vpichové elektrody, která je vyústěna na boku jehly [39].

Povrchové elektrody se dále dělí na dva typy [41]. Prvním typem jsou suché elektrody, například stříbrné, které jsou v přímém kontaktu s kůží. Při použití těchto elektrod je však mezi kůží a elektrodou velmi vysoká impedance. Proto, pokud je to možné, se v praxi používá druhý typ elektrod, tj. elektrody gelové, jejichž výhodou je menší odpor, menší rozměry a menší hmotnost. Chemickým rozhraním mezi kůží a takovou elektrodou je elektrolytický gel, který snižuje impedanci. Složením nejčastěji používaného gelu je chlorid stříbrný, proto jsou nejčastěji používané elektrody označovány Ag-AgCl. Kromě stříbrných elektrod lze použít také mj. i elektrody vyrobené ze zlata. Gelové elektrody jsou často na jedno použití, neboť častějším používáním těchto elektrod se zmenšuje gelová vrstva a zvyšuje se riziko posunu elektrody. Velikost povrchových elektrod se může lišit dle použití. Čím větší je vodivá plocha elektrody, tím více motorických jednotek je superponováno do výsledného signálu, čímž se zvýší amplituda a sníží se obsah vysokých frekvencí detekovaného signálu. U velkých elektrod také může dojít k superpozici signálu z jiné svalové skupiny.

Na každý subjekt musí být umístěna také referenční elektroda [38]. Ideálním místem umístění je elektricky neovlivněná oblast, např. tam, kde se hned pod kůží nachází kost. Snímání z této oblasti je důležité pro kontrolu kvality EMG signálu.

Pro uchování dostatečné vodivosti a zabránění korozi se všechny elektrody musí uchovávat v suchu a čistotě [39].

### 1.4.2 Metody EMG

Elektromyografii lze dělit na povrchovou a vpichovou [38]. Vpichová EMG používá elektrody jehlové, které se vpichují přímo do svalu. Může tak snímat mnohem menší část svalu, ba dokonce samotnou jednu motorickou jednotku. Povrchová elektromyografie používá povrchové elektrody, které snímají elektrický signál superponovaný z mnoha motorických jednotek. Tyto elektrody jsou umístěny na kůži, která působí jako filtr typu dolní propusti, tj. nepropouští nejvyšší frekvence. Velikost vodivé plochy elektrody by neměla být větší než 1 cm v průměru. Povrchové elektrody by se pro optimální snímání signálu měly umístit doprostřed svalového bříška dva centimetry od sebe. Před povrchovým měřením EMG signálu by se měla správně kůže připravit, aby došlo ke správnému přenosu signálu. Tato úprava má za cíl zajistit stabilní kontakt elektrody s kůží a nízkou kožní impedanci. Čištění kůže alkoholem je doporučováno při měření statického EMG nebo při zaznamenávání pomalých pohybů. Při snímání rychlých dynamických pohybů je nutná důkladnější příprava. Je potřeba odstranit ochlupení v místě, kde bude nalepena elektroda. Další čištění kůže je možné pomocí speciální abrasivní vodivé pasty, která odstraňuje odumřelé kožní buňky a čistí pokožku od nečistot a potu, čímž je snížena impedance. Místo této pasty lze využít několika jemných tahů jemným brusným papírem. Alternativně lze využít čistého alkoholu na textilním ručníku, který umožňuje jemné tření. O dobrém stavu impedance kůže svědčí začervenalá barva kůže. Kabely vedoucí od elektrod se mohou pohybovat, čímž můžou způsobit i pohyb samotné elektrody a ovlivnit tak výstupní signál. Proto se kabely mohou zafixovat páskou k danému segmentu těla.

Další rozdělení EMG je na metodu neurologickou a kinesiologickou [38]. Neurologická metoda je též označována jako stimulační, protože při ní dochází ke snímání a analýze svalové odpovědi na elektrický stimul z vnějšího prostředí. To vše se děje za statických podmínek. U této metody tak rozlišujeme elektrody stimulační a elektrody registrační, které snímají aktivitu svalu [39]. Může být vyšetřována délka „M vlny,“ čili přímé odpovědi na stimul umístěný do eferentní cesty vedoucí ke svalů. Snímaná „F vlna“ trvá déle, neboť stimul se nejprve šíří k motoneuronu, který vyvolá nový stimul vedoucí ke svalovému podráždění. Hoffmanův reflex je sledován odezvou na malý stimul, který je postupně navyšován. Při kinesiologickém vyšetření EMG se snímá nervosvalová aktivita bez vnějších elektrických stimulů [38]. Při této metodě se studuje buď aktivita svalu v klidu nebo při vykonávání volní kontrakce svalu, ať už isotonické nebo isometrické.

### 1.4.3 Využití

Elektromyografickou analýzu pohybového aparátu lze využít v celé řadě oblastí [38]. EMG nám umožní porozumět lépe tomu, co svaly dělají a jak fungují, neboť nám poskytují „přímý náhled“ do svalu.

V medicíně se používá neurologická EMG pro vyšetření funkčnosti nervové soustavy a přenosu elektrického potenciálu na sval [38]. Ortopedie využívá EMG pro vyšetření správného zapojení svalů určité části pohybového aparátu. Následně lze pomocí EMG upravovat zapojení jednotlivých svalů a tím pomoci k lepšímu držení těla při chůzi nebo stožení. V chirurgii lze využít EMG k ověření, zda při operaci nedošlo k přerušení nervové dráhy vedoucí k určitému svaly.

Další oblastí využití EMG je léčebná rehabilitace [38]. Při neurologické rehabilitaci lze sledovat zapojení daného svalu při snaze obnovit původní funkci po úrazu nebo onemocnění části nervového systému. Snímání elektrické aktivity může být využito při snaze monitorovat obnovu funkce pohybového aparátu po zranění nebo operaci. Při cvičení ve snaze obnovit nebo zlepšit funkci pohybového aparátu se může také využít elektromyografická analýza.

V Ergonomii se využívá EMG pro analýzu vlivu pohybu nebo polohy těla na pohybový aparát [38]. Lze tak sledovat, zda nedochází k přetížení určité části těla. Tím lze předcházet zranění a upravovat techniku určitého pohybu nebo postoje či posedu ale též optimalizovat pracovní postupy, designy pracovních míst, vybavení aj.

Sportovní vědy hojně využívají EMG v biomechanice při analýze jednotlivých pohybů a snímání svalového výkonu [38]. V biomechanice patří kinesilogické EMG spolu s antropometrií, kinematikou a dynamikou k hlavním oblastem výzkumu. Elektromyografii lze také využít při tréninku síly nebo při sportovní rehabilitaci pro sledování a optimalizování tréninkových postupů a režimů. Aktivace elektromyografických potenciálů má za následek vyvinutí určité svalové síly. Dá se předpokládat, že mezi hodnotami EMG a vyvolanou silou bude jistý vztah. Tato závislost je většinou lineární, zvláště při normalizaci na maximální hodnoty obou parametrů. Nelze však s jistotou určit sklon dané křivky. Lze však vyzorovat, že lépe trénované svaly produkují více síly než atrofované svaly při stejné elektromyografické aktivitě. Díky analýze EMG nelze nikdy změřit velikost vyvolané síly v Newtonech. Co však lze získat analýzou EMG je zjištění, zda je daný sval aktivní, jak moc je aktivní a zda není unavený. Analýzou EMG je také možné posuzovat svalovou koordinaci, a to např. posuzováním, zda jsou synergisté aktivovány symetricky, zda je synchronizované pořadí začátku aktivity svalové skupiny nebo zda jsou antagonisté zapojeny vhodným způsobem.

#### **1.4.4 Artefakty EMG**

Na signálu EMG se mohou objevit některé zarušení zvané artefakty [38]. Některým z nich lze předejít vhodnou přípravou kůže před měřením. Jedním z typických artefaktů EMG je výkonový síťový brum zachycený zesilovačem z napájecí sítě. Tento šum se typicky nachází ve frekvenčním pásmu okolo 50, v Americe 60 Hz [42]. Tento šum lze odstranit například vhodným uzemněním všech komponent elektromyografu [38]. Dalším artefaktem může být konstantní posun isolinie, tzn., že střední hodnota nasnímaného signálu není rovna nule. Tento posun lze snadno korigovat. Pokud dochází například k posunu elektrody během měření, může se isolinie také měnit. To lze vyřešit správným upevněním elektrod i kabelů. V EMG záznamu

Lze při snímání v levé horní části těla sledovat artefakty elektrokardiografické. Toto lze odstranit např. vhodným umístěním referenční elektrody.

## **1.4.5 Snímání a zpracování signálu**

### **1.4.5.1 Převod signálu do digitální podoby**

Při zaznamenávání signálu je potřeba nejprve zesílení signálu, neboť samotný signál je příliš malý [38]. To zajišťuje diferenční zesilovač, který detekuje rozdíly mezi elektrodami a potlačuje interference vnějších ruchů, které se obvykle dostávají k oběma elektrodám bez fázového posunu a amplitudového rozdílu. „Common mode rejection ratio“ (CMRR) je index hodnotící potlačení rušivého signálu a zároveň zesílení signálu potřebného [41]. CMRR je vyjadřováno v logaritmickém tvaru a jako akceptovatelné hodnoty jsou považovány hodnoty vyšší než 95 dB [38]. Je důležitým ukazatelem při posuzování kvality signálu. Velmi často se používají předzesilovače umístěné buď v kabelech vedoucích od elektrod nebo umístěné přímo v elektrodách. Takovým elektrodám se říká aktivní. Zesílení signálu EMG bývá provedeno 500-1000násobně, neboť nezesílený signál má hodnoty v řádu jednotek milivoltů. Vstupní impedance by měla být alespoň desetkrát větší než impedance elektrody.

Elektrický signál ve svalech je analogový, ale v přístroji a v počítači lze snímat a zobrazit pouze digitální hodnoty [38]. Většina výkonu signálu EMG se nachází v rozmezí 10 až 250 Hz, proto by měla být dle Nyquistova antialiasingového teorému alespoň 500 Hz. Pro zabránění ztrátě signálu se však doporučuje nastavit vzorkovací frekvenci až na 1000 Hz. Frekvenční rozsah u vpichového EMG může dosahovat hodnot až 10 000 Hz. Nelze zaznamenávat hodnoty s nekonečným rozvojem desetinné čárky, proto se při zpracování signálu používá postup zvaný kvantování [43]. Hodnoty amplitudy se rozdělí na hladiny, jejichž počet je dán počtem bitů převodníku. Hodnoty jednotlivých vzorků jsou poté zaokrouhleny na nejbližší kvantovací hladinu. Amplitudový rozsah EMG signálu je několik desetin až jednotek mV.

### **1.4.5.2 Předzpracování**

Samotný „raw“ signál, neboli nezpracovaný, může posloužit pro základní analýzu např. zda je daný sval aktivovaný či nikoliv. Pro hlubší analýzu je však třeba signál dále zpracovat.

Prvním krokem zpracování signálu bývá tzv. rektifikace, což znamená po odečtení střední hodnoty (isolinie na nule) převedení všech hodnot do plusových pomocí absolutní hodnoty.

Dalším krokem je vyhlazení signálu [38]. To je možné provést dvěma způsoby. Jedním z nich je použití klouzavého průměru (Movag), který využívá krátkého časového okna, ve kterém všechny hodnoty průměruje. Pokud je toto použito po rektifikaci, může být výsledek označen jako střední rektifikovaná hodnota (AVR – Average rectified value). Druhým typem je použití tzv. RMS (Root mean square), neboli efektivní hodnoty. RMS je vypočítáno jako střední průměr v klouzavém okně. U obou případů lze časové okno stanovit na velikost 20-500 ms dle charakteru pohybu či následné analýzy. Nejčastěji se časové okno volí v hodnotách 50-100 ms.

Během předzpracování signálu se často využívají filtrace signálu [38]. Pomocí horní propusti s mezní frekvencí např. na 5 Hz lze eliminovat kolísání isolinie způsobené jemným pohybem elektrod. Pokud je signál více zašuměn taháním kabelů a pohybem elektrod, lze tento šum odstranit horní propustí s mezní frekvencí na hodnotě 20-25 Hz. Jelikož frekvenční pásmo povrchového EMG se nachází zhruba od 10 Hz s horní mezní frekvencí až na 500 Hz, je vhodné použít pásmovou propust s těmito mezními frekvencemi. Síťový brum lze eliminovat pásmovou zádrží na 48-52 Hz. Pomocí dolní propusti (např. 6 Hz) lze vytvořit tzv. obálku daného signálu. EKG artefakty při snímání na horní části těla lze odfiltrovat velice těžko, neboť se jejich frekvenční pásmo s největším výkonem na zhruba 80 Hz nachází uvnitř frekvenčního pásma EMG. Lze je odstranit za pomoci kombinace adaptivních filtrů, které dokážou detekovat EKG artefakty. Někdy však není vhodné odfiltrovat EKG artefakty a síťový brum, neboť při této filtraci se může odstranit i podstatná část signálu EMG.

Každé měření EMG může ukazovat jinak vysoké hodnoty daného EMG z důvodu různých impedančních vlastností jednotlivých elektrod či subjektů [38]. Z toho důvodu se provádí amplitudová normalizace na referenční hodnotu. Všechny hodnoty jsou pak přeškálovány na procenta z dané referenční hodnoty. Referenční hodnotou může být např. maximální volní kontrakce (MVC – maximum voluntary contraction), průměrná hodnoty daného měření, úroveň určité submaximální aktivity či maximální hodnota daného měření. Maximální volní kontrakce se provádí proti statickému odporu. Někteří lidé, např. netrénovaní nebo zranění, mohou mít problém s vytvořením MVC, proto v jejich případě lze využít přijatelné maximální úsilí (AME – acceptable maximum effort). AME se však ze dne na den může velmi lišit. Amplitudová normalizace nemění tvar ani frekvenční vlastnosti EMG křivek.

Dalším typem normalizace, který lze provést u EMG záznamu je normalizace časová [38]. Ta se využívá při cyklických pohybech a díky ní se odstraní drobné rozdíly v délce jednotlivých cyklů. Když všechny cykly trvají stejně dlouho, lze jednotlivé hodnoty průměrovat.

### 1.4.5.3 Analýza

Analýzu EMG lze rozdělit na časovou a frekvenční [38].

Časová analýza vypočítává parametry proměnné v čase. Tzv. „peak“ neboli vrchol je nejvyšší hodnota záznamu signálu. Někdy je však vzhledem k možnému jednorázovému zarušení vhodné použít „average peak“, což je průměr více nejvyšších hodnot. Jedním z nejzajímavějších parametrů je průměr celého signálu. Průměr není závislý na délce záznamu a nejlépe vystihuje rozdíl mezi pracujícím svalem a svalem v klidu. Lze také spočítat plochu pod křivkou signálu, která je mj. závislá na trvání signálu, což může být dle zkoumaného signálu nevýhodou i výhodou.

Dalším parametrem souvisejícím s časem je tzv. „time to peak“, který udává čas, který uplyne od začátku kontrakce po vrchol křivky [38]. Lze počítat také dobu, kdy je sval aktivovaný nebo relaxovaný, tzv. „onset/offset calculation.“ Okamžik, kdy je sval již aktivován, lze sledovat např. tím, zda směrodatná odchylka tohoto signálu v plovoucím okně překročí práh určený např. jako dvojnásobek či trojnásobek směrodatné odchylky celého signálu. Je vhodné

také definovat dobu, po kterou musí být hodnota směrodatné odchylky nad prahem, aby tato část signálu mohla být označena jako aktivita svalu. Práh může být také nastaven jako určité procento nejvyššího peaku měření nebo určité procento MVC. Výpočet „onset/offset“ lze využít např. při stimulačním EMG, kdy se sleduje kvalita nervových cest.

Frekvenční analýza využívá spektrální parametry [38]. Každý signál je totiž interferencí mnoha harmonických signálů o určité amplitudě. Informace o dílčích harmonických signálech lze vyčíst právě ve spektru signálu, které se vypočítá pomocí Fourierovy transformace. Celkové výkonové spektrum (Total power spectrum) ukazuje výkon jednotlivých frekvencí v daném signálu. Z tohoto spektra lze vypočítat střední frekvenci (mean frequency) jako matematický průměr křivky spektra udávající dominantní frekvenci signálu. Celková energie (total power) je vypočítána jako integrál spektrální křivky. Mediánová frekvence (median frequency) dělí plochu pod křivkou na dvě stejně velké části. Průměrná a mediánová frekvence mohou být využity pro studium únavy. Vrcholný výkon (peak power) ukazuje výkon nejvýraznější frekvence. Pokud jsou dominantnější vyšší frekvence, znamená to větší zapojení svalových vláken druhého typu, tj. rychlých vláken [42]. Pokud není možné použít počítač pro výpočet Fourierovy transformace, lze alternativně použít počítání průchodů nulou nerektilifikovaného signálu. Tato metoda však v dnešní době není příliš využívána.

#### **1.4.5.4 Reprodukovatelnost měření**

Aby bylo možné měření EMG opakovat bez výrazných odchylek mezi měřeními, je třeba standardizovat postupy a definovat parametry prováděného pohybu [38]. Při statickém měření je třeba definovat úhly v jednotlivých segmentech těla, neboť úhel a různá délka svalových vláken ovlivňují amplitudu EMG. V dynamickém měření se musí definovat rozsah pohybu, tj. počáteční a koncový úhel. Dalším parametrem, který by se měl předem stanovit, je rychlost pohybu. Zvýšení rychlosti pohybu by totiž znamenalo zvýšení zrychlení, které by bylo nutné vyvolat stahem většího množství motorických jednotek. Stejně tak je nutné definovat zátěž či odpor se kterým bude daný úkon vykonán. Velikost zátěže opět přímo ovlivňuje velikost měřeného signálu EMG. Pro reprodukovatelnost měření je nutné také stanovit, jak dlouho měření bude trvat. To se stanovuje buď jako konkrétní časový údaj např. v sekundách, nebo při dynamickém měření cyklického pohybu jako počet opakování. Faktorem variability měření je i stav měřeného před měřením. Měření může ovlivnit únava po předchozí tělesné aktivitě nebo též metabolické a centrální nervové podmínky související např. s jídlem či denní dobou.

#### **1.4.5.5 Příprava měření**

Nejprve je potřeba, aby si testovaná osoba sundala překážející oblečení, kde jsou svaly, které budou měřeny. [38]. Tím se zajistí přístup ke svalům, umožní se provedení pohybu bez omezení, které by mohlo těsné oblečení způsobit, a zamezí se vzniku artefaktů způsobených narážením volných částí oblečení do elektrod.

Poté se musí vhodně definovat poloha umístění elektrod. Oblasti, kde budou umístěny elektrody, je potřeba vyčistit abrazivní nebo vodivou tekutinou, případně tato místa vyčistit alkoholem.

Poté se nalepí elektrody. Je vhodné použít co nejmenší dostupné elektrody. Dvě elektrody se nalepí na každý měřený sval doprostřed svalového břicha. Vzdálenost těchto elektrod je ideálně 2 cm od sebe. Elektrody by se neměly lepit na šlachy ani na začátek či úpon svalu kvůli menší naměřené amplitudě na těchto místech [42]. Referenční elektroda se umístí na elektricky neovlivněnou oblast, tj. v oblasti, kde se hned pod kůží nachází kost.

Pro dosažení stabilních impedančních vlastností mezi elektrodami a kůží se doporučuje alespoň 3 minuty počkat před zahájením měření. Tento čas lze využít k zahřátí měřené osoby či k další přípravě konkrétního měření.

Následně se k elektrodám připojí kabely, které by se měly přilepit k tělu vhodně tak, aby jejich pohyb nezpůsobil pohyb elektrod.

Poté je vhodné, aby měřený subjekt chvíli odpočíval v sedě nebo v leže. Přitom se spustí projekce EMG signálu na přístroji nebo počítači a zkontroluje se, jak velký šum je přítomen a zda není posunuta základní isolinie, kterou lze korigovat. Následně je měřený subjekt požádán o vyvinutí svalové aktivity měřeného svalu a je zkontrolováno, zda je zaznamenána EMG.

Poté lze začít se samotným měřením.

## **2. VÝZKUMNÉ CÍLE A OTÁZKY**

### **2.1 Výzkumný cíl**

Cílem bakalářské práce je sledování a zhodnocení aktivity vybraných svalových skupin, resp. svalů (m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris) při dřepu na různých balančních pomůčkách pomocí elektromyografie a následně vyhodnotit rozdíly mezi balančními pomůčkami.

### **2.2 Výzkumné otázky**

**VO1:** Existuje rozdíl v elektrické aktivitě svalů stehna při dřepu bez balanční pomůcky a na balančních pomůčkách?

**VO2:** Existuje rozdíl v elektrické aktivitě svalů stehna při dřepu na balančních pomůčkách mezi různými balančními pomůčkami?

**VO3:** Jsou rozdíly mezi balančními pomůčkami natolik významné, aby šlo na jejich základě doporučit pořadí zařazování jednotlivých pomůcek v terapii, rehabilitaci nebo tréninku?

### **2.3 Výzkumné hypotézy**

**H1:** Použití balančních pomůcek zvyšuje elektrickou aktivitu svalů stehna při dřepch.

**H2:** Použití různých balančních pomůcek způsobuje různou elektrickou aktivitu svalů stehna při dřepch.



## 3. METODIKA

### 3.1 Testovaný soubor

Při výzkumném měření bakalářské práce bylo měřeno 21 osob se zastoupením obou pohlaví. Jejich věk byl  $21,81 \pm 2,06$  let, jejich tělesná výška byla  $184,53 \pm 5,19$  cm, jejich tělesná hmotnost byla  $72,50 \pm 4,75$  kg.

Pro zajištění homogenity souboru byly do výzkumu vybírány osoby ve věkovém rozmezí 18-30 let. Podobně jako při výzkumu Escamilly [18] byly do testovacího souboru zahrnuty pouze osoby, které uvedly, že měly zkušenost se silovým tréninkem a s vykonáváním dřepu. Dále také uvedly, že netrpí žádným muskuloskeletárním zraněním či subjektivním omezením, bolestí ani nemocí, jež by mohla ovlivnit měření a vykonání dřepu.

Všechny testované osoby neabsolvovaly trénink či jinou fyzickou aktivitu vyšší intenzity zátěže zaměřené na dolní končetiny v posledních 48 hodinách před měřením a neabsolvovaly trénink střední intenzity zátěže v posledních 24 hodinách před měřením. O tomto byly informovány s dostatečným předstihem před měřením.

Všechny osoby se výzkumu účastnily dobrovolně a podepsaly informovaný souhlas s účastí v této studii a se zpracováním údajů. Tento informovaný souhlas byl vytvořen za pomoci etické komise Centra sportovních aktivit Vysokého učení technického v Brně, která tento výzkum schválila. Veškerá data byla zpracována anonymně.

Před měřením byly testované osoby seznámeny s požadovaným způsobem provádění dřepu a s celkovým průběhem měření, přičemž měly možnost kdykoliv odstoupit od účasti na měření.

### 3.2 Vybrané svalové skupiny

Každá zde vybraná svalová skupina je charakterizována jedním svalem, jehož elektrická aktivita je primárně snímána. Je hovořeno o svalové skupině, neboť při povrchové elektromyografii dochází k superpozici elektrických vzruchů jednotlivých motorických jednotek svalu, který je blízko elektrodě [41]. Proto se může stát, že jedna elektroda zachytí i elektrickou aktivitu jiného svalu.

Pro měření byly vybrány svalové skupiny, resp. svaly a to m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris. První tři jmenované jsou součástí skupiny svalů přední strany stehna nazývajících se m. quadriceps femoris (čtyřhlavý sval stehenní), což je extenzor a stabilizátor kolene. [44]. M. rectus femoris je přední hlavou, m. vastus medialis je hlavou na vnitřní straně a m. vastus lateralis je hlavou na vnější straně čtyřhlavého stehenního svalu. M. biceps femoris je součástí hamstringu, což je skupina svalů zadní strany stehenní. Tyto svaly se starají o flexi a stabilitu kolene.

Zmíněné svaly byly vybrány tak, aby umožňovaly měření povrchové elektromyografie. Tyto svaly nejsou umístěny příliš hluboko v těle a jsou dostatečně velké [41]. Dalším pozitivem tohoto výběru je to, že reprezentují předozadní i pravolevou stabilitu.

### 3.3 Vybrané balanční pomůcky

Pro výzkumné měření bakalářské práce byly vybrány následující balanční pomůcky:

BOSU Balance Trainer PROFI – balanční kulová úseč s podstavou [45]. Její kopule je zhotovena z elastického materiálu a její rovná podstava je z pevného plastu. BOSU je vyplněna vzduchem, její průměr je 63,5 cm a její výška je 22,5 cm. Tato pomůcka byla použita při měření jak rovnou plochou na zemi (konkávě), tak rovnou plochou vzhůru (konvexně).

T-BOW – balanční válcová úseč bez podstavy [46]. Je vyrobená z plastu a na jejím povrchu je měkká pěna. Její délka je 70 cm, šířka 50 cm a výška 17 cm. Tato pomůcka byla při měření umístěna konvexně k zemi.

Pěnová balanční podložka tvaru kvádrů vyrobená z termoplastického kaučuku [47]. Její délka je 35 cm, šířka: 40 cm a výška 5 cm.

Vicore Terra-Core – balanční lavička – balanční válcová úseč s podstavou [48]. Je vyplněna vzduchem, její podstava je z pevného materiálu a její kopule je z elastického materiálu. Rozměry podstavy jsou 119,38 x 45,72 cm a výška pomůcky je 17,15 cm. Vicore byl použit pro měření postavený podstavou na zemi.

Balanční čochka TOGU Dynair Ballkissen [49]. Je vyrobená z elastického materiálu a vyplněna vzduchem. Průměr kruhu je 33 cm a výška 7 cm.

### 3.4 Provedení dřepu

Dřep byl prováděn bez zátěže (bez činky a ne na stroji). Při dřepu měla testovaná osoba chodidla od sebe ve vzdálenosti širě boků. Při provedení na balanční pomůcce byla chodidla držena vodorovně. Špičky chodidel nesměřovaly k sobě ani příliš od sebe. Přirozené mírné vytočení chodidel by podle Escamilly [9] nemělo ovlivnit měření. Kolena byla od sebe stejně daleko jako chodidla, čili na šířku boků, a tedy nedocházelo k jejich vnitřní ani vnější rotaci. Kolena se nenacházela před špičkami chodidel. Trup měřené osoby nebyl předkloněn více než jak je při dřepu přirozené. Výchozí pozice dřepu byla pozice vzpřímeného stoje. Hloubka dřepu byla 90° flexe v kolenní. Tyto pokyny byly dodrženy po celou dobu měření.

Tempo provádění dřepu bylo 2020, tzn. rychlost cvičení byla taková, aby 2 sekundy trvala sestupná fáze, 0 s výdrž ve spodní pozici, 2 s vzestupná fáze a 0 s výdrž v horní pozici.

Požadované postavení jednotlivých částí těla bylo předem oznámeno a při měření kontrolováno vizuálně. Rychlost provádění dřepu byla hlídána pomocí k tomu určené volně dostupné mobilní aplikace [50].

### 3.5 Měřicí zařízení

Všechny měřené osoby byly měřeny stejnými přístroji.

Pro charakteristiku výzkumného souboru byl použit digitální výškoměr BSM 170 (InBody Co., Ltd., Seoul, Korea) pro změření tělesné výšky a přístroj InBody 770 (InBody European Headquarters, Amsterdam, Netherlands) pro změření tělesné hmotnosti.

Přístrojem pro elektromyografii byl elektromyograf Shimmer™ (Realtime Technologies Ltd., Dublin, Ireland) [51]. Jedná se o metodu neinvazivní elektromyografie. Tento přístroj je malá bezdrátová platforma s elektrickými senzory. Tato platforma obsahuje i kinematické senzory. Její velké úložiště (SD karta) a nízká energetická spotřeba umožňuje real-time zaznamenávání dat. Měřicí jednotka Shimmer má rozměry 65 x 32 x 12 mm a hmotnost 31 g.

Obsahuje Bluetooth pro bezdrátové měření i přenos dat do počítače, musí však být naprogramována firmwarem LogAndStream (v0.6.0 nebo vyšší) [42]. Tyto jednotky mohou také komunikovat s počítačem pomocí dokovací USB stanice a tím přenášet zaznamenaná data z SD karty, jsou-li naprogramovány firmwarem SDLog (v0.12.0 nebo vyšší). Shimmer jednotky lze spojit s elektrodami pomocí příslušných kabelů. Použité elektrody byly jednorázové a jejich rozměry byly 45 x 42 mm. Elektrody byly z polyethylenové pěny, na níž je nanesena vodivá část z Ag-AgCl [52]. Pomocí zařízení Shimmer3 lze snímat dvoukanálovou EMG [42]. K jedné Shimmer jednotce lze připojit 5 kabelů. První dva jsou určeny pro elektrody jednoho svalu, poslední dva pro elektrody jiného svalu a prostřední kabel je určen pro referenční elektrodu. Na jeden sval je vždy připojena jedna pozitivní a jedna negativní elektroda pro odečtení společného šumu. Je zde také přítomen filtr EMI potlačující vliv elektromagnetického rušení o zhruba 3 dB s šířkou pásma filtru přibližně 3 MHz. Zesilovač signálu je programovatelný a lze ho nastavit na sedm různých stupňů zesílení.

Data mohou být zaznamenávána se vzorkovací frekvencí přibližně 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 nebo 8000 hertzů [42]. Pro toto měření byla zvolena vzorkovací frekvence 1024 Hz. Diferenciální dynamický rozsah je přibližně 800 mV (pro zesílení = 6). Převodník z analogového do digitálního signálu převádí hodnoty pomocí 24bitové celočíselné hodnoty se znaménkem. Paměť EEPROM obsahuje 2048 bajtů. Ochrana zařízení proti defibrilačním pulzům je přítomna pouze při konfiguraci zařízení pro snímání elektrokardiografie.

## **3.6 Měření**

Měření celého výzkumného souboru bylo provedeno na stejném místě stejnými přístroji za použití stejných balančních pomůcek. Pro každý subjekt byly použity nové elektrody. Měření proběhlo v odborné laboratoři Centra sportovních aktivit Vysokého učení technického v Brně.

### **3.6.1 Postup výzkumného měření pro bakalářskou práci**

Pro výzkumné měření této práce byl zvolen postup popsany níže. Tento postup byl dodržen u všech testovaných subjektů. Jeho součástí bylo zahřátí a rozcvička, příprava a samotné měření dle zvoleného testovacího protokolu.

#### **3.6.1.1 Zahřátí a rozcvička**

Před měřením proběhlo zahřátí a rozcvička měřené osoby jako součást seznámení se s balančními pomůckami a s tempem provádění dřepu. Každá měřená osoba si tedy vyzkoušela stoupnout si na každou balanční pomůcku a provádět dřepy takovou rychlostí,

aby za dodržení výše popsaných podmínek provádění dřepu trvala sestupná i vzestupná fáze dvě sekundy. Toto bylo stanoveno na základě pilotního měření a konzultace s měřenou osobou pilotního měření. Protože intenzita 10 dřepů bez vnější zátěže je cvičením o nízkém zatížení, nebylo třeba žádné jiné specializované rozcvičky [53]

### **3.6.1.2 Příprava před výzkumným měřením pro bakalářskou práci**

Příprava před samotným měřením byla provedena obdobně, jak doporučuje Konrad [38] i jak je doporučeno v uživatelské příručce použitého elektromyografu [42].

Nejprve byla měřená osoba požádána, aby se vysvlékla do spodního prádla. Tím se zajistil přístup k měřeným svalům, umožnilo se provádění dřepu bez omezení, které by bylo mohlo těsné oblečení způsobit, a zamezilo se vzniku signálových artefaktů způsobených narážením volných částí oblečení do elektrod.

Místa, kde byly nalepeny elektrody, byla definována jako polovina svalového břicha v její délce i šířce, což by mělo odpovídat nejširší části daného svalu. Další místo, kam byly nalepeny referenční elektrody, byly tam, kde se hned pod kůží nachází laterální a mediální epikondyl femuru. Tato místa jsou totiž neovlivněná elektrickou svalovou aktivitou. Všechna tato místa byla oholením zbavena chlupů a alkoholem očištěna.

Poté se nalepily elektrody. Na každý sval byly nalepeny dvě elektrody ve směru svalových vláken. Vzdálenost středů těchto elektrod byla 2 cm. Dvě referenční elektrody byly nalepeny na místa pro ně určená.

Následně se zhruba 3 minuty počkalo, aby se dosáhlo stabilních impedančních vlastností mezi elektrodami a kůží. Během tohoto času byla měřená osoba v klidu.

Po uplynutí tohoto času byly k elektrodám připojeny kabely, které byly poté druhým koncem připojeny do jednotky Shimmer, která byla do té doby umístěna v USB dockovací stanici. Byly použity dvě Shimmer jednotky. Do každé z nich byl doprostřed připojen jeden kabel vedoucí od jedné z referenčních elektrod. Zbylé kabely byly zapojeny tak, aby oba kabely vedoucí od jednoho svalu byly umístěny v sousedících kanálech. Shimmer jednotky byly v příslušném programu [54] nastaveny na záznam dat na SD kartu a vhodně konfigurovány a synchronizovány dle pokynů v uživatelské příručce [42]. Jednotky Shimmer byly odpojeny od dockovací stanice a připevněny na stehno pomocí příslušných pásek tak, aby ani tyto jednotky, pásky ani kabely neovlivňovaly průběh měření. S odpojením měřicí jednotky od dockovací stanice začalo zaznamenávání dat na SD kartu.

### **3.6.1.3 Testovací protokol výzkumného měření pro bakalářskou práci**

Testovací protokol započal 90 s měřením klidového záznamu před referenčním měřením. To zahrnovalo 10 s výdrž ve statickém dřepu mimo balanční pomůcky, přičemž se měřená osoba snažila o maximální volní kontrakci. Toto referenční měření bylo dále využito pro amplitudovou normalizaci ostatních měření.

Po 90 s pauze se začalo se samotným měřením dynamických dřepů. Proběhlo celkem 7 sérií dřepů. První měření bylo mimo balanční pomůcku, tedy na pevné rovné zemi, ostatní

na balančních pomůckách v daném pořadí: BOSU rovnou plochou na zemi (konvexně), BOSU rovnou plochou vzhůru (konkávně), T-Bow konvexně, pěnová podložka, ViCore rovnou plochou na zemi, čochka. Všechny balanční pomůcky byly při měření umístěny na pevné rovné zemi.

V každé sérii bylo provedeno 10 opakování výše definovaného dřepu. Pauza mezi jednotlivými sériemi byla 90 sekund pro dostatečnou regeneraci.

Po skončení měření byla naměřená data uložena, přístroj byl vypnut, dráty se odpojily od elektrod a odlepily se elektrody.

Před každým měřením dřepů měřená osoba zaujala výchozí pozici, v prvním případě mimo balanční pomůcku, v ostatních případech na balanční pomůcce, deset sekund před zahájením prvního dřepu v sérii pro získání rovnováhy. Toto bylo stanoveno na základě neměřeného pokusu o provádění dřepů na balanční pomůcce otočené rovnou plochou vzhůru, které proběhlo ihned po pilotním měření.

## **3.7 Zpracování dat**

Data byla uložena v datovém formátu .csv a následně zpracována pomocí programů Matlab R2020a [55] a Microsoft Excel 2019 [56].

### **3.7.1 Předzpracování dat**

Nejprve byly k jednotlivým záznamům definovány jednotlivé svaly podle začátku změny aktivity odpovídající pořadí připojení kabelů vedoucích od svalů k Shimmer jednotce.

Poté byla provedena filtrace signálů, konkrétně pásmová propust s mezními frekvencemi nastavenými na 10 a 500 Hz a pásmová zádrž 50 Hz pro odstranění síťového brumu.

Následně byla provedena rektifikace všech signálů. Od všech hodnot byla odečtena střední hodnota celého signálu pro odstranění případného posunutí základní izolinie. Následně se hodnoty celého signálu převedly na kladné pomocí absolutní hodnoty.

Dále bylo provedeno vyhlazení signálu pomocí RMS s plovoucím časovým oknem nastaveným na 20 ms.

Záznamy provádění dynamických dřepů byly následně normalizovány.

Normalizace amplitudy byla provedena tak, že jako nejvyšší hodnota byl zvolen průměr sta nejvyšších peaků filtrovaného a rektifikovaného signálu prostředních 8 sekund z desetisekundového záznamu výdrže ve dřepu se snahou o maximální volní kontrakci. Jednotlivé hodnoty záznamu dřepů tedy byly vyjádřeny v procentech z maximální volní kontrakce během výdrže ve dřepu se snahou o maximální volní kontrakci.

Časová normalizace byla provedena rozdělením záznamu dřepů na 10 cyklů odpovídajících trváním jednotlivých dřepů a následným průměrováním jednotlivých hodnot z každého cyklu. Rozdělení na deset cyklů proběhlo odhadem za pomoci vykreslených grafů a najetí lokálních maxim jako středů jednotlivých cyklů a lokálních minim jako začátků a konců jednotlivých cyklů.

### 3.7.2 Časová analýza dat

Na naměřených a předzpracovaných datech byla provedena časová analýza dat, v níž byly vypočteny hodnoty pro následnou statistickou analýzu. Z každého předzpracovaného signálu byl vypočítán průměr každého ze signálů (dále označováno jako proměnná průměr). Dalším sledovaným parametrem byl průměr 10 nejvyšších peaků (dále označováno jako proměnná „average peak“, případně zkráceně jako „averpeak“). Všechny tyto proměnné byly vyjádřeny jako procentuální hodnoty z maximální volní kontrakce.

## 3.8 Statistické vyhodnocení

Statistická analýza dat proběhla v internetovém OpenSource programu Google Colab [57].

Pro charakteristiku měřeného souboru byly použity údaje o věku, tělesné výšce a tělesné hmotnosti. Tyto hodnoty byly testovány Shapiro-Wilksovým testem ( $\alpha = 0,05$ ), zda mají normální Gaussovské rozložení a byly zapsány jako průměr  $\pm$  směrodatná odchylka zaokrouhlená na dvě desetinná místa.

Pro statistické vyhodnocení rozdílů v elektrické aktivitě svalů byly použity vypočítané proměnné průměr a „average peak.“ U těchto dvou proměnných byla testována vzájemná lineární závislost pomocí Pearsonova korelačního koeficientu.

Ze čtyř měřených svalů byly nejprve testovány všechny dohromady, a to zprůměrováním hodnot ze všech čtyř svalů každé měřené osoby. Poté byla testována předozadní lateralita (průměr údajů z m. rectus femoris a m. biceps femoris) a pravolevá lateralita (průměr údajů z m. vastus medialis a m. vastus lateralis).

Všechna data byla vždy nejprve testována na přítomnost normálního rozdělení (Shapiro-Wilks test,  $\alpha = 0,05$ ).

U každé z proměnných byly porovnávány hodnoty z měření bez balanční pomůcky postupně s každou z balančních pomůcek, a to Studentovým párovým t-testem ( $\alpha = 0,05$ ) při normálním rozložení dat a Wilcoxonovým párovým testem ( $\alpha = 0,05$ ), pokud data neměla normální rozložení. Leveneho test ( $\alpha = 0,05$ ) a Mauchlyho test ( $\alpha = 0,05$ ) byly použity pro ověření dalších podmínek parametrického testu zvaného ANOVA pro párová data. Párová ANOVA ( $\alpha = 0,05$ ) byla použita pro zjištění, zda existují rozdíly mezi proměnnými získanými z měření na jednotlivých balančních pomůčkách. Neparametrickou alternativou zde byl použit Friedmanův Chí kvadrát test ( $\alpha = 0,05$ ). Dále pro zjištění, mezi kterými pomůckami jsou rozdíly odhalené ANOVOU, byl použit post-hoc test založený na párovém t-testu s Bonferroniho korekcí. Jako post-hoc test Friedmanovu testu byl použit Nemenyiho test ( $\alpha = 0,05$ ). Tyto post-hoc testy byly použity pro všechny možné dvojice balančních pomůcek. Dále byl také použit pro otestování rozdílů všech možných dvojic balančních pomůcek Studentův parametrický t-test nebo neparametrický Wilcoxon párový test, oba s Bonferroniho korekcí hladiny významnosti ( $\alpha = 0,005$  při analýze 5 balančních pomůcek,  $\alpha = 3,33e-3$  při analýze 6 balančních pomůcek).

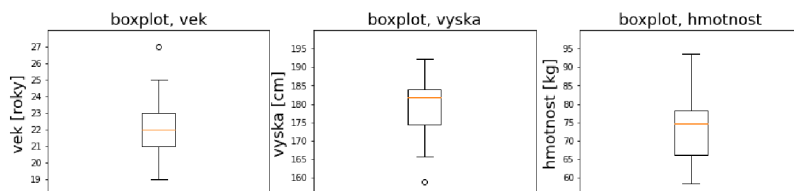
Toto vše bylo testováno nejprve pro data normovaná tak, že byla vyjádřena v procentech z maximální volní kontrakce a nakonec i pro data normovaná tak, že u každé měřené osoby 100 % hodnota znamenala hodnotu při měření bez balanční pomůcky.

## 4. VÝSLEDKY

Měření bez balanční pomůcky a na 5 balančních pomůčkách (BOSU konkávně, BOSU konvexně, T-bow, pěnová podložka, Vicore) bylo provedeno na 21 probandech. U deseti probandů proběhlo kromě měření na ostatních balančních pomůčkách také měření na čočce. Pro vyhodnocení měření na čočce tak byly použity výsledky pouze z těchto deseti měření.

### 4.1 Věk, výška, hmotnost

Pro charakteristiku výzkumného souboru byly použity údaje o věku, tělesné výšce a tělesné hmotnosti měřených osob. Všechny tyto proměnné měly dle Shapiro-Wilksova testu normální Gaussovské rozložení (hladina významnosti  $\alpha = 0,05$ , p-hodnoty: věk: 0,211; výška: 0,344; hmotnost: 0,416). Na obrázku 1 jsou zobrazeny krabicové grafy věku, tělesné výšky a tělesné hmotnosti měřených osob.



Obrázek 1 Krabicové grafy, věk, výška, hmotnost

### 4.2 Všechny svalové skupiny dohromady

V této části byly použity hodnoty každé osoby získané zprůměrováním hodnot každé ze čtyř svalových skupin. Průměr a směrodatné odchylky korelace mezi párovými dvojicemi těchto proměnných průměr a „averpeak“ všech svalů dohromady má hodnotu  $0,957 \pm 0,012$  (p-hodnota určení rozdílnosti od nuly:  $4,59e-7 \pm 1,12e-6$ ). I přes takto velkou korelaci byly analyzovány obě proměnné zvlášť.

#### 4.2.1 Proměnná průměr

Všechna tato data mají dle statistického testu normální rozložení (Shapiro-Wilks test,  $\alpha = 0,05$ ). Výsledné p-hodnoty tohoto testu při zahrnutí všech 21 měření a při zahrnutí 10 měření lze vidět v tabulce 1. Stejným testem byla ověřena normalita diferencí všech možných párových dvojic měření (průměrná p-hodnota všech párových diferencí, 21 měření: 0,223; 10 měření: 0,473).

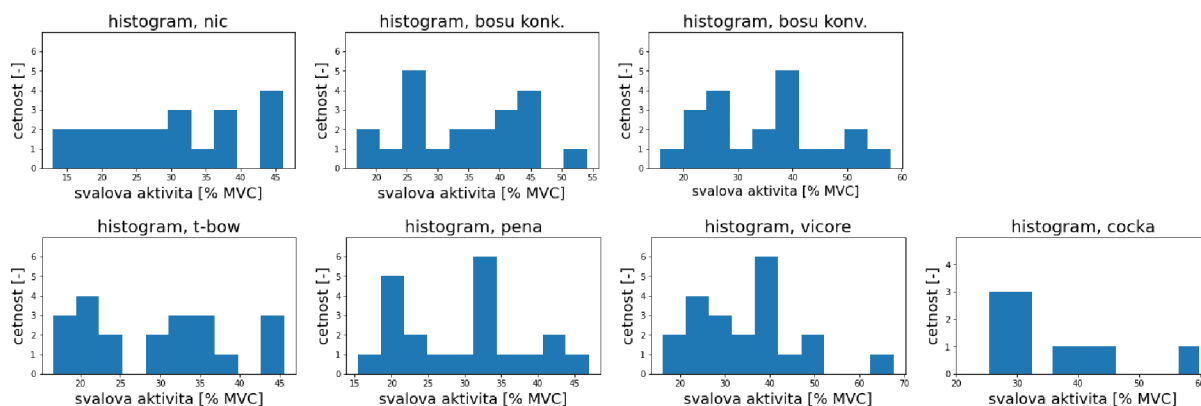
Tabulka 1 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná průměr, všechny svaly dohromady

	bez	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	Čočka
21 měření	0,414	0,446	0,669	0,151	0,394	0,248	X
10 měření	0,683	0,457	0,447	0,151	0,057	0,154	0,061

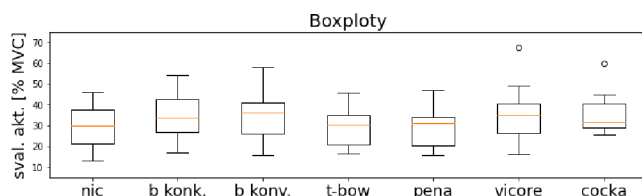
Obrázek 2 ukazuje histogramy a obrázek 3 ukazuje krabicové grafy proměnné průměr zapojení svalů stehna při dřepch bez balanční pomůcky a s balančními pomůčkami v procentech MVC. Zapojení svalů stehna při dřepch v procentech z MVC: bez balanční



pomůcky:  $30,36 \pm 13,67$ ; BOSU konkávně:  $34,41 \pm 14,98$ ; BOSU konvexně:  $35,29 \pm 15,28$ ; T-bow:  $29,54 \pm 11,95$ ; pěnová podložka:  $29,80 \pm 11,78$ ; Vicore:  $34,64 \pm 15,16$ ; čochka:  $35,96 \pm 18,40$ .



Obrázek 2 Histogramy, proměnná průměr, všechny svaly dohromady



Obrázek 3 Krabicové grafy, proměnná průměr, všechny svaly dohromady

Pro porovnání měření bez pomůcky s jednotlivými pomůckami byl použit Studentův t-test pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ). Statisticky významné rozdíly byly zjištěny u měření na BOSU konkávně (p-hodnota: 0,002), BOSU konvexně (0,013), Vicore (0,016) a na čochce (0,009). Statisticky nevýznamné rozdíly byly v porovnání s měřením na T-bow: (0,612) a pěnové podložce (0,775).

Dále byly u dat z měření jen na balančních pomůčkách ověřeny další podmínky parametrické ANOVY, a to potvrzení homogenity rozptylů (Levene test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření: 0,728; 10 měření: 0,877), ale došlo k zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice (Mauchly test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření:  $2,028e-13$ ; 10 měření:  $3,722e-8$ ). I přes zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice byla párová ANOVA použita pro její velkou sílu, a to i z toho důvodu, že ostatní podmínky jejího použití byly splněny. Parametrická ANOVA pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ) odhalila, že jsou mezi jednotlivými balančními pomůckami statisticky významné rozdíly (21 měření, p-hodnota:  $<0,001$ ; F-hodnota: 7,528; 10 měření: p-hodnota:  $<0,001$ ; F-hodnota: 8,914).

Post-hoc t-test s Bonferroniho korekcí p-hodnot neodhalil žádné statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými pomůckami (Bonferroni korigovaná p-hodnota všech možných dvojic, 21 měření:  $0,979 \pm 0,032$ ; 10 měření:  $0,974 \pm 0,048$ ). Rozdíly, které vyhodnotila ANOVA mohly být způsobeny u kombinace více pomůcek, kdežto tento post-hoc test porovnává pouze dvojice pomůcek.

Vzhledem k nesplnění všech podmínek parametrické párové ANOVY a vzhledem k tomu, že následný post-hoc test neodhalil rozdíly mezi jednotlivými pomůckami, byl také použit

Studentův t-test pro párová data s Bonferroniho korekcí hladiny významnosti (21 měření:  $\alpha' = 0,005$ ; 10 měření:  $\alpha' = 3,333e-3$ ) pro porovnání všech dvojic měření na balančních pomůckách mezi sebou. Zde byly vyhodnoceny statisticky významné rozdíly mezi měřeními na BOSU konkávně s měřením na t-bow (p-hodnota: 0,001) a na pěnové podložce (0,002), dále mezi měřeními na BOSU konvexně s měřením na t-bow (0,002) a mezi měřeními na Vicore s měřeními na t-bow (0,001) i na pěnové podložce (0,001). Při vyhodnocení měření na čočce byly zjištěny statisticky významné rozdíly s měřením na T-bow (p-hodnota: 0,001) a na pěnové podložce (0,003). Ostatní dvojice měření neměly statisticky významné rozdíly, jen p-hodnota měření na BOSU konvexně s měřením na pěnové podložce byla na hodnotě korigované hladiny významnosti (0,005). Výsledné p-hodnoty tohoto testu jsou zobrazeny v tabulce 2.

Tabulka 2 P-hodnoty, párový t-test, proměnná průměr, všechny svaly dohromady

	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
bosu konk.	1	0,610	0,001	0,002	0,876	0,105
bosu konv.	0,610	1	0,002	0,005	0,724	0,808
t-bow	0,001	0,002	1	0,628	0,001	0,001
pěna	0,002	0,005	0,628	1	0,001	0,003
vicore	0,876	0,724	0,001	0,001	1	0,036
čočka	0,105	0,808	0,001	0,003	0,036	1

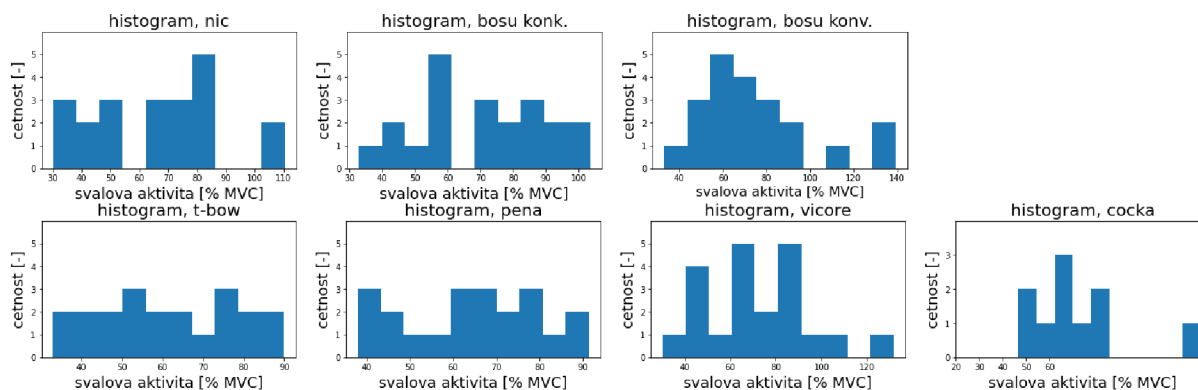
#### 4.2.2 Proměnná „averpeak“

Všechna tato data mají dle statistického testu normální rozložení (Shapiro-Wilks test,  $\alpha = 0,05$ ). Výsledné p-hodnoty tohoto testu při zahrnutí všech 21 měření a při zahrnutí 10 měření lze vidět v tabulce 3. Stejným testem byla ověřena normalita diferencí všech možných párových dvojic měření (průměrná p-hodnota všech párových diferencí, 21 měření: 0,282; 10 měření: 0,492).

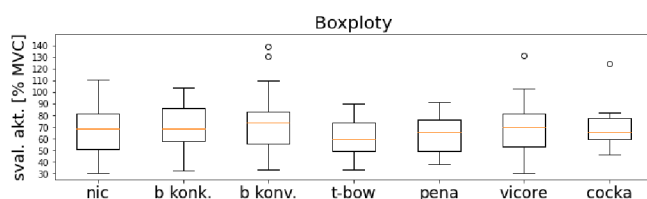
Tabulka 3 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady

	bez	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	Čočka
21 měření	0,618	0,746	0,078	0,593	0,518	0,681	X
10 měření	0,457	0,833	0,117	0,707	0,346	0,584	0,055

Obrázek 4 ukazuje histogramy a obrázek 5 ukazuje krabicové grafy proměnné „averpeak“ zapojení svalů stehna při dřepch bez balanční pomůcky a s balančními pomůckami v procentech MVC. Zapojení svalů stehna při dřepch v % z MVC: bez balanční pomůcky:  $66,22 \pm 33,89$ ; BOSU konkávně:  $70,34 \pm 32,59$ ; BOSU konvexně:  $74,77 \pm 39,10$ ; T-bow:  $61,55 \pm 28,15$ ; pěnová pomůcka:  $63,87 \pm 26,28$ ; Vicore:  $71,32 \pm 33,77$ ; čočka:  $71,36 \pm 37,59$ .



Obrázek 4 Histogramy, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady



Obrázek 5 Krabicové grafy, proměnná averpeak, všechny svaly dohromady

Pro porovnání měření bez pomůcky s jednotlivými pomůckami byl použit Studentův t-test pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ). Statisticky významné rozdíly byly zjištěny jen u měření na čočce s měřením bez balanční pomůcky (p-hodnota: 0,001). U ostatních dvojic nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly (p-hodnoty: BOSU konkávně: 0,081; BOSU konvexně: 0,105; T-bow: 0,114; pěnová podložka: 0,441; Vicore: 0,162).

Dále byly u dat z měření jen na balančních pomůčkách ověřeny další podmínky parametrické ANOVY, a to potvrzení homogenity rozptylů (Levene test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření: 0,455; 10 měření: 0,799), ale došlo k zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice (Mauchly test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření: 2,439e-35; 10 měření: 2,869e-20). I přes zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice byla párová ANOVA použita pro její velkou sílu, a to i z toho důvodu, že ostatní podmínky jejího použití byly splněny. Parametrická ANOVA pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ) odhalila, že jsou mezi jednotlivými balančními pomůckami statisticky významné rozdíly (21 měření, p-hodnota: 0,003; F-hodnota: 4,444; 10 měření: p-hodnota: 0,027; F-hodnota: 4,317).

Post-hoc t-test s Bonferroniho korekcí p-hodnot neodhalil žádné statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými pomůckami (Bonferroni korigovaná p-hodnota všech možných dvojic, 21 měření:  $0,970 \pm 0,073$ ; 10 měření:  $1,000 \pm 0,000$ ). Rozdíly, které vyhodnotila ANOVA mohly být způsobeny u kombinace více pomůcek, kdežto tento post-hoc test porovnává pouze dvojice pomůcek.

Vzhledem k nesplnění všech podmínek parametrické párové ANOVY a vzhledem k tomu, že následný post-hoc test neodhalil rozdíly mezi jednotlivými pomůckami, byl také použit Studentův t-test pro párová data s Bonferroniho korekcí hladiny významnosti (21 měření:  $\alpha' = 0,005$ , 10 měření:  $\alpha' = 3,333e-3$ ) pro porovnání všech dvojic měření na balančních pomůčkách mezi sebou. Zde byly vyhodnoceny statisticky významné rozdíly mezi měřeními

na BOSU konkávně s měřením na t-bow (p-hodnota: 0,004) a měření na Vicore rovněž s měřením na t-bow (0,003). Ostatní dvojice měření neměly statisticky významné rozdíly. Výsledné p-hodnoty tohoto testu jsou zobrazeny v tabulce 4.

Tabulka 4 P-hodnoty, párový t-test, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady

	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
bosu konk.	1	0,329	0,004	0,029	0,7	0,328
bosu konv.	0,329	1	0,014	0,042	0,492	0,657
t-bow	0,004	0,014	1	0,262	0,003	0,015
pěna	0,029	0,042	0,262	1	0,021	0,012
vicore	0,7	0,492	0,003	0,021	1	0,146
čočka	0,328	0,657	0,015	0,012	0,146	1

### 4.3 Předozadní lateralita

V této části byly použity hodnoty každé osoby získané zprůměrováním hodnot ze dvou svalových skupin reprezentujících předozadní lateralitu, a to m. rectus femoris a m. biceps femoris. Průměr a směrodatné odchylky korelace mezi párovými dvojicemi těchto proměnných průměr a „averpeak“ všech předozadních svalů má hodnotu  $0,956 \pm 0,015$  (p-hodnota určení rozdílnosti od nuly:  $8,07e-6 \pm 1,98e-5$ ). I přes takto velkou korelaci byly analyzovány obě proměnné zvlášť.

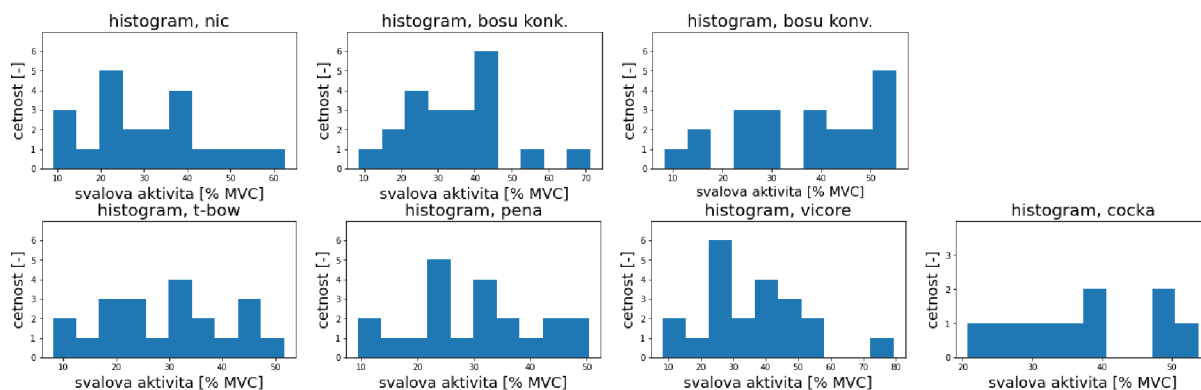
#### 4.3.1 Proměnná průměr

Všechna tato data mají dle statistického testu normální rozložení (Shapiro-Wilks test,  $\alpha = 0,05$ ). Výsledné p-hodnoty tohoto testu při zahrnutí všech 21 měření a při zahrnutí 10 měření lze vidět v tabulce 5 Stejným testem byla ověřena normalita diferencí všech možných párových dvojic měření (průměrná p-hodnota všech párových diferencí, 21 měření: 0,257; 10 měření: 0,385).

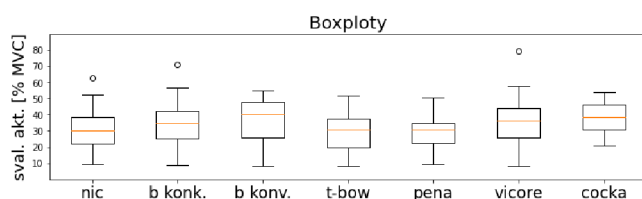
Tabulka 5 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná průměr, předozadní

	bez	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
21 měření	0,651	0,805	0,237	0,802	0,703	0,583	X
10 měření	0,461	0,488	0,608	0,318	0,595	0,518	0,890

Obrázek 6 ukazuje histogramy a obrázek 7 ukazuje krabicové grafy proměnné průměr zapojení svalů stehna při dřepch bez balanční pomůcky a s balančními pomůckami v procentech MVC. Zapojení svalů stehna při dřepch v procentech z MVC: bez balanční pomůcky:  $30,95 \pm 16,62$ ; BOSU konkávně:  $34,99 \pm 18,97$ ; BOSU konvexně:  $36,45 \pm 17,43$ ; T-bow:  $29,14 \pm 14,40$ ; pěnová pomůcka:  $29,73 \pm 14,29$ ; Vicore:  $36,00 \pm 19,15$ ; čočka:  $37,96 \pm 20,06$ .



Obrázek 6 Histogramy, proměnná průměr, předozadní



Obrázek 7 Krabicové grafy, proměnná průměr, předozadní

Pro porovnání měření bez pomůcky s jednotlivými pomůckami byl použit Studentův t-test pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ). Statisticky významné rozdíly byly zjištěny u měření na BOSU konkávně: (p-hodnota: 0,006), BOSU konvexně (0,006), Vicore (0,014) a na čochce (0,046). Statisticky nevýznamné rozdíly byly v porovnání s měřením na T-bow: (0,314) a pěnové podložka (0,542).

Dále byly u dat z měření jen na balančních pomůčkách ověřeny další podmínky parametrické ANOVY, a to potvrzení homogenity rozptylů (Levene test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření: 0,791; 10 měření: 0,930), ale došlo k zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice (Mauchly test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření: 2,504e-20; 10 měření: 2,525e-12). I přes zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice byla párová ANOVA použita pro její velkou sílu, a to i z toho důvodu, že ostatní podmínky jejího použití byly splněny. Parametrická ANOVA pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ) odhalila, že jsou mezi jednotlivými balančními pomůckami statisticky významné rozdíly (21 měření, p-hodnota:  $<0,001$ ; F-hodnota: 7,618; 10 měření: p-hodnota:  $<0,001$ ; F-hodnota: 9,125).

Post-hoc t-test s Bonferroniho korekcí p-hodnot neodhalil žádné statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými pomůckami (Bonferroni korigovaná p-hodnota všech možných dvojic, 21 měření:  $0,982 \pm 0,043$ , 10 měření:  $1,000 \pm 0,000$ ). Rozdíly, které vyhodnotila ANOVA mohly být způsobeny u kombinace více pomůcek, kdežto tento post-hoc test porovnává pouze dvojice pomůcek.

Vzhledem k nesplnění všech podmínek parametrické párové ANOVY a vzhledem k tomu, že následný post-hoc test neodhalil rozdíly mezi jednotlivými pomůckami, byl také použit Studentův t-test pro párová data s Bonferroniho korekcí hladiny významnosti (21 měření:  $\alpha' = 0,005$ , 10 měření:  $\alpha' = 3,333e-3$ ) pro porovnání všech dvojic měření na balančních pomůčkách mezi sebou. Zde byly vyhodnoceny statisticky významné rozdíly mezi

měřeními na BOSU konkávně s měřením na t-bow (p-hodnota: 0,003), mezi měřeními na BOSU konvexně s měřením na t-bow (0,001) a s měřením na pěnové podložce (0,002) a mezi měřeními na Vicore s měřeními na t-bow (0,001) i na pěnové podložce (0,002). Při vyhodnocení měření na čočce byly zjištěny statisticky významné rozdíly s měřením na T-bow (p-hodnota: <0,001) a na pěnové podložce (0,001). Ostatní dvojice měření neměly statisticky významné rozdíly, jen p-hodnota (0,006) měření na BOSU konkávně s měřením na pěnové podložce byla velmi blízko hodnotě korigované hladiny významnosti. Výsledné p-hodnoty tohoto testu jsou zobrazeny v tabulce 6.

Tabulka 6 P-hodnoty, párový t-test, proměnná průměr, předozadní

	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
bosu konk.	1	0,446	0,003	0,006	0,662	0,849
bosu konv.	0,446	1	0,001	0,002	0,842	0,661
t-bow	0,003	0,001	1	0,323	0,001	0
pěna	0,006	0,002	0,323	1	0,002	0,001
vicore	0,662	0,842	0,001	0,002	1	0,043
čočka	0,849	0,661	0	0,001	0,043	1

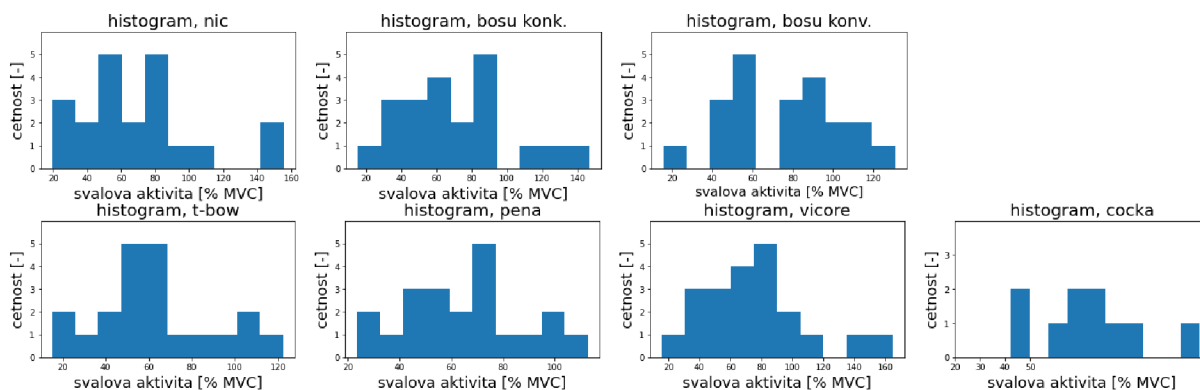
#### 4.3.2 Proměnná „averpeak“

Všechna tato data mají dle statistického testu normální rozložení (Shapiro-Wilks test,  $\alpha = 0,05$ ). Výsledné p-hodnoty tohoto testu při zahrnutí všech 21 měření a při zahrnutí 10 měření lze vidět v tabulce 7. Stejným testem byla ověřena normalita diferencí všech možných párových dvojic měření (průměrná p-hodnota všech párových diferencí, 21 měření: 0,385; 10 měření: 0,331).

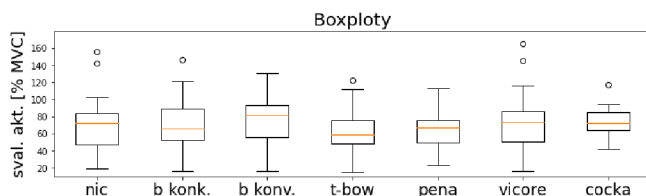
Tabulka 7 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná "averpeak," předozadní

	bez	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
21 měření	0,138	0,890	0,852	0,475	0,731	0,283	X
10 měření	0,136	0,291	0,775	0,059	0,305	0,349	0,800

Obrázek 8 ukazuje histogramy a obrázek 9 ukazuje krabicové grafy proměnné „averpeak“ zapojení svalů stehna při dřepch bez balanční pomůcky a s balančními pomůckami v procentech MVC. Zapojení svalů stehna při dřepch v % z MVC: bez balanční pomůcky:  $68,78 \pm 44,30$ ; BOSU konkávně:  $72,24 \pm 42,02$ ; BOSU konvexně:  $75,69 \pm 38,07$ ; T-bow:  $63,56 \pm 36,56$ ; pěnová pomůcka:  $65,53 \pm 33,37$ ; Vicore:  $75,80 \pm 44,52$ ; čočka:  $73,97 \pm 40,84$ .



Obrázek 8 Histogramy, proměnná "averpeak," předozadní



Obrázek 9 Krabicové grafy, proměnná averpeak, předozadní

Pro porovnání měření bez pomůcky s jednotlivými pomůckami byl použit Studentův t-test pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ). Statisticky významné rozdíly nebyly zjištěny u žádné dvojice měření (p-hodnoty: BOSU konkávně: 0,214; BOSU konvexně: 0,130; T-bow: 0,221; pěnová podložka: 0,449; Vicore: 0,230; čocka: 0,955).

Dále byly u dat z měření jen na balančních pomůčkách ověřeny další podmínky parametrické ANOVY, a to potvrzení homogenity rozptylů (Levene test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření: 0,719; 10 měření: 0,933), ale došlo k zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice (Mauchly test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření:  $1,751e-48$ ; 10 měření:  $1,156e-27$ ). I přes zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice byla párová ANOVA použita pro její velkou sílu, a to i z toho důvodu, že ostatní podmínky jejího použití byly splněny. Parametrická ANOVA pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ) odhalila, že jsou mezi jednotlivými balančními pomůckami statisticky významné rozdíly (21 měření, p-hodnota: 0,001; F-hodnota: 3,591; 10 měření: p-hodnota: 0,003; F-hodnota: 4,301).

Post-hoc t-test s Bonferroniho korekcí p-hodnot neodhalil žádné statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými pomůckami (Bonferroni korigovaná p-hodnota všech možných dvojic, 21 i 10 měření:  $1,000 \pm 0,000$ ). Rozdíly, které vyhodnotila ANOVA mohly být způsobeny u kombinace více pomůcek, kdežto tento post-hoc test porovnává pouze dvojice pomůcek.

Vzhledem k nesplnění všech podmínek parametrické párové ANOVY a vzhledem k tomu, že následný post-hoc test neodhalil rozdíly mezi jednotlivými pomůckami, byl také použit Studentův t-test pro párová data s Bonferroniho korekcí hladiny významnosti (21 měření:  $\alpha' = 0,005$ , 10 měření:  $\alpha' = 3,333e-3$ ) pro porovnání všech dvojic měření na balančních pomůčkách mezi sebou. Zde byly vyhodnoceny statisticky významné rozdíly mezi měřeními na BOSU konkávně s měřením na T-bow (p-hodnota: 0,004) a měření na Vicore

rovněž s měřením na T-bow (p-hodnota: 0,003). Ostatní dvojice měření neměly statisticky významné rozdíly. Výsledné p-hodnoty tohoto testu jsou zobrazeny v Tabulce 8.

Tabulka 8 P-hodnoty, párový t-test, proměnná "averpeak," předozadní

	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
bosu konk.	1	0,354	0,022	0,094	0,477	0,856
bosu konv.	0,354	1	0,015	0,042	0,983	0,153
t-bow	0,022	0,015	1	0,559	0,006	0,083
pěna	0,094	0,042	0,559	1	0,043	0,011
vicore	0,477	0,983	0,006	0,043	1	0,177
čočka	0,856	0,153	0,083	0,011	0,177	1

## 4.4 Pravolevá lateralita

V této části byly použity hodnoty každé osoby získané zprůměrováním hodnot ze dvou svalových skupin reprezentujících pravolevou lateralitu, a to m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Průměr a směrodatné odchylky korelace mezi párovými dvojicemi těchto proměnných průměr a „averpeak“ všech pravolevých svalů má hodnotu  $0,879 \pm 0,043$  (p-hodnota určení rozdílnosti od nuly:  $1,11e-6 \pm 9,93e-7$ ). I přes takto velkou korelaci byly analyzovány obě proměnné zvlášť.

### 4.4.1 Proměnná průměr

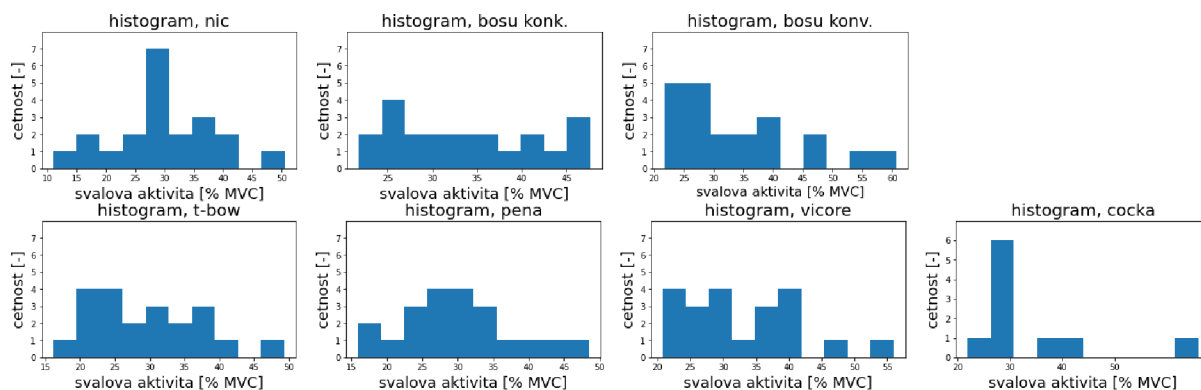
Dle statistického testu mají téměř všechna data normální rozložení (Shapiro-Wilks test,  $\alpha = 0,05$ ). Výsledné p-hodnoty tohoto testu při zahrnutí všech 21 měření a při zahrnutí 10 měření lze vidět v tabulce 9. Stejným testem byla ověřena normalita diferencí všech možných párových dvojic měření (průměrná p-hodnota všech párových diferencí, 21 měření: 0,136; 10 měření: 0,189).

Tabulka 9 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná průměr, pravolevá

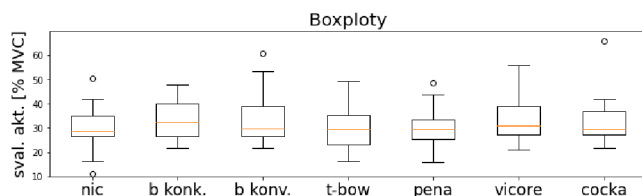
	bez	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
21 měření	0,968	0,177	0,032	0,639	0,869	0,238	X
10 měření	0,508	0,606	0,022	0,837	0,765	0,807	0,005

Obrázek 10 ukazuje histogramy a obrázek 11 ukazuje krabicové grafy proměnné průměr zapojení svalů stehna při dřepch bez balanční pomůcky a s balančními pomůckami v procentech MVC. Zapojení svalů stehna při dřepch v procentech z MVC: bez balanční pomůcky:  $29,77 \pm 9,85$ ; BOSU konkávně:  $33,82 \pm 9,40$ ; BOSU konvexně:  $34,14 \pm 12,67$ ; T-bow:  $29,94 \pm 8,83$ ; pěnová pomůcka:  $29,87 \pm 8,57$ ; Vicore:  $33,28 \pm 9,45$ , čočka:  $33,97 \pm 16,34$ .





Obrázek 10 Histogramy, proměnná průměr, pravolevá



Obrázek 11 Krabicové grafy, proměnná průměr, pravolevá

Pro porovnání měření bez pomůcky s jednotlivými pomůckami byl použit Studentův t-test pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ). Statisticky významné rozdíly byly zjištěny u měření na BOSU konkávně: (p-hodnota: 0,004), BOSU konvexně (0,047), Vicore (0,031) a na čochce (0,025). Statisticky nevýznamné rozdíly byly v porovnání s měřením na T-bow: (0,887) a pěnové podložka (0,921).

Dále byly u dat z měření jen na balančních pomůčkách ověřeny další podmínky parametrické ANOVY, a to potvrzení homogenity rozptylů (Levene test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření: 0,690; 10 měření: 0,574), ale došlo k zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice (Mauchly test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření: 8,057e-11; 10 měření: 4,337e-7). I přes zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice byla párová ANOVA použita pro její velkou sílu, a to i z toho důvodu, že ostatní podmínky jejího použití byly splněny. Parametrická ANOVA pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ) odhalila, že jsou mezi jednotlivými balančními pomůčkami statisticky významné rozdíly (21 měření, p-hodnota: 0,001; F-hodnota: 5,093; 10 měření: p-hodnota: 0,007; F-hodnota: 3,702).

Post-hoc t-test s Bonferroniho korekcí p-hodnot neodhalil žádné statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými pomůčkami (Bonferroni korigovaná p-hodnota všech možných dvojic, 21 měření:  $1,000 \pm 0,000$ ; 10 měření:  $0,997 \pm 0,006$ ). Rozdíly, které vyhodnotila ANOVA mohly být způsobeny u kombinace více pomůcek, kdežto tento post-hoc test porovnává pouze dvojice pomůcek.

Vzhledem k nesplnění všech podmínek parametrické párové ANOVY a vzhledem k tomu, že následný post-hoc test neodhalil rozdíly mezi jednotlivými pomůčkami, byl také použit Studentův t-test pro párová data s Bonferroniho korekcí hladiny významnosti (21 měření:  $\alpha' = 0,005$ , 10 měření:  $\alpha' = 3,333e-3$ ) pro porovnání všech dvojic měření na balančních pomůčkách mezi sebou. Zde byly vyhodnoceny statisticky významné rozdíly

mezi měřeními na BOSU konkávně s měřením na t-bow (p-hodnota: 0,003) i s měřením na pěnové podložce (0,001). Ostatní dvojice měření neměly statisticky významné rozdíly, jen p-hodnota měření na BOSU konkávně s měřením na T-bow a p-hodnota měření na Vicore a na pěnové podložce byly stejné jako hodnota korigované hladiny významnosti (0,005), a dále p-hodnota (0,006) měření na vicore a na T-bow byla velmi blízká hladině významnosti. Výsledné p-hodnoty tohoto testu jsou zobrazeny v tabulce 10.

Tabulka 10 P-hodnoty, párový t-test, proměnná průměr, pravolevá

	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
bosu konk.	1	0,859	0,003	0,001	0,534	0,359
bosu konv.	0,859	1	0,014	0,033	0,623	0,68
t-bow	0,003	0,014	1	0,93	0,006	0,025
pěna	0,001	0,033	0,93	1	0,005	0,027
vicore	0,534	0,623	0,006	0,005	1	0,181
čočka	0,359	0,68	0,025	0,027	0,181	1

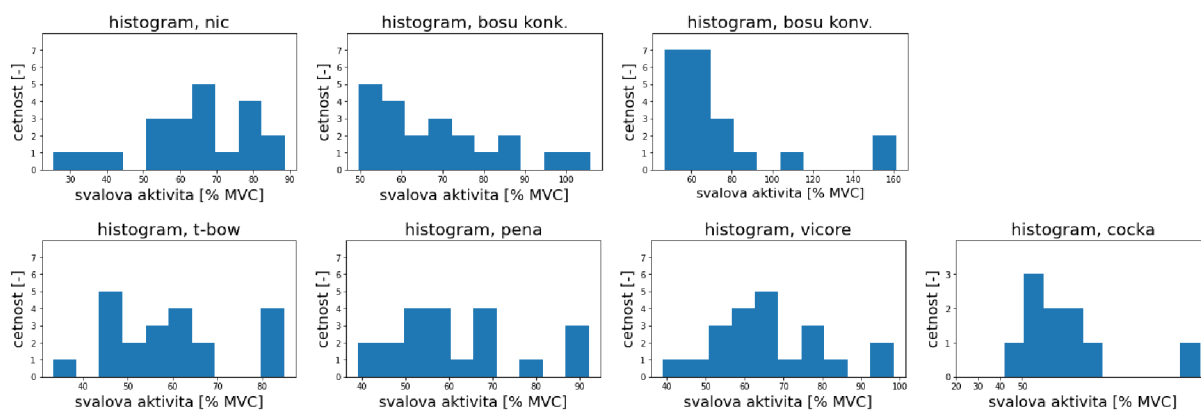
#### 4.4.2 Proměnná „averpeak“

Dle statistického testu mají téměř všechna data normální rozložení (Shapiro-Wilks test,  $\alpha = 0,05$ ). Výsledné p-hodnoty tohoto testu při zahrnutí všech 21 měření a při zahrnutí 10 měření lze vidět v tabulce 11. Stejným testem byla ověřena normalita diferencí všech možných párových dvojic měření (průměrná p-hodnota všech párových diferencí, 21 měření: 0,227; 10 měření: 0,239).

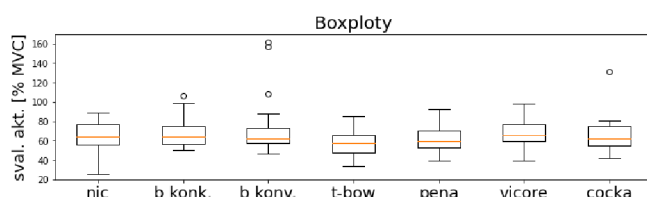
Tabulka 11 P-hodnoty, Shapiro-Wilks test, proměnná "averpeak," pravolevá

	bez	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
21 měření	0,501	0,058	<0,001	0,279	0,374	0,649	X
10 měření	0,308	0,159	<0,001	0,801	0,855	0,511	0,024

Obrázek 12 ukazuje histogramy a obrázek 13 ukazuje krabicové grafy proměnné „averpeak“ zapojení svalů stehna při dřepch bez balanční pomůcky a s balančními pomůckami v procentech MVC. Zapojení svalů stehna při dřepch v % z MVC: bez balanční pomůcky:  $63,66 \pm 17,93$ ; BOSU konkávně:  $68,44 \pm 18,76$ ; BOSU konvexně:  $73,86 \pm 40,09$ ; T-bow:  $59,27 \pm 15,43$ ; pěnová pomůcka:  $62,26 \pm 16,20$ ; Vicore:  $66,84 \pm 16,09$ ; čočka:  $68,74 \pm 33,84$ .



Obrázek 12 Histogramy, proměnná "averpeak," pravolevá



Obrázek 13 Krabicové grafy, proměnná averpeak, pravolevá

Pro porovnání měření bez pomůcky s jednotlivými pomůckami byl použit Studentův t-test pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ). Statisticky významné rozdíly nebyly zjištěny u žádné dvojice měření (p-hodnoty: BOSU konkávně: 0,095; BOSU konvexně: 0,147; T-bow: 0,106; pěnová podložka: 0,556; Vicore: 0,298; čocka: 0,055).

Dále byly u dat z měření jen na balančních pomůčkách ověřeny další podmínky parametrické ANOVY, a to potvrzení homogenity rozptylů (Levene test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření: 0,429; 10 měření: 0,387), ale došlo k zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice (Mauchly test,  $\alpha = 0,05$ ; p-hodnota, 21 měření:  $7,768e-33$ ; 10 měření:  $3,750e-20$ ). I přes zamítnutí podmínky sféricity kovarianční matice byla párová ANOVA použita pro její velkou sílu, a to i z toho důvodu, že ostatní podmínky jejího použití byly splněny. Parametrická ANOVA pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ) odhalila, že jsou mezi jednotlivými balančními pomůckami statisticky významné rozdíly (21 měření, p-hodnota: 0,014; F-hodnota: 3,326; 10 měření: p-hodnota: 0,056; F-hodnota: 2,352).

Post-hoc t-test s Bonferroniho korekcí p-hodnot neodhalil žádné statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými pomůckami (Bonferroni korigovaná p-hodnota všech možných dvojic, 21 měření:  $0,933 \pm 0,090$ ; 10 měření:  $0,832 \pm 0,119$ ). Rozdíly, které vyhodnotila ANOVA mohly být způsobeny u kombinace více pomůcek, kdežto tento post-hoc test porovnává pouze dvojice pomůcek.

Vzhledem k nesplnění všech podmínek parametrické párové ANOVY a vzhledem k tomu, že následný post-hoc test neodhalil rozdíly mezi jednotlivými pomůckami, byl také použit Studentův t-test pro párová data s Bonferroniho korekcí hladiny významnosti (21 měření:  $\alpha' = 0,005$ , 10 měření:  $\alpha' = 3,333e-3$ ) pro porovnání všech dvojic měření

na balančních pomůčkách mezi sebou. Zde nebyl vyhodnocen žádný statisticky významný rozdíl mezi měřeními. Výsledné p-hodnoty tohoto testu jsou zobrazeny v tabulce 12.

Tabulka 12 P-hodnoty, párový t-test, proměnná "averpeak," pravolevá

	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
bosu konk.	1	0,374	0,009	0,021	0,378	0,382
bosu konv.	0,374	1	0,024	0,082	0,286	0,952
t-bow	0,009	0,024	1	0,129	0,028	0,045
pěna	0,021	0,082	0,129	1	0,085	0,05
vicore	0,378	0,286	0,028	0,085	1	0,342
čočka	0,382	0,952	0,045	0,05	0,342	1

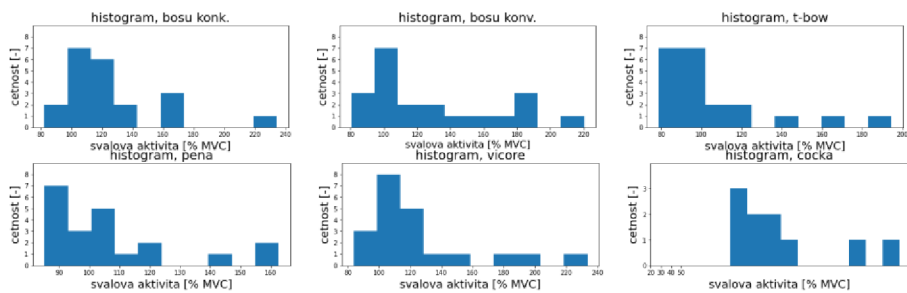
## 4.5 Normování na měření bez pomůcky

Při normování všech hodnot tak, aby hodnota 100 % dané proměnné znamenala výsledek u každé osoby při měření bez pomůcky byla data testována, zda mají normální rozložení (Shapiro-Wilks test,  $\alpha = 0,05$ ). Tabulka 13 ukazuje, kolik dat a kolik diferencí má normální rozložení a kolik nemá. Vzhledem k tomu, že velké množství dat nemá dle testu normální rozložení, byly pro jejich další statistickou analýzu použity neparametrické testy.

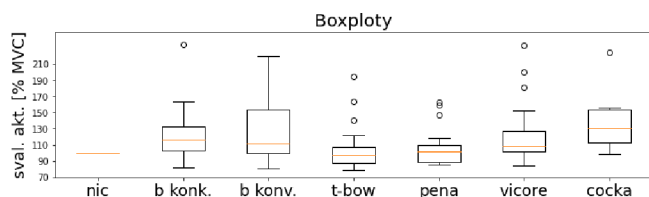
Tabulka 13 Počty normálních rozdělení samotných dat i vzájemných diferencí, norm. na měření bez

	všechny svaly dohromady				předozadní				pravolevá			
	průměr		averpeak		průměr		averpeak		průměr		averpeak	
počet měření	21	10	21	10	21	10	21	10	21	10	21	10
ano	1	2	1	2	1	3	1	6	1	2	1	1
ne	5	5	5	5	5	3	5	1	5	5	5	6
diference, ano	5	12	5	13	8	16	4	17	2	6	4	9
diference, ne	10	9	10	8	7	5	11	4	13	15	11	12

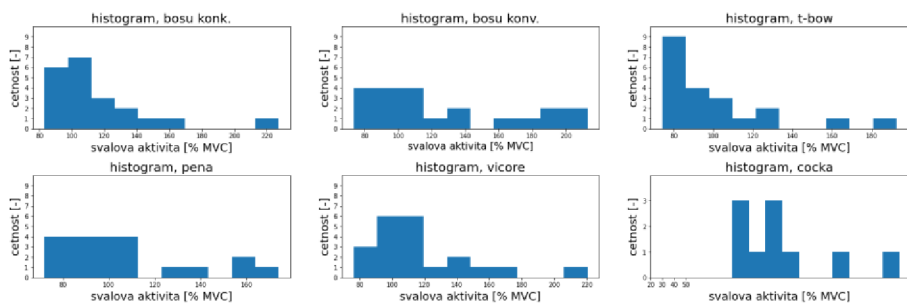
Velikost normovaných proměnných průměr a „averpeak“ v jednotkách procent z měření bez balanční pomůcky je v tabulce 14. Průměr a směrodatné odchylky korelace mezi párovými dvojicemi těchto proměnných ukazuje tabulka 15. I přes takto velkou korelaci byly analyzovány obě proměnné zvlášť. Histogramy a krabicové grafy těchto proměnných ukazují obrázky 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24 a 25.



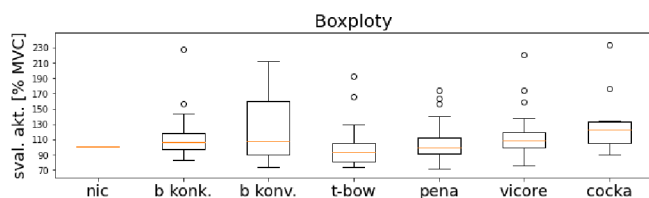
Obrázek 14 Histogramy, proměnná průměr, všechny svaly dohromady, norm. na měření bez



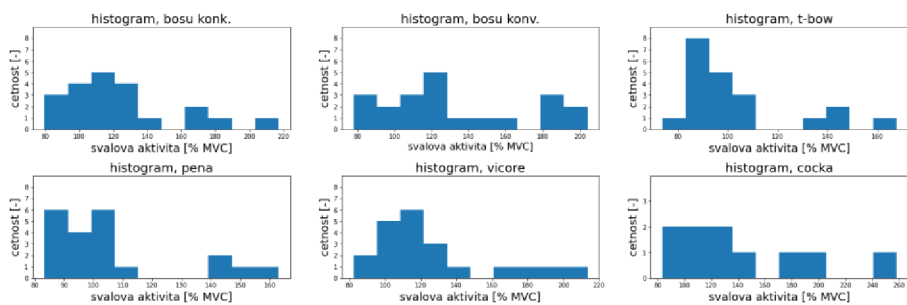
Obrázek 15 Krabicové grafy, proměnná průměr, všechny svaly dohromady, norm. na měření bez



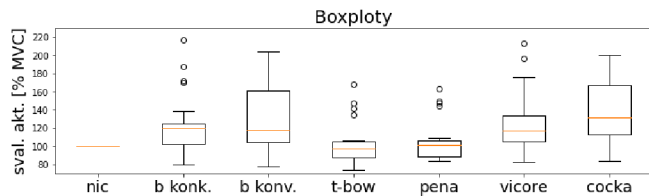
Obrázek 16 Histogramy, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady, norm. na měření bez



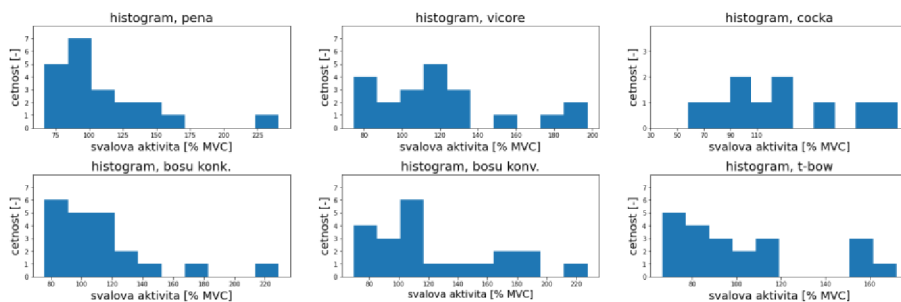
Obrázek 17 Krabicové grafy, proměnná "averpeak," všechny svaly dohromady, norm. na měření bez



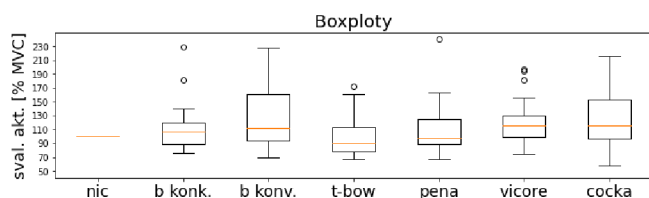
Obrázek 18 Histogramy, proměnná průměr, předozadní, norm. na měření bez



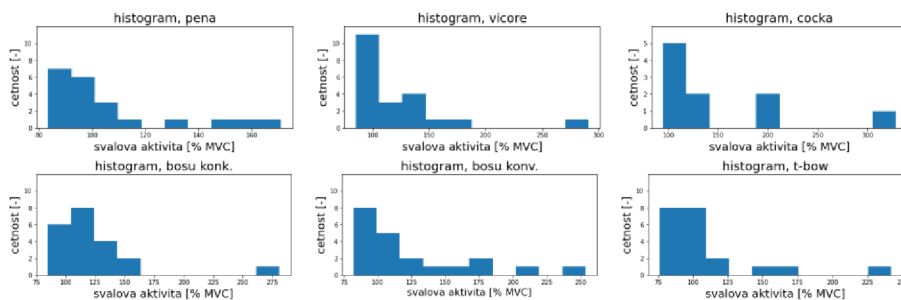
Obrázek 19 Krabicové grafy, proměnná průměr, předozadní, norm. na měření bez



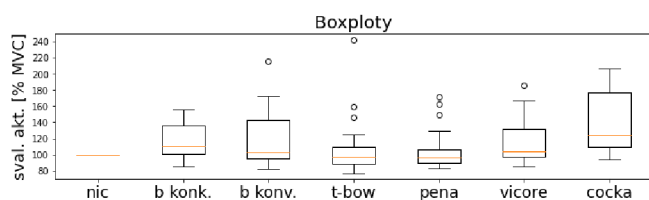
Obrázek 20 Histogramy, proměnná "averpeak," předozadní, norm. na měření bez



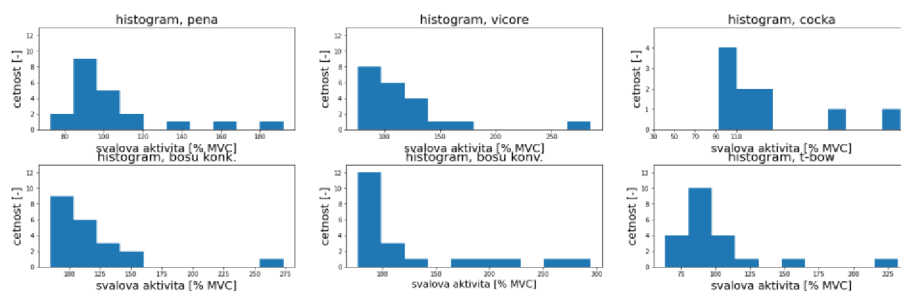
Obrázek 21 Krabicové grafy, proměnná "averpeak," předozadní, norm. na měření bez



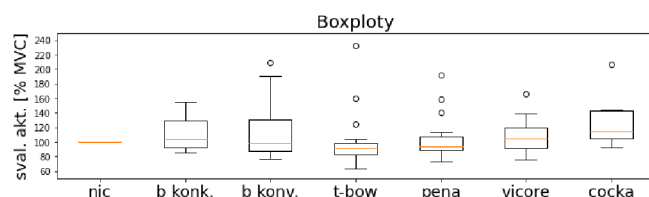
Obrázek 22 Histogramy, proměnná průměr, pravolevá, norm. na měření bez



Obrázek 23 Krabicové grafy, proměnná průměr, pravolevá, norm. na měření bez



Obrázek 24 Histogramy, proměnná "averpeak," pravolevá, norm. na měření bez



Obrázek 25 Krabicové grafy, proměnná "averpeak," pravolevá, norm. na měření bez

Tabulka 14 Velikost proměnných průměr a "averpeak," norm. na měření bez

	všechny svaly dohromady		předozadní		pravolevá	
	průměr	averpeak	průměr	averpeak	průměr	averpeak
nic	100 ± 0 %	100 ± 0 %	100 ± 0 %	100 ± 0 %	100 ± 0 %	100 ± 0 %
bosu konk.	123,72 ± 43,22 %	115,57 ± 44,35 %	124,37 ± 39,14 %	114,92 ± 41,08 %	123,07 ± 46,94 %	116,22 ± 47,39 %
bosu konv.	127,72 ± 48,99 %	124,83 ± 63,21 %	131,22 ± 45,22 %	123,77 ± 47,60 %	124,21 ± 52,26 %	125,90 ± 75,64 %
t-bow	105,80 ± 36,27 %	101,58 ± 38,63 %	103,24 ± 29,45 %	102,99 ± 37,48 %	108,36 ± 41,84 %	100,18 ± 39,69 %
pěna	106,12 ± 28,47 %	106,80 ± 44,90 %	106,14 ± 29,88 %	109,66 ± 54,52 %	106,09 ± 27,00 %	103,94 ± 32,30 %
vicore	124,17 ± 46,51 %	116,97 ± 46,64 %	126,01 ± 40,01 %	119,40 ± 40,57 %	122,33 ± 52,15 %	114,54 ± 51,90 %
čočka	148,28 ± 78,35 %	132,53 ± 64,76 %	143,45 ± 65,71 %	126,39 ± 60,23 %	153,12 ± 88,95 %	138,66 ± 68,44 %

Tabulka 15 Korelace mezi proměnnými průměr a "averpeak," norm. na měření bez

		všechny svaly dohromady	předozadní	pravolevá
korelace	průměr	0,926	0,844	0,958
	sm. od.	0,066	0,124	0,009
p-hodnota	průměr	3,437e-06	6,202e-4	2,616e-6
	sm. od.	7,443e-06	0,001	5,848e-6

Pro porovnání měření bez pomůcky s jednotlivými pomůckami byl použit neparametrický Wilcoxon test pro párová data ( $\alpha = 0,05$ ). Výsledné p-hodnoty tohoto testu jsou v tabulce 16.

Tabulka 16 P-hodnoty, Wilcoxon test, norm. na měření bez

	všechny svaly dohromady		předozadní		pravolevá	
	průměr	averpeak	průměr	averpeak	průměr	averpeak
bosu konk.	0,001	0,038	0,002	0,096	0,002	0,179
bosu konv.	0,006	0,096	0,003	0,060	0,089	0,495
t-bow	0,785	0,562	0,562	0,733	0,785	0,082
pěna	0,838	0,812	1,000	0,838	0,812	0,658
vicore	0,002	0,032	0,001	0,050	0,050	0,304
čočka	0,004	0,014	0,020	0,232	0,006	0,020

Homogenita rozptylů (Levene test,  $\alpha = 0,05$ ) měření byla potvrzena ve všech případech, ale vzhledem k zamítnutí podmínky parametrické ANOVY o sféricitě kovarianční matice (Mauchly test,  $\alpha = 0,05$ ) ve všech případech i vzhledem k zamítnutí normálního rozložení dat byla zvolena pro následnou analýzu rozdílů mezi balančními pomůckami neparametrická varianta tohoto testu (Friedman Chi kvadrát test,  $\alpha = 0,05$ ). Výsledné p-hodnoty všech těchto testů ukazují tabulce 17.

Tabulka 17 P-hodnoty, Levene, Mauchly, Friedmann testy, norm. na měření bez

	všechny svaly dohromady		předozadní		pravolevá	
	průměr	averpeak	průměr	averpeak	průměr	averpeak
levene, 21 m.	0,341	0,327	0,219	0,849	0,672	0,390
levene, 10 m.	0,603	0,550	0,315	0,670	0,769	0,550
mauchly, 21 m.	2,263e-54	1,733e-54	9,282e-53	7,933e-29	1,684e-62	2,066e-66
mauchly, 10 m.	5,482e-40	1,156e-38	8,923e-37	2,250e-18	1,322e-45	6,701e-46
friedman, 21 m.	0,566	0,031	<0,001	0,001	0,016	0,021
friedman, 10 m.	<0,001	0,001	<0,001	0,007	<0,001	0,006

Následně byl použit post-hoc Nemenyi test ( $\alpha = 0,05$ ), který odhalil statisticky významné rozdíly u některých dvojic měření na T-bow a u některých dvojic měření na pěnové podložce. Výsledné p-hodnoty tohoto testu pouze u dvojic měření na T-bow a měřeními na jiných pomůckách a u dvojic měření na pěnové podložce a měřeními na jiných pomůckách kromě vzájemných dvojic měření na T-bow a na pěnové podložce ukazuje tabulka 18. Žádné jiné dvojice měření neměly dle tohoto testu statisticky významné rozdíly.

Tabulka 18 Vybrané p-hodnoty, Nemenyi test, norm. na měření bez

		t-bow				pěnová podložka			
		bosu konk.	bosu konv.	vicore	čočka	bosu konk.	bosu konv.	vicore	čočka
vše	průměr	0,001	0,006	0,007	0,001	0,002	0,001	0,011	0,001
	averpeak	0,073	0,021	0,043	0,009	0,29	0,118	0,2	0,005
předozadní	průměr	0,004	0,003	0,002	0,003	0,018	0,013	0,011	0,002
	averpeak	0,181	0,008	0,018	0,232	0,401	0,033	0,064	0,033
pravolevá	průměr	0,011	0,083	0,093	0,007	0,013	0,093	0,105	0,013
	averpeak	0,118	0,083	0,431	0,181	0,575	0,491	0,9	0,16



Také byl použit Wilcoxon test s Bonferroniho korekcí hladiny významnosti (21 měření:  $\alpha' = 0,005$ , 10 měření:  $\alpha' = 3,333e-3$ ) pro porovnání všech dvojic měření na balančních pomůckách mezi sebou. Ten odhalil statisticky významné rozdíly u některých dvojic měření na T-bow a u některých dvojic měření na pěnové podložce. Výsledné p-hodnoty tohoto testu pouze u dvojic měření na T-bow a měřeními na jiných pomůckách a u dvojic měření na pěnové podložce a měřeními na jiných pomůckách kromě vzájemných dvojic měření na T-bow a na pěnové podložce ukazuje tabulka 19. Žádné jiné dvojice měření neměly dle tohoto testu statisticky významné rozdíly.

Tabulka 19 Vybrané p-hodnoty, Wilcoxon test, norm. na měření bez

		t-bow				pěnová podložka			
		bosu konk.	bosu konv.	vicore	čočka	bosu konk.	bosu konv.	vicore	čočka
vše	průměr	0	0	0	0,002	0,002	0,006	0,001	0,002
	averpeak	0,011	0,002	0,001	0,014	0,038	0,029	0,01	0,004
předozadní	průměr	0,001	0	0	0,004	0,002	0,002	0,002	0,004
	averpeak	0,07	0,005	0,001	0,105	0,07	0,035	0,005	0,014
pravolevá	průměr	0,001	0,003	0,002	0,004	0,003	0,026	0,002	0,004
	averpeak	0,014	0,004	0,032	0,027	0,055	0,137	0,168	0,037

## 4.6 Shrnutí výsledků

Při analyzování všech svalových skupin dohromady, svalových skupin reprezentujících předozadní laterální a svalových skupin reprezentujících pravolevou laterální bylo vždy čtyřikrát různě testováno (proměnná průměr, proměnná „averpeak“, obě tyto proměnné normované na měření bez balanční pomůcky), zda existuje statisticky významný rozdíl mezi měřeními na dané balanční pomůcce a měřeními bez balanční pomůcky. Dále bylo vždy celkem osmkrát různě testováno (proměnná průměr, proměnná „averpeak“, obě tyto proměnné normované na měření bez balanční pomůcky, vždy testováno post-hoc testem ANOVY nebo Friedmanova testu a také Studentovým párovým t-testem nebo párovým Wilcoxon testem), zda existuje rozdíl mezi měřeními na jednotlivých balančních pomůckách. Shrnutí výsledků těchto testů ukazují tabulky 20, 21 a 22, kde u každé dvojice balančních pomůcek je zapsáno kolikrát byl odhalen statisticky významný rozdíl z provedených testů.

Téměř nikdy nedošlo k úplné shodě všech statistických testů při potvrzení statisticky významných rozdílů. To může být zapříčiněno malým počtem testovaných osob nebo tím, že existují věcně významné rozdíly, které nejsou odhalitelné statistickými testy. Z těchto tabulek však lze rozdělit balanční pomůcky do dvou skupin. U T-bow a pěnové podložky nebyl nalezen ani jednou statisticky významný rozdíl ve srovnání s měřeními bez balanční pomůcky. Ani mezi sebou tyto dvě balanční pomůcky neměly žádný statisticky významný rozdíl. Tyto dvě pomůcky tedy způsobují menší nestabilitu než ostatní balanční pomůcky (BOSU konkávně i konvexně, Vicore a balanční čočka), které měly často statisticky významné rozdíly

v porovnání s měřením bez balanční pomůcky i v porovnání s měřeními na T-bow a na pěnové podložce. Naopak mezi sebou neměly tyto balanční pomůcky žádný statisticky významný rozdíl. Nejvíce statistických rozdílů mezi měřením na balanční pomůcce z tzv. „náročnější skupiny“ a měřením bez balanční pomůcky nebo měřeními na T-bow nebo balanční pomůcce měli při analyzování všech svalů dohromady Vicore a čočka (12 statisticky významných rozdílů z 20 statistických testů), méně pak BOSU konkávně (10/20) a BOSU konvexně (8/20). Při analýze předozadní laterality bylo nejvíce statisticky významných rozdílů u Vicore (11/20), dále u BOSU konvexně (10/20), BOSU konkávně (8/20) a nakonec u čočky (7/20). Při analýze pravolevé laterality bylo nejvíce statisticky významných rozdílů u BOSU konkávně (8/20), u čočky (5/20) a poté shodně u Vicore a BOSU konvexně (3/20).

Z těchto tabulek si také lze všimnout, že při používání balančních pomůcek dochází k více statisticky odhaleným změnám zapojení svalů charakterizujících předozadní laterality než svalů charakterizujících pravolevou laterality.

Tabulka 20 Shrnutí výsledků testů, všechny svaly dohromady

	nic	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
nic	X	3/4	2/4	0/4	0/4	3/4	4/4
bosu konk.	3/4	X	0/8	4/8	3/8	0/8	0/8
bosu konv.	2/4	0/8	X	5/8	1/8	0/8	0/8
t-bow	0/4	4/8	5/8	X	0/8	6/8	4/8
pěna	0/4	3/8	1/8	0/8	X	3/8	4/8
vicore	3/4	0/8	0/8	6/8	3/8	X	0/8
čočka	4/4	0/8	0/8	4/8	4/8	0/8	X

Tabulka 21 Shrnutí výsledků testů, předozadní laterality

	nic	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	pěna	vicore	čočka
nic	X	2/4	2/4	0/4	0/4	2/4	2/4
bosu konk.	2/4	X	0/8	4/8	2/8	0/8	0/8
bosu konv.	2/4	0/8	X	4/8	4/8	0/8	0/8
t-bow	0/4	4/8	4/8	X	0/8	6/8	2/8
pěna	0/4	2/8	4/8	0/8	X	3/8	3/8
vicore	2/4	0/8	0/8	6/8	3/8	X	0/8
čočka	2/4	0/8	0/8	2/8	3/8	0/8	X

Tabulka 22 Shrnutí výsledků testů, pravolevá laterality

	nic	bosu konk.	bosu konv.	t-bow	Pěna	vicore	čočka
nic	X	2/4	1/4	0/4	0/4	1/4	3/4
bosu konk.	2/4	X	0/8	3/8	3/8	0/8	0/8
bosu konv.	1/4	0/8	X	2/8	0/8	0/8	0/8
t-bow	0/4	3/8	2/8	X	0/8	1/8	1/8
pěna	0/4	3/8	0/8	0/8	X	1/8	1/8
vicore	1/4	0/8	0/8	1/8	1/8	X	0/8
čočka	3/4	0/8	0/8	1/8	1/8	0/8	X

## 5. DISKUSE

V této práci byla analyzována elektrická aktivita svalů při dřepích na různých balančních pomůckách. Hodnoceny byly časově normalizované cykly naměřených signálů, kde byly analyzovány proměnné průměr a tzv. „averpeak,“ neboli průměrný peak. Bylo potvrzeno, že některé balanční pomůcky způsobují zvýšenou svalovou aktivitu svalů stehna oproti cvičení bez balančních pomůcek. Dále bylo zjištěno, že existují i statisticky významné rozdíly mezi některými jednotlivými pomůckami. Konkrétně byly některými testy potvrzeny statisticky významné rozdíly mezi tzv. „náročnější“ skupinou balančních pomůcek, kterou tvoří BOSU konkávně i konvexně, Vicore a čochka a druhou skupinou, do které se řadí pěnová podložka a T-bow. Druhá skupina pomůcek neměla statisticky významný rozdíl oproti měření bez balanční pomůcky na rovné pevné zemi. Přínos této práce může být v klinické praxi při rehabilitacích nebo ve sportovním tréninku při cvičení na balančních pomůckách. Tato práce má pomoci pochopit, že mezi balančními pomůckami mohou být rozdíly, které se projevují v různé aktivitě svalů, a tím tedy v náročnosti daného cvičení. Přestože dle výsledků této práce lze rozdělit balanční pomůcky jen na dvě skupiny dle statisticky významných rozdílů, je možné, že mezi pomůckami existují rozdíly věcné významnosti. Tyto rozdíly zde nebyly odhaleny statistickými testy, neboť ty mohou mít příliš přísná kritéria. Věcnou významnost by mohl mít i velmi malý rozdíl mezi pomůckami. Při rehabilitaci po zranění nebo operaci je důležité postupné pozvolné navyšování zátěže a intenzity cvičení. Pokud by jakýkoli rozdíl mohl být vnímán jako věcně významný, šlo by při zohlednění průměrných hodnot proměnných průměr a „averpeak“ z tabulky 14 seřadit balanční pomůcky od nejméně náročné takto: T-bow, pěnová podložka, BOSU konkávně, Vicore, BOSU konvexně a balanční čochka. Takový či podobný výsledek by mohl být cílem dalších výzkumů.

U některých účastníků měření došlo při provádění dřepů na balančních pomůckách k menšímu elektrickému zapojení svalů, což je patrné z údajů směrodatných odchylek od průměrů v tabulce 14. To by mohlo být způsobeno tím, že daný měřený subjekt není zvyklý na takovou nestabilitu povrchu a způsobený diskomfort zapříčinil drobné nepozorované výchyly v stabilitě provádění dřepů. Např. mohlo dojít k většímu soustředění na udržení rovnováhy, tím pádem byly více zapojovány jiné posturální stabilizátory a tím došlo k menšímu zapojení velkých svalů, na které se subjekt mohl více zaměřovat při referenčním měření bez balanční pomůcky. Zvýšené soustředění na udržení se na pomůcce mohlo také zmenšit soustředění na předepsané parametry dřepů, jako je tempo, hloubka nebo udržení chodidel vodorovně.

Přestože v této studii bylo mnoho statisticky nevýznamných rozdílů mezi balančními pomůckami, je zde možnost přítomnosti věcné rozdílnosti, neboť v klinické praxi by mohl být přínosný poznatek o jakkoli malých rozdílech mezi balančními pomůckami. Taková rozdílnost nemusela být odhalena statistickými testy např. z důvodu malého množství naměřených vzorků nebo špatnou kvalitou změřených vzorků. Další možností neodhalení rozdílů ale také může být jejich skutečná nepřítomnost. Posoudit věcnou významnost rozdílů mezi pomůckami by mohl

odborník se zkušenostmi s praktickým využíváním balančních pomůcek. Takovým odborníkem by mohl být rehabilitační lékař nebo fyzioterapeut využívající těchto pomůcek při léčbě nebo rehabilitaci pohybového aparátu pacientů nebo klientů.

Tuto studii lze srovnat s výzkumem Satterbakkena [58], který měřil patnácti mužům podobného věku jako v této studii elektrickou aktivitu mj. stejných svalů jako v této studii při dřepch na 3 různých balančních pomůčkách (powerboard – deska s válcovou úsečí způsobující pravolevou nestabilitu, BOSU konkávně, balanční kužel jako konvexní kulová úseč s deskou). Rozdílem oproti této studii byla přítomnost olympijské tyče bez další zátěže na ramenech a libovolná vzdálenost chodidel. Kromě EMG ale také byl měřen úhel v kolenní pomoci goniometru. Elektrická aktivita svalů byla u všech pomůcek srovnatelná kromě svalu m. rectus femoris, který se při dřepu na balančních pomůčkách zapojoval méně než na pevné zemi, nejvíce se však aktivoval na balančním kuželu. Závěr tohoto výzkumu naznačuje, že podobné svalové aktivity lze pomocí balanční pomůcky dosáhnout při snížené zátěži, tudíž může být výhodné využívat nestabilní povrchy při dřepu při rehabilitaci.

Studie „The Effects of Squat Motion & Static Balance with Balance Pad on Muscle Activity and Center of Pressure“ [59] odhalila, že při dřepch na balanční podložce dochází oproti měření na pevné podložce ke zvýšení elektrické aktivity měřených svalů, kterými byly kromě m. vastus lateralis a m. biceps femoris také svaly lýtky, zádové i břišní svaly. Jiná studie [60] potvrdila, že balanční čocky zvyšují posturální kolísání. Naopak podle studie [22] neměla změna stability podložky žádný zaznamatelný vliv na elektrickou aktivitu měřených svalů (m. vastus lateralis, m. biceps femoris, lýtkové svaly, bf) při dynamických dřepch.

Podobných efekt, jaký způsobují balanční pomůcky, lze zaznamenat i při cvičení na závěsných systémech [61]. Některé cviky z klinické praxe (ne dřepy) dokonce způsobují větší zapojení svalů na závěsných systémech.

Tímto tématem se z části zabývaly i některé české výzkumy, kde byla odhalena menší elektrická aktivita m. vastus medialis i lateralis a m. gluteus maximus na balanční pomůcce [62]. Zde však nebyla definována pevná hloubka dřepu, což mohlo způsobit její různost a tedy i různé zapojení svalů. Jiná studie [63] odhalila, že balanční pomůcka měla inhibiční vliv na elektrickou aktivitu m. vastus medialis, posilující vliv na aktivitu m. rectus femoris a nulový vliv na m. vastus lateralis při dynamických dřepch v porovnání s měřením bez balanční pomůcky.

Balanční pomůcky lze využít i při jiných cvicích než při dřepch. Nestabilní povrchy ovlivňují svalovou aktivitu při vertikálních výskocích [64], konkrétně bylo odhaleno, že snižují elektrickou aktivitu a současně způsobují zmenšení výšky výskoku [65].

Lze také kombinovat pevný a nestabilní povrch pod různými částmi nohy, kdy při stožení na jedné noze dochází k vyšší aktivaci svalů stehna a lýtky při stabilitě pod zadní částí nohy, ale nestabilním povrchem pod přední částí nohy [66].

Je dobré si uvědomit, že balanční pomůcky způsobují měřenému subjektu diskomfort způsobený nezvykem a nejistotou rovnovážného stavu i koordinace pohybu. To spolu s nestabilitou dané pomůcky může zamezovat dodržení předepsaných pokynů dřepu po celou

dobu měření. Například při neudržení chodidel vodorovně při jejich plantární flexi může dojít k větší aktivaci lýtkových svalů [9], což by mohlo zapříčinit zmenšenou aktivitu svalů stehna. Dalším možným prvkem ovlivnění měření je neschopnost udržet rovnoměrné zatížení a tudíž rovnoměrnou aktivaci levé a pravé končetiny.

Jednou z možností řešení limitů tohoto měření do budoucího navazujícího výzkumu by mohlo být zařazení přípravného kurzu dřepů na balančních pomůckách trvajících několik týdnů před měřením. Tento kurz by mohl pomoci lépe se naučit předepsané parametry dřepu a zmenšit pocit nejistoty probanda. Nevýhodou tohoto řešení by mohla být ale časová náročnost a tedy neschopnost probandů účastnit se tohoto kurzu. Stabilnějšímu provedení dřepu by také mohlo pomoci sledování úhlů v kolenu a kotníku pomocí elektrogoniometrů, případně snímání z akcelerometrů umístěných na dolních končetinách, a real-time prezentování informací o velikosti úhlu v kolenu na monitoru probandovi. To by sloužilo jako biofeedback a proband by tak měl možnost kontroly a oprav polohy svého těla. Další zkvalitnění vyhodnocení rozdílů mezi balančními pomůckami by mohlo umožnit snímání elektrické aktivity více svalů než jen svalů stehna, konkrétně například také snímání lýtkových, hýžďových nebo zádových svalů. Také by bylo možné snímat svaly na obou končetinách, nikoliv jen na dominantní straně. Další výzkum by však měl pečlivě zvážit použití goniometrů a snímání více svalů, protože to by znamenalo, že se na probanda bude umisťovat mnoho přístrojů, elektrod a kabelů, což by mohlo způsobit větší diskomfort pro probanda, znamenalo by to mnohem delší přípravu každého probanda před měřením a náročnějším by se vzhledem k několikanásobně většímu množství naměřených dat stalo také zpracování a analýza dat. Dalším omezením zde navrhovaného rozšíření měření by mohl být nesouhlas měřené osoby s lepením elektrod v místech hýžďových svalů. K odhalení dalších statistických rozdílů by mohlo dojít po doplnění měřeného souboru o více vzorků.

Dalším limitem tohoto konkrétního výzkumu je použití balanční pomůcky T-bow, která je určena pro použití při širším postavení noh, ale v této studii byla stejně jako u všech ostatních pomůcek striktně dodržena metodika, kdy nohy od sebe byly vzdáleny na šířku boků. Při širším postavení by ale bylo pravděpodobně také složitější dodržet některé pokyny správného dřepu jako je například udržení kolen v nezávadné, nikoliv valgozní, pozici [13].

Dalším parametrem sledovaným v budoucím výzkumu by mohla být změna elektrické aktivity svalů v závislosti na tlaku vzduchu uvnitř balančních pomůcek plnitelných právě vzduchem.

## 6. ZÁVĚR

V této bakalářské práci bylo řešeno téma vlivu různých balančních pomůcek na elektrickou aktivitu svalů stehna při provádění dřepu.

Testovaný soubor probandů byl měřen při dřepch bez pomůcky a na 6 balančních pomůčkách, kterými byli BOSU použité konkávně i konvexně, T-bow, pěnová podložka, Vicore a balanční čochka. Použitým přístrojem byl elektromyograf snímající aktivitu svalů m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. biceps femoris. Naměřené údaje byly zpracovány a normovány časově i amplitudově nejprve s referencí na maximální volní kontrakci a poté také s referencí na měření bez balanční pomůcky. Pro statistickou analýzu byly ze zpracovaných signálů vypočítány proměnné průměr a tzv. „average peak“ (průměr 10 nejvyšších peaků).

Statistickou analýzou bylo vyhodnocováno, zda existují rozdíly v elektrické aktivitě všech měřených svalů dohromady, svalů reprezentujících předozadní a pravolevou stabilitu. Bylo provedeno hned několik statistických testů, z nichž některé odhalily statisticky významné rozdíly mezi balančními pomůčkami BOSU konkávně, BOSU konvexně, Vicore a balanční čochkou ve srovnání s měřením bez balanční pomůcky nebo s měřeními na T-bow nebo pěnové podložce. Poslední dvě jmenované pomůcky neměly žádné statisticky vyhodnotitelné rozdíly mezi sebou ani ve srovnání s měřením bez balanční pomůcky. Mezi použité statistické testy patří Shapiro-Wilks test, Studentův t-test, Wilcoxon test, ANOVA s post-hoc testem založeném na t-testu a Friedmanův test s Nemenyiho post-hoc testem.

Vyjádření k výzkumným otázkám:

**VO1:** Existuje rozdíl v elektrické aktivitě svalů stehna při dřepu bez balanční pomůcky a na balančních pomůčkách? **Vyjádření:** Statisticky významné rozdíly mezi měřeními na balančních pomůčkách a bez nich byly při zahrnutí všech měřených svalů dohromady vyhodnoceny některými testy u balančních pomůcek, konkrétně u BOSU konkávně, BOSU konvexně, Vicore a balanční čochky, nikoliv však u T-bow a pěnové balanční podložky. Při zkoumání svalů reprezentujících předozadní stabilitu byly výsledky testů podobné, ale při zkoumání svalů reprezentujících pravolevou stabilitu bylo vyhodnoceno mnohem méně přítomných rozdílů.

**VO2:** Existuje rozdíl v elektrické aktivitě svalů stehna při dřepu na balančních pomůčkách mezi různými balančními pomůčkami? **Vyjádření:** Některé statistické testy odhalily významné rozdíly mezi některými pomůčkami, a to při zahrnutí všech měřených svalů dohromady i při analyzování předozadní laterality. Při zohlednění pravolevé laterality byly rozdíly mezi pomůčkami vyhodnoceny méně testy.

**VO3:** Jsou rozdíly mezi balančními pomůčkami natolik významné, aby šlo na jejich základě doporučit pořadí zařazování jednotlivých pomůcek v terapii, rehabilitaci nebo tréninku? **Vyjádření:** Na základě výsledků statistických testů této studie by bylo možné rozdělit pomůcky pouze na dvě skupiny dle změn v elektrické aktivitě při dřepch. Ve skupině s menší svalovou aktivitou by byly pomůcky T-bow a pěnová podložka. Do skupiny, která ovlivňuje zapojení

svalů více, by patřily ostatní pomůcky, tedy BOSU konkávně i konvexně, Vicore a balanční čochka. Jiné drobné rozdíly nevyhodnocené statistickými testy by mohly naznačit, že by pořadí mezi balančními pomůckami mohlo být od způsobující nejmenší svalovou aktivitu následující: T-bow, pěnová podložka, BOSU konkávně, Vicore, BOSU konvexně a balanční čochka. To by však mělo být dále zkoumáno a případně potvrzeno nebo upraveno dalšími navazujícími studii.

Vyjádření k výzkumným hypotézám:

**H1:** Použití balančních pomůcek zvyšuje elektrickou aktivitu svalů stehna při dřepch.

**Vyjádření:** U některých balančních pomůcek (BOSU konkávně i konvexně, Vicore, balanční čochka) dochází dle některých testů ke statisticky významnému zvýšení elektrické aktivity všech svalů stehna, svalů reprezentujících předozadní i pravolevou stabilitu stehna.

**H2:** Použití různých balančních pomůcek způsobuje různou elektrickou aktivitu svalů stehna při dřepch. **Vyjádření:** Balanční pomůcky by na základě výsledků některých testů šlo rozdělit na dvě skupiny, z nichž jedna skupina způsobuje menší elektrickou svalovou aktivitu (T-bow a pěnová podložka). Do druhé skupiny by patřily pomůcky BOSU konkávně i konvexně, Vicore a balanční čochka. Toto naznačují výsledky analýzy všech svalů dohromady i obou směrových stabilit, ale při pravolevé stabilitě bylo takových výsledků testů méně.

Mezi některými měřeními také mohou být rozdíly nevyhodnotitelné statistickými testy, ale věcně významné z hlediska praktického využití. Zkušený rehabilitační lékař nebo fyzioterapeut se může pokusit zhodnotit subjektivně tyto rozdíly a případně doporučit stupňovité seřazení dle náročnosti pro jejich zařazování v tréninku nebo rehabilitaci.

Tato bakalářská práce by mohla být přínosná pro sportovní trenéry, rehabilitační terapeuty, fyzioterapeuty, jakož i pro samotné sportovce a pacienty. Může jim pomoci lépe porozumět rozdílům mezi různými balančními pomůckami a porovnat je se svými subjektivními názory a zkušenostmi. Další navazující výzkum by měl prověřit další rozdíly především změřením více vzorků.

Přínos této práce může spočívat také v navazujících výzkumech, které proměří více svalů, více vzorků nebo použijí metody k přesnějšímu dodržení předepsaných parametrů provádění dřepu, například užitím elektrogoniometrů pro kontrolu velikosti úhlu v kolenou nebo přípravný kurz zaměřený na co nejlepší splnění právě těchto parametrů. Takové výzkumy se však budou muset vypořádat s větší časovou náročností měření a jeho příprav.

## 7. BIBLIOGRAFIE

- [1] FARNDON, John. Školní encyklopedie. Praha: Svojtka, 2008. ISBN 978-80-7237-261-4.
- [2] DYLEVSKÝ, Ivan. Základy funkční anatomie člověka. V Praze: České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05249-5.
- [3] Lidské tělo: srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu. Bratislava: Gemini, 1991. ISBN 80-852-6513-3.
- [4] HERMAN, Irving P. Physics of the human body. Second edition. Cham: Springer, 2016. Biological and medical physics, biomedical engineering. ISBN 978-3-319-23930-9.
- [5] KOBROVÁ, Jitka a Robert VÁLKA. Terapeutické využití kinesio tapu [online]. Praha: Grada, 2012 [cit. 2022-01-01]. ISBN 978-80-247-4294-6.
- [6] DILLON, Patrick F. Biophysics: A Physiological Approach. Cambridge (UK): Cambridge University Press, 2012. ISBN 978-0-521-17216-5.
- [7] SCHOENFELD, Brad J. Squatting Kinematics and Kinetics and Their Application to Exercise Performance. Journal of Strength and Conditioning Research [online]. 2010, **24**(12), 3497-3506 [cit. 2021-12-28]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7
- [8] ESCAMILLA, Rafael F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. Medicine & Science in Sports & Exercise [online]. Indianapolis, Indiana, USA: The American College of Sports Medicine, 2000, **33**(1), 127-141 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z: [https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2001/01000/Knee\\_biomechanics\\_of\\_the\\_dynamic\\_squat\\_exercise.20.aspx](https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2001/01000/Knee_biomechanics_of_the_dynamic_squat_exercise.20.aspx)
- [9] ESCAMILLA, Rafael F., Glenn S. FLEISIG, Jeffery E. LANDER, Steven W. BARRENTINE, James R. ANDREWS, Brian W. BERGEMAN a Claudet T. III MOORMAN. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. Medicine & Science in Sports & Exercise [online]. Indianapolis, Indiana, USA: The American College of Sports Medicine, 2001, **33**(9), 1552-1566 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z: [https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2001/09000/Effects\\_of\\_technique\\_variations\\_on\\_knee.20.aspx](https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2001/09000/Effects_of_technique_variations_on_knee.20.aspx)
- [10] BELL, David R., Darin A. PADUA a Michael A. CLARK. Muscle Strength and Flexibility Characteristics of People Displaying Excessive Medial Knee Displacement. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online].



- 2008, **89**(7), 1323-1328 [cit. 2022-01-19]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2007.11.048
- [11] WALSH, James C., John F. QUINLAN, Robert STAPLETON, David P. FITZPATRICK a Damian MCCORMACK. Three-dimensional Motion Analysis of the Lumbar Spine during “Free Squat” Weight Lift Training. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, **35**(6), 927-932 [cit. 2022-01-19]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/0363546506298276
- [12] MYER, Gregory D., Adam M. KUSHNER, Jensen L. BRENT et al. The Back Squat [online]. 2014, **36**(6), 4-27 [cit. 2022-01-19]. ISSN 1524-1602. Dostupné z: doi:10.1519/SSC.0000000000000103
- [13] VARGA, Pavel. Analýza pohybu dolních končetin při sportovním pohybu člověka – dřep [online]. Praha, 2017 [cit. 2022-01-19]. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/discover?query=Anal%C3%BDza+pohybu+doln%C3%ADch+kon%C4%8Detin+p%C5%99i+sportovn%C3%ADm+pohybu+%C4%8Dlov%C4%9Bka+%E2%80%93+d%C5%99ep&submit=>. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.
- [14] DOBEŠ, Adam. Komparace vlivu vzpěračských bot a bosých nohou na výkon zadního dřepu [online]. Praha, 2021 [cit. 2022-01-19]. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/147641>. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce PhDr. Radim Jebavý, PhD.
- [15] FLANAGAN, Sean, George J. SALEM, Man-Ying WANG, Serena E. SANKER a Gail A. GREENDALE. Squatting Exercises in Older Adults: Kinematic and Kinetic Comparisons [online]. 2003, **35**(4), 635-643 [cit. 2021-11-28]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/01.MSS.0000058364.47973.06
- [16] SOLOMONOW, M., R. BARATTA, B.H. ZHOU, H. SHOJI, W. BOSE, C. BECK a R. D'AMBROSIA. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1987, **15**(3), 207-213 [cit. 2021-12-29]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/036354658701500302
- [17] CLÉMENT, Julien, Nicola HAGEMEISTER, Rachid AISSAOUI a Jacques A. DE GUISE. Comparison of quasi-static and dynamic squats: A three-dimensional kinematic, kinetic and electromyographic study of the lower limbs [online]. 2014, **40**(1), 94-100 [cit. 2022-01-19]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2014.02.016

- [18] ESCAMILLA, Rafael F., Glenn S. FLEISIG, Nigel ZHENG, Steven W. BARRENTINE, Kevin E. WILK a James R. ANDREWS. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. Indianapolis, Indiana, USA: The American College of Sports Medicine, 1998, **30**(4), 556-569 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z: [https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/1998/04000/Biomechanics\\_of\\_the\\_knee\\_during\\_closed\\_kinetic.14.aspx](https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/1998/04000/Biomechanics_of_the_knee_during_closed_kinetic.14.aspx)
- [19] MCCAWE, Steven T. a Donald R. MELROSE. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat [online]. 1999, **31**(3), 428-436 [cit. 2022-01-19]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1097/00005768-199903000-00012
- [20] GULLETT, Jonathan C, Mark D TILLMAN, Gregory M GUTIERREZ a John W CHOW. A Biomechanical Comparison of Back and Front Squats in Healthy Trained Individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2009, **23**(1), 284-292 [cit. 2021-12-29]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e31818546bb
- [21] KODRAS, Dominik. Tempo opakování pro maximalizaci výsledků. In: *Staca* [online]. Česká republika: Profit Builders, 2021 [cit. 2022-01-01]. Dostupné z: <https://www.staca.cz/tempo-opakovani-pro-maximalizaci-vysledku/>
- [22] HAN, Dongwook, Subin NAM, Jihun SONG, Wongeun LEE a Taewook KANG. The effect of knee flexion angles and ground conditions on the muscle activation of the lower extremity in the squat position. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2017, **29**(10), 1852-1855 [cit. 2022-01-19]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.29.1852
- [23] HANDZEL, Tracy M. Core Training for Improved Performance. *NSCA's Performance Training Journal* [online]. NSCA, c1999-2022, **2**(6), 26-30 [cit. 2022-01-19]. Dostupné z: <http://myweb.wvu.edu/~chalmers/PDFs/Core%20training%20for%20improved%20performance.pdf>
- [24] LORENZETTI, Silvio, Thomas LAMPARTER a Fabian LÜTHY. Validity and reliability of simple measurement device to assess the velocity of the barbell during squats. *BMC Research Notes* [online]. 2017, **10**(1) [cit. 2021-11-29]. ISSN 1756-0500. Dostupné z: doi:10.1186/s13104-017-3012-z
- [25] MENRAD, Thorben a Jürgen EDELMANN-NUSSER. Validation of Velocity Measuring Devices in Velocity Based Strength Training. *International Journal of Computer Science in Sport* [online]. 2021, **20**(1), 106-118 [cit. 2021-11-29]. ISSN 1684-4769. Dostupné z: doi:10.2478/ijcss-2021-0007

- [26] SMART-DX. In: BTS BioEngineering [online]. Italy: BTS BioEngineering, 2019 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z: [https://www.btsbioengineering.com/products/smart-dx-motion-capture/?gclid=Cj0KCQiAq7COBhC2ARIsANsPATFvUAD1RmrGoeBrZcIII Tj-p3KJQhX07RRFNoIeSGNDJhoj9K4uiEaAjHkEALw\\_wcB](https://www.btsbioengineering.com/products/smart-dx-motion-capture/?gclid=Cj0KCQiAq7COBhC2ARIsANsPATFvUAD1RmrGoeBrZcIII Tj-p3KJQhX07RRFNoIeSGNDJhoj9K4uiEaAjHkEALw_wcB)
- [27] O'REILLY, Martin, Darragh WHELAN, Charalampos CHANIALIDIS, Nial FRIEL, Eamonn DELAHUNT, Tomas WARD a Brian CAULFIELD. Evaluating squat performance with a single inertial measurement unit. 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) [online]. IEEE, 2015, 1-6 [cit. 2021-12-29]. ISBN 978-1-4673-7201-5. Dostupné z: doi:10.1109/BSN.2015.7299380
- [28] GymAware. In: Perform Better [online]. United Kingdom: Limited Perform Better, 2021 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z: <https://performbetter.co.uk/product/gymaware/>
- [29] SPUDIĆ, Darjan, Darjan SMAJLA, Nejc ŠARABON a Dragan MIRKOV. Intra-session reliability of electromyographic measurements in flywheel squats. PLOS ONE [online]. 2020, **15**(12) [cit. 2021-11-29]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0243090
- [30] Forerunner® 945. In: Garmin [online]. Česká republika: Garmin Ltd., c1996–2021 [cit. 2021-12-30]. Dostupné z: <https://www.garmin.com/cs-CZ/p/621922#specs>
- [31] FreeEmg. In: BTS BioEngineering [online]. Italy: BTS BioEngineering, 2019 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z: [https://www.btsbioengineering.com/products/freeemg-surface-emg-semg/?gclid=Cj0KCQiAq7COBhC2ARIsANsPATGEMfd7VFHhK2rEk4nUry7Y0yHmMSCvZNY9Er3E2Zcw29I2WyVvTkcaAsYcEALw\\_wcB](https://www.btsbioengineering.com/products/freeemg-surface-emg-semg/?gclid=Cj0KCQiAq7COBhC2ARIsANsPATGEMfd7VFHhK2rEk4nUry7Y0yHmMSCvZNY9Er3E2Zcw29I2WyVvTkcaAsYcEALw_wcB)
- [32] Balanční podložky. In: WEVE REHA s.r.o.: rehabilitační pomůcky [online]. Česká republika: AVT design [cit. 2022-01-01]. Dostupné z: [https://www.weve-reha.cz/123-balancni-podlozky?id\\_category=123&n=63](https://www.weve-reha.cz/123-balancni-podlozky?id_category=123&n=63)
- [33] JEBAVÝ, Radim a Tomáš ZUMR. Posilování s balančními pomůckami [online]. Praha: Grada, 2009 [cit. 2022-01-19]. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-2802-5.
- [34] Balanční podložky. In: Recenzer: nezávislé recenze a testy [online]. Česká republika: Converso Group, 2021 [cit. 2022-01-01]. Dostupné z: <https://www.recenzer.cz/balancni-podlozky/#typy>
- [35] Houpačky. In: Spokonožka [online]. Česká republika: Shoptet, 2022 [cit. 2022-01-01]. Dostupné z: <https://www.spokonozka.cz/houpacky/>

- [36] Bamusta. In: MedicalExpo [online]. France: VirtualExpo, 2022 [cit. 2022-01-01]. Dostupné z: <https://www.medicalexpo.com/tab/bamusta.html?suggest=524c3773614e366f43774a41354a50484e64325341673d3d>
- [37] Chůdy. In: Spokonožka [online]. Česká republika: Shoptet, 2022 [cit. 2022-01-01]. Dostupné z: <https://www.spokonozka.cz/chudy/>
- [38] KONRAD, Peter. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography [online]. Version 1.0. Scottsdale, Arizona, USA: Noraxon INC. USA., 2005 [cit. 2021-11-23].
- [39] KELLER, Otakar. Obecná elektromyografie: fyziologické základy a elektrofyzilogická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálů motorické jednotky. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-725-4047-5.
- [40] AANEM glossary of terms in neuromuscular & electrodiagnostic medicine [online]. AANEM, 2015, **52**, 145-203 [cit. 2021-12-27]. ISSN 0148639X. Dostupné z: doi:10.1002/mus.24955
- [41] DAY, Scott. Important Factors in Surface EMG Measurement [online]. Calgary, Canada: Bortec Biomedical Ltd, 2002 [cit. 2021-12-27]. Dostupné z: <http://www.bortec.ca/pages/resources.htm>
- [42] Shimmer3 EMG User Guide [online]. In: . Rev 1.12. Dublin, Ireland: Realtime Technologies Ltd., 2017 [cit. 2022-01-02]. Dostupné z: <https://bmslab.utwente.nl/wp-content/uploads/2019/12/Shimmer-EMG-muscle-contraction.pdf>
- [43] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. Zpracování biosignálů [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2008 [cit. 2021-12-28]. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [44] Appendicular Muscles of the Pelvic Girdle and Lower Limbs. [online]. California, United States of America: OpenStax, 2020 [cit. 2022-01-01]. Dostupné z: <https://med.libretexts.org/@go/page/697>
- [45] BOSU ® Balance Trainer PROFI. In: Fitham Fitness Shop: vybavení pro fitness, aerobic, bojové sporty a stolní tenis [online]. Liberec: Fitham - info@fitham.cz, c1995-2022 [cit. 2022-04-24]. Dostupné z: <https://www.fitham.cz/bosu-balance-trainer-profi>
- [46] T-BOW® orange. In: T-bow [online]. Švýcarsko: T-BOW International with Wix.com, 2017 [cit. 2022-04-24]. Dostupné z: <https://www.t-bow.ch/product-page/kopie-von-t-bow-orange-blue-classic>
- [47] Pěnová balanční podložka - černá. In: TAURUS SHOP [online]. Brno: TAURUS SHOP, 2022 [cit. 2022-04-24]. Dostupné z:

- [https://www.taurusshop.cz/index.php?route=product/product&path=1845\\_1861\\_5770&product\\_id=486153](https://www.taurusshop.cz/index.php?route=product/product&path=1845_1861_5770&product_id=486153)
- [48] Terra-Core. In: Terra-Core | Home Gym [online]. Utah, USA: Terra-Core Fitness, 2022 [cit. 2022-04-24]. Dostupné z: <https://www.terracorefitness.com/collections/frontpage/products/terra-core>
- [49] TOGU Dynair Ballkissen - balanční poduška 33 cm - různé barvy. In: Pomůcky pro zdravotní cvičení a rehabilitaci | Cvičební-pomůcky.cz [online]. Brno: Tivali s.r.o. [cit. 2022-04-24]. Dostupné z: [https://www.cvicebni-pomucky.cz/cocky-valce-kliny/934-togu-dynair-ballkissen-33-cm.html?gclid=Cj0KCQjw6pOTBhCTARIsAHF23fKZQTJ7A4Xhl\\_KbpKRr-5-6hJtJYNdj7UENpMIFQMc3Zgo\\_xmO19YkaAs14EALw\\_wcB#/4-barva-cervena](https://www.cvicebni-pomucky.cz/cocky-valce-kliny/934-togu-dynair-ballkissen-33-cm.html?gclid=Cj0KCQjw6pOTBhCTARIsAHF23fKZQTJ7A4Xhl_KbpKRr-5-6hJtJYNdj7UENpMIFQMc3Zgo_xmO19YkaAs14EALw_wcB#/4-barva-cervena)
- [50] Interval Timer 2.3.8 [software]. In: . Taiwan: Dreamspark [cit. 2022-01-01]. Dostupné z: <https://play.google.com/store/apps/details?id=cc.dreamspark.intervaltimer&hl=cs&gl=US>. Požadavky na systém: Android; velikost 29,28 MB.
- [51] Shimmer User Manual [online]. In: . Rev3p. Dublin, Ireland: Realtime Technologies Ltd., 2017 [cit. 2022-01-02]. Dostupné z: <https://bmslab.utwente.nl/wp-content/uploads/2019/12/Shimmer-User-manual.pdf>
- [52] ECG electrodes - leaflet [online]. In: . Poland: Sorimex, 2022 [cit. 2022-01-05]. Dostupné z: <https://www.sorimex.eu/art/files/56>
- [53] LEHNERT, Michal, Martin KUDLÁČEK, Pavel HÁP a Jan BĚLKA. Sportovní trénink I [online]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014 [cit. 2021-11-28]. ISBN 978-80-244-4330-0. Dostupné z: <https://publi.cz/books/148/Cover.html>
- [54] Consensus v1.6 [software]. In: . New York City, The United States of America: Shimmer [cit. 2022-01-03]. Dostupné z: <https://shimmersensing.com/product/consensuspro-software/>. Požadavky na systém: Windows.
- [55] Matlab R2020a [software]. In: . United States of America: The MathWorks, c1994-2022 [cit. 2022-01-05]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/products/new\\_products/release2020a.html](https://www.mathworks.com/products/new_products/release2020a.html). Požadavky na systém: Windows 10, Windows 7 Service Pack 1, Windows Server 2019, Windows Server 2016; velikost 8 GB.
- [56] Microsoft Excel 2019 [software]. In: . United States of America: Microsoft [cit. 2022-01-06]. Dostupné z: [https://www.microsoft.com/cs-cz/microsoft-365/p/excel/CFQ7TTC0HR4R?&ef\\_id=Cj0KCQiAw9qOBhC-ARIsAG-](https://www.microsoft.com/cs-cz/microsoft-365/p/excel/CFQ7TTC0HR4R?&ef_id=Cj0KCQiAw9qOBhC-ARIsAG-)

rdn6yQmQ-  
yrmnEG73LG8uFUDc9\_CNwBneiuC6mX4gUp2BbIqws33sek0aApNqEALw  
\_wcB:G:s&OCID=AID2200006\_SEM\_Cj0KCQiAw9qOBhC-ARIsAG-  
rdn6yQmQ-  
yrmnEG73LG8uFUDc9\_CNwBneiuC6mX4gUp2BbIqws33sek0aApNqEALw  
\_wcB:G:s&lnkd=Google\_O365SMB\_Brand&gclid=Cj0KCQiAw9qOBhC-  
ARIsAG-rdn6yQmQ-  
yrmnEG73LG8uFUDc9\_CNwBneiuC6mX4gUp2BbIqws33sek0aApNqEALw  
\_wcB. Požadavky na systém: Windows 11, Windows 10 a macOS, velikost:  
4GB.

- [57] Google Colaboratory [online]. In: . Mountain View, USA: Google [cit. 2022-04-25]. Dostupné z: <https://colab.research.google.com/>
- [58] SAETERBAKKEN, Atle H. a Marius S. FIMLAND. Muscle Force Output and Electromyographic Activity in Squats With Various Unstable Surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2013, **27**(1), 130-136 [cit. 2021-11-28]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e3182541d43
- [59] LEE, Jin a Se-Don HWANG. The Effects of Squat Motion & Static Balance with Balance Pad on Muscle Activity and Center of Pressure. *Journal of Sport and Leisure Studies* [online]. 2018, **73**, 453-462 [cit. 2022-05-19]. ISSN 1229-358X. Dostupné z: doi:10.51979/KSSLS.2018.08.73.453
- [60] LEE, DongGeon, HaNa KIM, HyunJi AN et al. Comparison of postural sway depending on balance pad type. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2018, **30**(2), 252-257 [cit. 2022-05-19]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.30.252
- [61] LIU, Yaoyao, Won-gyu YOO a Su-Jung KIM. Comparative Analysis of the Electromyography Activity of Core Muscles During Balance Pad- and Sling-assisted Exercises. *Physical Therapy Korea* [online]. 2020, **27**(4), 250-256 [cit. 2022-05-19]. ISSN 1225-8962. Dostupné z: doi:10.12674/ptk.2020.27.4.250
- [62] BAXA, Jan. Analýza zapojení vybraných svalových skupin u dřepu pomocí povrchové elektromyografie [online]. Olomouc, 2019 [cit. 2021-11-28]. Dostupné z: [https://library.upol.cz/arl-upol/cs/detail-upol\\_us\\_cat-0283232-Analyza-zapojeni-vybranych-svalovych-skupin-u-drepu-pomoci-povrchove-elektromyografie/](https://library.upol.cz/arl-upol/cs/detail-upol_us_cat-0283232-Analyza-zapojeni-vybranych-svalovych-skupin-u-drepu-pomoci-povrchove-elektromyografie/). Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta sportovních věd, Ústav fyzioterapie. Vedoucí práce Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.
- [63] MARTINEK, Jan. Aktivita musculus quadriceps femoris při dřepu a extenzi kolenního kloubu - elektromyografická analýza [online]. Olomouc, 2021 [cit. 2021-11-28]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/ovj0ar/>. Diplomová práce.

Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd. Vedoucí práce  
Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

- [64] LESINSKI, M., O. PRIESKE, M. DEMPS a U. GRANACHER. Effects of fatigue and surface instability on neuromuscular performance during jumping [online]. 2016, **26**(10), 1140-1150 [cit. 2022-05-19]. ISSN 09057188. Dostupné z: doi:10.1111/sms.12548
- [65] PRIESKE, Olaf, Thomas MUEHLBAUER, Steffen MUELLER, Tom KRUEGER, Armin KIBELE, David G. BEHM a Urs GRANACHER. Effects of surface instability on neuromuscular performance during drop jumps and landings. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2013, **113**(12), 2943-2951 [cit. 2022-05-19]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-013-2724-6
- [66] ALFUTH, Martin a Markus GOMOLL. Electromyographic analysis of balance exercises in single-leg stance using different instability modalities of the forefoot and rearfoot. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2018, **31**, 75-82 [cit. 2022-05-19]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2018.01.002
- [67] FLORIANOVÁ, Lucie. Biomechanická analýza hlubokého dřepu v kontextu vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka [online]. Liberec, 2016 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/arv10q/?lang=en>. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií. Vedoucí práce Mgr. Václav Bittner.

## SEZNAM ZKRATEK

ADP	adenosindifosfát
Ag-AgCl	silver-silver chloride
aj.	a jiné
AME	acceptable maximum effort
ATP	adenosintrifosfát
ATP-CP	adenosine triphosphate-fosfocreatine
AVR	average rectified value
cm	centimetr
CMRR	common-mode rejection ratio
dB	decibel
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
EKG	elektrokardiografie
EMG	elektromyografie
EMI	electromagnetic interference
g	gram
Hz	hertz
kg	kilogram
lat.	latinsky
m	metr
m.	musculus
MHz	megahertz
mj.	mimo jiné
ml	mililitr
mm	milimetr
ms	milisekunda
mV	milivolt
MVC	maximum voluntary contraction
N	Newton
např.	například
P	fosfát
resp.	respektive
RM	repetition maximum
RMS	root mean square
řec.	řecky
s	sekunda
SD	Secure Digital
tj.	to jest
tzn.	to znamená
tzv.	takzvaně
USB	Universal Serial Bus