

VYSOKÁ ŠKOLA POLYTECHNICKÁ JIHLAVA

Aplikovaná informatika

MĚŘENÍ A ANALÝZA POHYBU A SVALOVÉ AKTIVITY
ZA POMOCI SYSTÉMŮ QUALISYS A EMG DELSYS

Bakalářská práce

Autor práce: Michal Mrtka

Vedoucí práce: Ing. Lucie Šaclová, Ph.D.

Jihlava 2024

Vysoká škola polytechnická Jihlava

Tolstého 16, 586 01 Jihlava

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Autor práce:	Michal Mrtko
Studijní program:	Aplikovaná informatika
Obor:	Aplikovaná informatika
Garant studijního programu:	Ing. Lenka Kuklišová Pavelková, Ph.D.
Název práce:	Měření a analýza pohybu a svalové aktivity za pomoci systémů Qualisys a EMG Delsys
Vedoucí práce:	Ing. Lucie Šaclová, Ph.D.
Cíl práce:	Cílem bakalářské práce je realizovat měření a analýzu svalové aktivity za pomoci přístrojů dostupných v laboratoři VŠPJ a správně zpracovat a vyhodnotit naměřená data. Výsledkem analýzy bude zhodnocení svalové aktivity a pohybu částí těla při různém provedení posilovacích cviků. Budou navrženy vhodné algoritmy pro zpracování naměřených dat a realizaci statistické analýzy pro zhodnocení rozdílů mezi různým provedením cviků. Dalším výsledkem práce bude program/GUI vytvořené v programu Matlab umožňující vizualizaci naměřených dat.

Abstrakt

Bakalářská práce se zaměřuje na podrobné měření a analýzu pohybu a svalové aktivity pomocí technologie motion capture systému Qualisys a elektromyografie (EMG) od společnosti Delsys. Cílem studie je identifikovat, která cvičení jsou nejefektivnější pro cílenou aktivaci konkrétních svalových skupin. V rámci laboratorních podmínek jsem prováděl záznamy svalové aktivity při provádění různých posilovacích cvičení a následně jsem vyvíjel algoritmy pro jejich detailní interpretaci a zpracování. Studie využívá pokročilých technik sběru a analýzy dat, což umožňuje důkladné porozumění biomechanice těla a efektivitě cvičení. Výsledky této práce přinášejí cenné informace o specifické aktivaci svalů při různých cvičeních, což má významné implikace pro návrh tréninkových programů zaměřených na specifické svalové skupiny.

Klíčová slova

Elektromyografie; Qualisys; Delsys; Svalová aktivita; Matlab; Kinematika pohybu; Analýza dat; Efektivita cvičení

Abstract

The bachelor thesis focuses on the detailed measurement and analysis of movement and muscle activity using Qualisys motion capture technology and electromyography (EMG) from Delsys. The aim of the study is to identify which exercises are most effective for targeted activation of specific muscle groups. Under laboratory conditions, I conducted recordings of muscle activity while performing various strengthening exercises and then developed algorithms for their detailed interpretation and processing. The study utilizes advanced data collection and analysis techniques, allowing for a thorough understanding of body biomechanics and exercise effectiveness. The results of this work provide valuable information about specific muscle activation during different exercises, which has important implications for the design of training programs targeting specific muscle groups.

Keywords

Electromyography; Qualisys; Delsys; Muscle activity; Matlab; Kinematics of movement; Data analysis; Efficiency of exercise

Prohlašuji, že předložená bakalářská práce je původní a zpracoval/a jsem ji samostatně. Prohlašuji, že citace použitých pramenů je úplná, že jsem v práci neporušil/a autorská práva (ve smyslu zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů, v platném znění, dále též „AZ“).

Byl/a jsem seznámen/a s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje **AZ**, zejména § 60 (školní dílo).

Podle § 47b zákona o vysokých školách souhlasím se zveřejněním své práce podle směrnice prorektora pro studium č. 2/2020, a to bez ohledu na výsledek obhajoby.

Beru na vědomí, že VŠPJ má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé bakalářské práce a prohlašuji, že **s o u h l a s í m** s případným užitím mé bakalářské práce (prodej, zapůjčení apod.).

Jsem si vědom/a toho, že užít své bakalářské práce či poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠPJ, která má právo ode mě požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, vynaložených vysokou školou na vytvoření díla (až do jejich skutečné výše), z výdělku dosaženého v souvislosti s užitím díla či poskytnutím licence.

V Jihlavě dne Klikněte nebo klepněte sem a zadejte datum.

.....

Podpis studenta/ky

Poděkování

Chtěl bych především poděkovat paní Ing. Lucii Šaclové, Ph.D. za její cenné rady, trpělivost a pomoc s vypracováním mé bakalářské práce. Díky také patří mým nejbližším za podporu během celého mého dosavadního studia na VŠPJ.

Obsah

Úvod	9
1 Teoretická část	10
1.1 Elektromyografie	10
1.2 Biomechanika	14
1.3 Kinematika pohybu	15
1.4 Svalový systém	18
1.5 Zpracování signálu a dat	22
2 Praktická část	27
2.1 Metody sběru dat	27
2.2 Popis cviků	29
2.3 Popis zpracování signálu a filtrace	35
3 Výsledky	37
3.1 Výsledky subjektu 1	37
3.2 Výsledky subjektu 2	40
3.3 Výsledky subjektu 3	42
3.4 Výsledky subjektu 4	44
3.5 Výsledky subjektu 5	46
3.6 Výsledky subjektu 6	47
3.7 Výsledky subjektu 7	49
3.8 Průměrné výsledky	51
4 Vizualizace výsledků	54
Závěr	55
Seznam použité literatury	56

Seznam obrázků

Obrázek 1: Motorická jednotka	12
Obrázek 2: Logo Matlab	25
Obrázek 3: Dřep	30
Obrázek 4: Dřep s širším rozestupem nohou	31
Obrázek 5: Výpady	31
Obrázek 6: Výstupy na balanční podložku	32
Obrázek 7: Sklapovačky	33
Obrázek 8: Plank	33
Obrázek 9: Kliky	34
Obrázek 10: Bicepsový zdvih s kettlebellem	35
Obrázek 11: Vizualizace dřepu subjektu 1	38
Obrázek 12: Vizualizace dřepu subjektu 1	39
Obrázek 13: Vizualizace kliku subjektu 1	40
Obrázek 14: Vizualizace dat jednoho subjektu	54

Seznam tabulek

Tabulka 1: Subjekt 1 - Pravý lýtkový a stehenní sval	38
Tabulka 2: Subjekt 1 - Břišní svaly	39
Tabulka 3: Subjekt 1 - Pravý bicepsový a tricepsový sval	40
Tabulka 4: Subjekt 2 - Pravý lýtkový a stehenní sval	41
Tabulka 5: Subjekt 2 - Břišní svaly	41
Tabulka 6: Subjekt 2 - Pravý bicepsový a tricepsový sval	42
Tabulka 7: Subjekt 3 - Pravý lýtkový a stehenní sval	43
Tabulka 8: Subjekt 3 - Břišní svaly	43
Tabulka 9: Subjekt 3 - Pravý bicepsový a tricepsový sval	44
Tabulka 10: Subjekt 4 - Pravý lýtkový a stehenní sval	45
Tabulka 11: Subjekt 4 - Břišní svaly	45
Tabulka 12: Subjekt 4 - Pravý bicepsový a tricepsový sval	46
Tabulka 13: Subjekt 5 - Pravý lýtkový a stehenní sval	46
Tabulka 14: Subjekt 5 - Břišní svaly	47
Tabulka 15: Subjekt 5 - Pravý bicepsový a tricepsový sval	47
Tabulka 16: Subjekt 6 - Pravý lýtkový a stehenní sval	48
Tabulka 17: Subjekt 6 - Břišní svaly	48
Tabulka 18: Subjekt 6 - Pravý bicepsový a tricepsový sval	49
Tabulka 19: Subjekt 7 - Pravý lýtkový a stehenní sval	50
Tabulka 20: Subjekt 7 - Břišní svaly	50
Tabulka 21: Subjekt 7 - Pravý bicepsový a tricepsový sval	51
Tabulka 22: Průměrná procentuální hodnota všech subjektů	52
Tabulka 23: Průměrná procentuální hodnota všech subjektů	52
Tabulka 24: Průměrná procentuální hodnota všech subjektů	53

Seznam zkratk

EMG	Elektromyografie
iEMG	jehlová elektromyografie
sEMG	Povrchová elektromyografie
VŠPJ	Vysoká škola polytechnická Jihlava
EKG	elektrokardiogramy
EEG	elektroencefalogramy
STS	sit-to-stand
ATP	adenosintrifosfát
MVC	Maximální volní kontrakce

Úvod

V rámci bakalářské práce se věnuji realizaci měření a analýze svalové aktivity pomocí přístrojů dostupných v laboratoři VŠPJ, s primárním cílem správně zpracovat a vyhodnotit získaná data. Tento výzkum se soustředí na zhodnocení svalové aktivity a pohybu těla při různém provedení posilovacích cviků, odhalující, jak různé techniky cvičení ovlivňují svalovou práci a biomechaniku těla.

Cílem práce je nejen poskytnout podrobný přehled o svalové aktivitě během cvičení, ale také navrhnout a implementovat vhodné algoritmy pro zpracování a statistickou analýzu naměřených dat. Tyto algoritmy nám umožní identifikovat klíčové rozdíly mezi různými provedeními cviků a odhalit nejefektivnější metody pro cílenou aktivaci svalů.

Dalším významným výstupem této práce bude vývoj programu v Matlabu, který umožní intuitivní vizualizaci a analýzu získaných dat. Tento nástroj poskytne trenérům, sportovcům a fyzioterapeutům možnost lepšího porozumění svalové aktivitě a biomechanice pohybu, což přispěje k optimalizaci tréninkových a rehabilitačních programů.

Inspirací pro tento projekt byla nejen mé hluboké zájmy o potenciál, který představuje kombinace pokročilých měřících technologií a analytických metod, ale také touha posunout hranice našeho pochopení efektivity tréninkových metod. Tímto přístupem práce usiluje o překonání tradičních metod a nabízí nový pohled na tréninkové procesy, zvyšování bezpečnosti cvičení a podporu dosažení maximálního výkonu sportovců.

1 Teoretická část

Tato kapitola se zaměřuje na teoretickou část mé bakalářské práce, kterou považuji za nejdůležitější pro pochopení daného tématu.

1.1 Elektromyografie

Elektromyografie měří svalovou aktivitu a zaznamenává změnu elektrického potenciálu při depolarizaci, která se šíří po vnější membráně svalového vlákna (Kofránková, 2016). EMG se ukázala jako klíčová metoda pro studium svalové aktivity. Výzkum provedený Kopeckým (2019) a Konečným (2013) poskytuje důležité poznatky o aktivaci svalů během různých cvičení, jako jsou dřepy a bench press. Tato data jsou neocenitelná pro pochopení, jak se svaly zapojují a unavují během fyzické aktivity, což je zásadní pro návrh efektivních a bezpečných tréninkových programů. V mé práci tyto poznatky využívám k analýze svalové aktivity při různých posilovacích cvičích, což nám pomáhá identifikovat optimální techniky pro maximální efektivitu tréninku. Celá metoda je založena na snímání povrchové (sEMG) nebo intermuskulární (jehlové iEMG) svalové aktivity (Kopecký, 2019).

V současné době se dává přednost povrchovým elektrodám, protože jsou dostupné, neinvazivní a poměrně snadno se instalují na kůži testovaného subjektu. Nevýhodou je skutečnost, že mohou zaznamenávat signály pouze z velkého počtu motorických jednotek a příležitostně z blízkých svalů. Dalším problémem je skutečnost, že vrstva kůže a průtok krve pod elektrodami umožňují vznik různých šumů při měření povrchovými elektrodami (Konrad, 2005; Moreside et al., 2007; Nigg a Herzog, 2007). Získaná data z EMG budou zpracována prostřednictvím detekce akčních potenciálů svalových vláken, což umožní identifikovat momenty kontrakce svalu. Detekce akčních potenciálů, které jsou charakterizovány jako krátké vzestupné nebo sestupné impulsy v elektrickém potenciálu svalové buňky, bude prováděna metodou detekce prahu. Výsledky budou vizualizovány v programu MATLAB, což nám umožní lepší porozumění a interpretaci získaných dat.

1.1.1 Historie EMG

Andreas Vesalius, běžně označovaný za otce anatomie, přispěl ve svém renesančním díle *De humani corporis fabrica* neboli *Stavba lidského těla* k popisu svalů. Aby dospěl ke svým závěrům, zkoumal mrtvé svaly. Od dob renesance, kdy působil Leonardo da Vinci, byl o studium svalových pohybů značný zájem. Toho, že svaly musí být elektricky aktivní, si poprvé všiml Ital Francesco Redi v roce 1666, domníval se, že elektrický výboj u rejnoka pochází z jeho svalů. Historie EMG má kořeny již v pozdním 18. století, kdy italský lékař a vědec Luigi Galvani prováděl experimenty s elektřinou a žabími stehny. Galvani zaznamenal depolarizaci svalů žabího stehna při dotyku s kovovou tyčí, což jsou považovány za průlomové objevy v oboru elektroneurofyziologie (Muroňová, 2009). Elektrická aktivita lidských svalů byla poprvé zaznamenána v průběhu 19. století a samotný termín "elektromyografie" byl poprvé použit v roce 1876.

Rozvoj EMG se značně zrychlil ve 20. století, kdy byly objeveny nové techniky a technologie pro měření elektrické aktivity svalů. V roce 1929 Hans Berger, německý neuropsychiatr, představil první záznam lidského elektroencefalogramu (EEG), což inspirovalo další výzkumy zaměřené na elektrickou aktivitu periferních svalů. V padesátých letech 20. století Edgar Douglas Adrian a jeho

kolegové rozvíjeli techniky pro detailní analýzu bioelektrických signálů z nervů a svalů, což přispělo k rozšíření použití EMG v neurologické diagnostice a výzkumu (Adrian, 1950; Berger, 1929). Tyto pokroky umožnily lékařům a vědcům lépe rozumět patofyziologii svalových a nervových onemocnění a vyvinout účinnější léčebné metody. V současnosti je EMG nedílnou součástí mnoha klinických a výzkumných oblastí, od rehabilitace a fyzioterapie po sportovní medicínu a ergonomii, kde pomáhá při hodnocení svalové funkce, diagnóze neuromuskulárních onemocnění a optimalizaci výkonu. Moderní aplikace EMG v neurologické diagnostice se pak začala rozvíjet až ve 40. letech 20. století, což znamenalo významný pokrok v pochopení a léčbě svalových a nervových poruch.

1.1.2 Akční potenciál

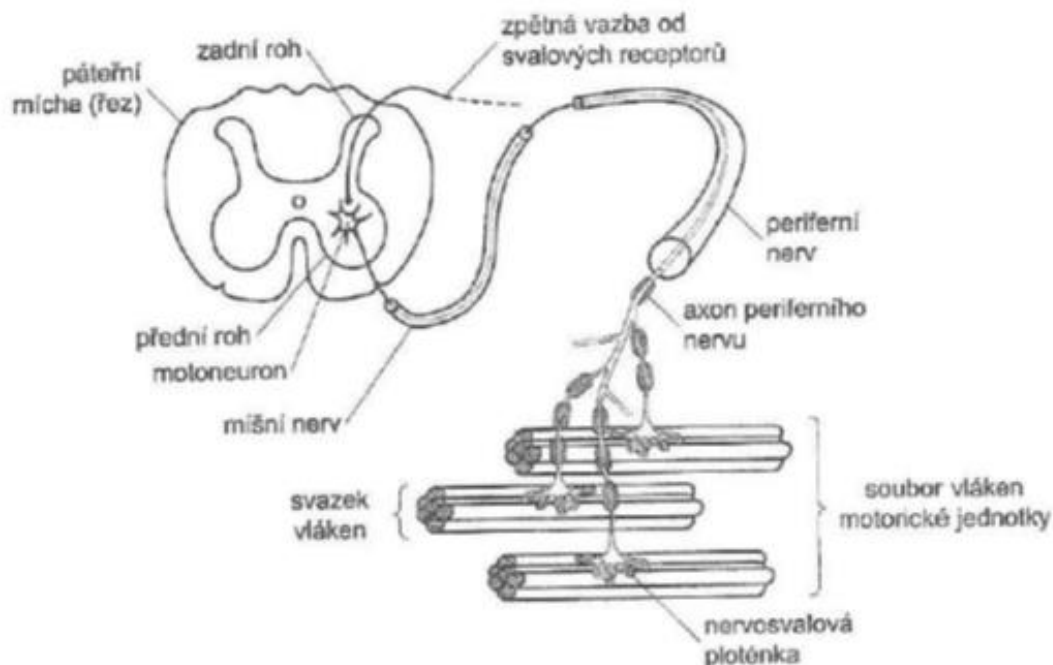
Akční potenciál je základním mechanismem, jímž nervové buňky komunikují. Tento elektrický impuls se šíří podél axonu neuronu a je zodpovědný za iniciování svalové kontrakce. Vzniká, když se potenciál vychýlí z klidových hodnot a změní klidovou rovnováhu na membráně. Akční potenciál vzniká, když prahový podnět způsobí změnu rovnováhy membrány, která otevře Na⁺ kanály. Následně dochází k difúzi sodíkových kationtů z intracelulárního prostoru, což vede ke zvýšení kladných iontů na vnitřním povrchu membrány – proces známý jako depolarizace (Čihák, 2004). Tento proces vede ke krátkodobému převrácení polarizace membrány, během níž vnitřní strana axonu nabývá pozitivního náboje ve srovnání s vnější stranou. Následuje repolarizace, během níž se K⁺ kanály otevřou a umožní únik draselných iontů (K⁺) ven z buňky, což obnoví původní elektrický stav membrány (Guyton a Hall, 2016).

Pyramidová dráha v mozku přenáší akční potenciál z motorické kůry do buněk předních rohů míšních, odkud je následně sdělen motoneuronům. Jednotlivá svalová vlákna pak přijímají akční potenciál. Všechny motorické jednotky mají při kontrakci svalového vlákna děj. Při každé aktivaci nervu vzniká pouze jedna kontrakční vlna a akční potenciál tuto skutečnost indikuje (Swenson, 2006). Mezi jednotlivými svalovými vlákny mohou být rozdíly v rychlosti excitační a kontrakční vlny. Kůže a tuk jsou hlavními průchody pro akční potenciál v povrchové EMG. Elektrody připevněné na kůži v těsné blízkosti kontrahujících svalových vláken shromažďují EMG signál, který je sérií akčních potenciálů z motorické jednotky. EMG je technika, která umožňuje zaznamenat elektrickou aktivitu svalů prostřednictvím akčních potenciálů generovaných motorickými jednotkami (Fakulta tělesné výchovy, 2019; Merletti a Parker, 2004). Tato metoda poskytuje cenné informace o funkčním stavu svalů a nervů a nabízí detailní pohled na aktivitu motorických jednotek během různých druhů svalové činnosti.

1.1.3 Motorická jednotka

Základní anatomickou a funkční složkou motoriky je motorická jednotka, viz obrázek 1. Tvoří ji axon spojující motoneuron v předním rohu míšním se souborem svalových vláken. Dendritická spojení mezi motoneuronem a míšní neuronální sítí v míše umožňují vstup signálů z periferie a centra sítě a ovlivňují její excitabilitu. Překročením prahu vzrušivosti motoneuronu vzniká signál, který se šíří po axonu a aktivuje jednotlivá svalová vlákna v motorické jednotce. Protože trajektorii akčních potenciálů lze detekovat elektromyograficky, je možné objektivně zaznamenat aktivitu MJ svalu (Véle, 2006). Výzkum provedený v rámci studie Okubo et al. (2010) se zaměřil na analýzu aktivity motorických jednotek v různých svalových skupinách během

cvičení pro stabilizaci páteře. Bylo zjištěno, že cvičení prováděná v poloze na zádech generují vyšší aktivitu svalů multifidus a erector spinae ve srovnání s cvičeními prováděnými v poloze na břiše. Tato zjištění naznačují, že cvičení na zádech jsou vhodnější pro zaměření na svaly zadního trupu, což může být klíčové pro optimalizaci cvičebních programů zaměřených na posílení těchto svalů.



Obrázek 1: Motorická jednotka

(Penhaker et al., 2004)

1.1.4 Povrchové EMG

Zásadní metodou pro hodnocení a pochopení svalové aktivity je povrchová elektromyografie (sEMG), zejména při posuzování kinematiky pohybu. sEMG používáme ke sledování a měření elektrické aktivity svalů při různých posilovacích aktivitách v rámci mé bakalářské práce.

Příkladem praktického využití sEMG je článek "Evaluation of Muscle Activities During Different Squat Variations Using Electromyography Signals" autorů Erdağ Deniz a Hasan Ulas Yavuz. Tato studie zkoumá, jak různé varianty dřepu ovlivňují aktivaci svalů, jako jsou gluteus maximus, rectus femoris a vastus medialis (Deniz a Yavuz, 2020). Navrhování účinných tréninkových režimů vyžaduje znalost toho, jak různé svalové skupiny vzájemně působí a reagují na různé varianty dřepů, což tato studie nabízí v plné míře.

Důležité podrobnosti o použití sEMG ke sledování svalové aktivity při pohybu ze sedu do stoje poskytuje jiná studie s názvem "Kinematic analysis of the human body during sit-to-stand in healthy young adults". Pro pochopení biomechanických procesů a vytvoření úspěšných rehabilitačních programů je zásadní analyzovat svalovou aktivitu a biomechaniku v různých fázích pohybu, což je něco, pro co tato studie zdůrazňuje význam sEMG (Li et al., 2021).

Tyto studie dohromady ukazují, jak lze sEMG využít k podrobnému sledování a analýze svalové aktivity během různých fyzických aktivit. sEMG je výjimečná svou schopností poskytovat přesné a objektivní údaje o svalové aktivitě, což je klíčové pro pochopení toho, jak svaly pracují během

různých pohybů. Tyto informace jsou neocenitelné pro optimalizaci cvičebních technik, prevenci zranění a zlepšení celkové fyzické kondice.

Jednou z důležitých proměnných, kterou lze při snímání EMG signálů měnit, je umístění elektrod. Z tohoto důvodu je pro jejich správné umístění zásadní dodržení konkrétních pokynů (Krobot, Kolářová, 2011, s. 19; Enoka, 2008, s. 199). Podle Latash (2008, s. 55) se průměr elektrod pohybuje od 1 do 20 mm. Ag/AgCl elektrody o průměru 10 mm navrhuje k použití Krobot a Kolářová (2011, s. 23). Následují základní pokyny pro umístění elektrod:

- Kůže musí být před přiložením elektrod důkladně očištěna (Krobot a Kolářová, 2011, s. 21);
- Elektroda by měla být umístěna uprostřed svalového bříška studovaného svalu, mezi inervační zónou a myotendinózním spojením (DeLuca, 1997, s. 143);
- Vyhnete se umístění elektrody příliš blízko okraje, inervační zóny nebo úponu šlachy;
- Elektrody by měly být orientovány rovnoběžně se svalovými vlákny (Krobot, Kolářová, 2011, s. 21).

Vzdálenost mezi elektrodami i jejich skutečné umístění ovlivňují kvalitu zaznamenávaného EMG signálu. Umístění obou elektrod na stejné straně inervační zóny zvýší pravděpodobnost získání signálu s největší amplitudou. Tím se zabrání tomu, aby byl akční potenciál přiveden k oběma elektrodám současně. Délka daného svalu určuje vhodnou vzdálenost elektrod. (Enoka, 2008, s. 199)

1.1.5 Jehlové EMG

Důležitou technikou pro hloubkovou analýzu svalové aktivity je jehlová elektromyografie (iEMG), která je užitečná zejména při diagnostice neurologických poruch a studiu svalových dysfunkcí. Tato technika měří elektrickou aktivitu motorických jednotek, které se nacházejí v těsné blízkosti zavedené jehly. V klinické praxi se iEMG často používá k diagnostice různých svalových a nervových poruch a nabízí přesné informace týkající se svalových kontrakcí.

K tomuto účelu se používají různé typy elektrod, například drátové elektrody, makroEMG elektrody, podkožní elektrody, koncentrické jehlové elektrody a elektrody vytvářející pole na povrchu kůže. Podle Kofránkové (2016) se nejčastěji používají elektrody drátové, které jsou tvořeny dvěma izolovanými dráty.

Pomocí jehlových elektrod připevněných přímo k cílovému svalu se zaznamenávají bioelektrické potenciály kosterního svalu metodou iEMG. Jedná se tedy o invazivní techniku. Tato metoda se dá dělit do několika skupin. Nejznámější je SFEMG a MUAP, dále také máme novější metody jako je makro EMG a STEMG. (Palmeová, 2020)

Ve studii "Jehlová EMG a její aplikace" (Kofránková, 2016) se uvádí, že schopnost zjišťovat charakteristiky jednotlivých motorických jednotek prostřednictvím iEMG je nezbytná pro pochopení činnosti svalů a jejich onemocnění. Tato studie také ukazuje, že EMG signály lze pomocí iEMG převést na zvuk, což zlepšuje vizualizaci a analýzu svalové aktivity.

Erdağ a Yavuz (2020) ve svém článku "Evaluation of Muscle Activities During Different Squat Variations Using Electromyography Signals" zdůrazňují význam iEMG měření pro analýzu svalové aktivity a biomechaniky pohybu. Tato technika se ukázala být klíčovou pro hlubší porozumění

zapojení svalů a jejich odezvy na rozličné cvičební protokoly, což je zásadní pro efektivní tréninkové plány ve sportovních vědách a fyzioterapii.

1.2 Biomechanika

Biomechanika, věda zkoumající biologické systémy prostřednictvím principů mechaniky, hraje klíčovou roli ve studiu struktury a funkce lidského těla v reakci na různé síly. Moderní biomechanika je multidisciplinární obor, který integruje fyzikální a inženýrské znalosti s poznatky z biologických a lékařských věd (McGinnis, 2013; Hamill & Knutzen, 2014). Zabývá se širokým spektrem specializovaných oblastí, včetně biomechaniky kardiovaskulárního systému, buňky, lidského pohybu (zejména ortopedické biomechaniky), pracovní biomechaniky a sportovní biomechaniky (Nigg & Herzog, 2007; Winter, 2009).

V oblasti sportovní biomechaniky se věnuje zlepšení výkonu a prevenci zranění u atletů. Pracovní biomechanika využívá biomechanické analýzy k optimalizaci interakce pracovníků s prostředím (McGinnis, 2013). Využití biomechaniky v každodenním životě je rozmanité, od návrhu nástrojů a pracovního prostředí, které minimalizují zátěž na těle pracovníka, po klinickou biomechaniku, která využívá mechanické fakty a metodologie k interpretaci a analýze typické i atypické lidské anatomie a fyziologie (Hamill & Knutzen, 2014). Biomechanika se také významně podílí na vývoji protetických končetin pro veterány amputované během světových válek, což vedlo k významnému pokroku v biomechanice a rehabilitační medicíně (Nigg & Herzog, 2007). Kromě toho biomechanika nachází uplatnění v inovativních oblastech jako je biomimetika, kde se hledají řešení inženýrských problémů inspirované přírodou (Winter, 2009).

Přínosy biomechaniky se týkají nejen sportu a medicíny, ale také oblastí jako jsou ergonomie, forenzní biomechanika a vývoj nových materiálů a technologií pro zlepšení kvality života (McGinnis, 2013). V posledních letech se biomechanika stala nezbytnou součástí chirurgické simulace, která je využívána pro plánování operací, asistenci a výcvik. V této oblasti se numerické metody využívají k rychlému výpočtu reakce systému na různé okrajové podmínky, jako jsou síly, teplota a přenos hmoty (Hamill & Knutzen, 2014). Vzhledem k multidisciplinárnímu charakteru biomechaniky a její schopnosti propojovat teoretické poznatky s praktickými aplikacemi se očekává, že bude i nadále hrát klíčovou roli ve vědeckém výzkumu a vývoji nových technologií (Nigg & Herzog, 2007; Winter, 2009).

1.2.1 Kinematika

Kinematika je fundamentální odvětví biomechaniky, zaměřující se na studium pohybu objektů bez ohledu na síly, které pohyb způsobují. Tento obor analyzuje klíčové aspekty jako trajektorie, rychlost a zrychlení, čímž poskytuje podrobný pohled na pohyb objektů v prostoru a čase. Porozumění kinematice je esenciální ve škále aplikací, od sportovní vědy po rehabilitaci, jelikož umožňuje identifikovat efektivní pohybové vzorce a potenciální rizika zranění. Koncept trajektorie, ukazující cestu, kterou objekt sleduje, a analýza rychlosti a zrychlení poskytují zásadní informace o dynamice a efektivitě pohybu. Studie v oblasti kinematiky, například v běhu, přinášejí důležité poznatky pro zlepšení běžecké techniky a strategií prevence zranění, což umožňuje sportovcům a trenérům optimalizovat tréninkové metody pro zvýšení výkonnosti a bezpečnosti (Schache et al., 2011).

1.2.2 Kinetika

Kinetika, jako zásadní odvětví biomechaniky, se soustředí na studium sil, které působí na a uvnitř těla. Toto odvětví zahrnuje analýzu gravitačních sil, svalových kontrakcí a dalších vnějších a vnitřních sil, které ovlivňují pohyb a stabilitu těla. Podle Zatsiorskyho a Prilutského (2012) je pochopení těchto sil klíčové pro analýzu a optimalizaci lidského pohybu ve sportu, rehabilitaci a každodenních aktivitách.

Kinetika nám umožňuje prozkoumat, jak síly působící na tělo ovlivňují jeho pohyby a jak mohou být tyto pohyby optimalizovány pro zlepšení výkonu nebo snížení rizika zranění. Například, studie zaměřené na kinetiku běhu mohou identifikovat, jak různé běžecké styly přenášejí síly skrze dolní končetiny a jak mohou být upraveny techniky běhu pro snížení zátěže na klouby a minimalizaci rizika zranění (Nigg, 2010).

V oblasti sportovní vědy se kinetika využívá k optimalizaci tréninkových metod a technik. Pochopení, jak svalové síly a reakční síly působí během různých sportovních aktivit, pomáhá trenérům navrhovat tréninkové programy, které zlepšují svalovou sílu, koordinaci a celkovou výkonnost sportovců (McGinnis, 2013).

V rehabilitaci je studium kinetiky nezbytné pro návrh efektivních terapeutických cvičení, které cílí na obnovu funkce a snížení bolesti po zranění nebo operaci. Analýza sil působících na postižené oblasti umožňuje fyzioterapeutům lépe porozumět biomechanice zranění a vyvinout cílené rehabilitační strategie (Kisner a Colby, 2012). Kromě toho, kinetika má aplikace v ergonomii, kde analýza sil může pomoci při návrhu pracovních stanic a nástrojů, které snižují riziko poruch pohybového aparátu spojených s prací. Pochopení, jak se svalové a gravitační síly projevují při běžných pracovních činnostech, vede k vývoji ergonomických řešení, která zlepšují pohodlí a snižují fyzickou zátěž pracovníků (Bridger, 2009).

1.2.3 Mechanika tkání a materiálů

Mechanika tkání a materiálů představuje zásadní oblast biomechaniky, která se věnuje studiu mechanických vlastností a chování biologických tkání, jako jsou kosti, svaly a vazivo, při aplikaci různých druhů zatížení. Toto odvětví umožňuje hlubší porozumění tomu, jak tělo absorbuje sílu, reaguje na stres a adaptuje se na různé fyzické podmínky. Podle Funga (1993) je důkladné pochopení mechaniky tkání nezbytné pro analyzování a předvídaní reakcí lidského těla na mechanické podněty, což má důležité implikace pro design protetik, léčbu poranění a vývoj bezpečnostních zařízení.

V praxi mechanika tkání a materiálů umožňuje výzkumníkům a lékařům analyzovat, jak biologické tkáně odolávají a přizpůsobují se různým formám zatížení, což je klíčové pro prevenci zranění a navrhování efektivních léčebných strategií. Studie týkající se biomechaniky kostí například mohou odhalit, jak různé typy zlomenin ovlivňují integritu kostní struktury a jaké léčebné postupy nejefektivněji podporují hojení (Carter a Beaupré, 2001).

1.3 Kinematika pohybu

V bakalářské práci je cílem analyzovat kinematiku pohybu při provádění vybraných posilovacích cvičení, jako jsou dřepy a výpady, s použitím pokročilých měřicích systémů Qualisys pro

sledování pohybu a EMG systému Delsys pro zaznamenávání svalové aktivity. Tato kombinovaná metodologie umožňuje detailní zkoumání trajektorií, rychlostí a zrychlení různých segmentů těla, čímž přináší hlubší pochopení dynamiky svalové aktivity a efektivity cvičebních technik.

Výzkumy, jako je ten provedený Li et al. (2021), který se zabýval kinematikou lidského těla během přechodu ze sedu do stoje, poskytují cenné vhledy do základních principů biomechaniky a jejich aplikací v praktických cvičebních režimech. Analýza pohybu a svalové aktivity je rovněž klíčová pro pochopení biomechaniky specifických pohybů, jak zdůrazňují Erdağ a Yavuz (2020) ve své studii o vlivu různých variant dřepů na svalovou aktivitu.

Práce se také opírá o dřívější výzkumy, jako jsou ty od Schache et al. (2011), které se zaměřily na kinematiku běhu a přinesly důležité poznatky o optimalizaci běžecké techniky a prevenci zranění. Studie McLean et al. (2003), zkoumající kinematiku kolenního kloubu během dřepů, zdůrazňuje význam správné techniky pro snížení rizika zranění.

Cílem bakalářské práce je tedy nejen aplikovat teoretické poznatky kinematiky na praktickou analýzu svalové aktivity během posilovacích cvičení, ale také přispět k rozvoji efektivnějších tréninkových metod. Tyto metody by měly být založeny na pečlivém pochopení biomechaniky těla a adaptovány na individuální potřeby a cíle cvičících, což povede k lepším sportovním výkonům a zvýší prevenci před možnými zraněními.

1.3.1 Pohyb

Každý chápe pohyb jinak. Rozdílné názory existují dokonce i mezi odborníky. Vznikla řada výzkumných prací, knih a článků, které se tak či onak zabývají pohybem, definují ho a hledají. Každý má na pohyb poněkud odlišný pohled. Grexa a Strachová napsali (2011, str. 17): „Pohyb je základním projevem existence člověka“. Jedním ze způsobů, jak si představit lidskou činnost, je pohyb, a to jak sociální, tak biologický. V důsledku toho se pohyb stává klíčovou součástí sportovních a tělesných aktivit. Chápeme jej nejen jako pohybovou aktivitu těla, ale také jako pohyb myšlenek, pocitů a nálad, kromě svalů. Pohyb a prožitek jdou ruku v ruce. Je základním způsobem, jakým lidé vyjadřují své emoce a nálad, a byl hlavním způsobem, jakým lidé v minulosti komunikovali (M., Řehulka, E., & Daňhelová, Š., 2005, s. 11).

Podle Machové a Kubátové (2009, s. 39) byl vývoj všeho živého výrazně ovlivněn fylogenetickými pohyby. Stejně jako těla všech ostatních živočichů se i lidské tělo vyvinulo jako pohyblivé. I když se může zdát, že je v klidu, ve skutečnosti pohybuje svými orgány a provádí dýchání, krevní oběh, srdeční stahy a pohyby střev.

Pohyb je první dovedností, kterou se v dětství naučíme, protože je impulzivní, živelný a nezastavitelný. Téměř všechny děti se v šesti letech pohybují lépe než jejich dospělé protějšky. Jak pohyb pokračuje poté? Tělo se přizpůsobuje spíše klidu než neustálé aktivitě a impulzivnímu pohybu v průběhu celého dne. Každý z nás má za sebou základní školu, většinou i střední školu a někteří z nás i vysokou školu. To je dlouhá doba strávená vsedě. Bylo prokázáno, že svaly, které podporují správné držení těla, se při nehybné poloze rychle unaví. Navíc pro člověka není přirozené sedět na židli. (Jebavý, R. a Doležal, M., 2013, s. 9.)

1.3.2 Základní principy kinematiky

Základní principy kinematiky slouží jako základ pro pochopení pohybu v rámci fyziky. Tato odvětví zkoumá, jak se objekty pohybují v prostoru a čase, neberouc v úvahu síly, které tento pohyb způsobují. Kinematika se tedy zaměřuje na popis trajektorií, rychlostí, zrychlení a času bez přímého zkoumání dynamických příčin pohybu. Tento přístup umožňuje fyzikům a inženýrům analyzovat a předpovídat pohybové vzory těles s vysokou přesností (Serway & Jewett, 2016). Jedním z klíčových konceptů v kinematice je rovnoměrně přímočarý pohyb, při němž se objekt pohybuje stálou rychlostí ve specifickém směru. Tento typ pohybu je základem pro studium složitějších pohybů, protože každý pohyb lze rozložit na soubor rovnoměrných pohybů v různých směrech. Dalším základním konceptem je rovnoměrně zrychlený pohyb, při němž dochází ke konstantní změně rychlosti objektu v čase. Tyto modely pohybu jsou základem pro odvození kinematických rovnic, které popisují vztah mezi polohou, rychlostí, zrychlením a časem pro objekty v pohybu (Hibbeler, 2016). Použitím kinematických rovnic můžeme řešit širokou škálu problémů, od jednoduchého určení polohy objektu v určitém čase až po složitější analýzy pohybů, jako jsou projektilové trajektorie nebo pohyby těles v neinerciálních referenčních rámcích. Tyto teoretické základy umožňují vědcům a inženýrům nejen předpovídat a modelovat fyzikální jevy ve světě kolem nás, ale také navrhovat technologie a řešení, které zlepšují náš každodenní život (Serway & Jewett, 2016; Hibbeler, 2016). Prohloubení tématu kinematiky by nemělo opomenout význam kinematických analýz v biomechanice, což je oblast, které se podrobně věnuje Hall ve své knize "Biomechanics of Human Movement". Hall zdůrazňuje, jak kinematika poskytuje nezbytný základ pro porozumění pohybu lidského těla, ať už se jedná o jednoduché každodenní aktivity nebo složité sportovní výkony. Důležitým aspektem je analýza pohybu z pohledu jeho prostorových a časových charakteristik – jak se jednotlivé části těla pohybují, jak rychle a jakým směrem. Tento přístup umožňuje identifikovat efektivní a neefektivní pohybové vzorce, což má přímé aplikace v oblastech jako je sportovní trénink, rehabilitace a prevence úrazů (Hall, S. J., 2015).

Kinematické analýzy umožňují výzkumníkům kvantifikovat pohyb těla v objektivní a reprodukovatelné formě. Pomocí sofistikovaných systémů, jako je Qualisys pro sledování pohybu a EMG Delsys pro zaznamenávání svalové aktivity, lze získat detailní přehled o tom, jak svalové skupiny spolupracují při různých pohybech. Výsledky takovýchto analýz mají značný potenciál pro zlepšení individuálních výkonností, optimalizaci rehabilitačních protokolů a vývoj ergonomických nástrojů a pomůcek, které podporují zdravý pohyb a snižují riziko zranění (Hall, S. J., 2015).

1.3.3 Historie kinematiky

Kinematika, jedno z nejstarších odvětví fyziky, má své kořeny v práci významných vědců jako byl Galileo Galilei a Isaac Newton. Tyto osobnosti položily základy mechaniky, která je základním kamenem pro pochopení a studium mechanického pohybu. Kinematika, která se zaměřuje na popis pohybu – včetně trajektorií, dráhy, rychlosti atd., nám pomáhá pochopit, jak se tělesa pohybují. Toto odvětví bylo a stále je zásadní pro vývoj teorií a aplikací v oblastech od inženýrství po sportovní vědy. Newtonova a Galileiho práce ve fyzice a matematice položila základ pro moderní výzkum v kinematice, což umožnilo důkladnější pochopení a analýzu pohybu v různých aplikacích (Reichl & Všeticka, 2006-2024).

1.3.4 Analýza efektivity cvičení prostřednictvím kinematiky

Kinematika je klíčová pro analýzu a optimalizaci cvičebních technik. Její aplikace v biomechanice a sportovní vědě umožňuje detailní porovnání různých technik cvičení, což je zásadní pro určení jejich efektivity a bezpečnosti.

Při porovnávání technik dřepů kinematika pomáhá identifikovat, jak různé varianty postojů a pohybů ovlivňují zapojení specifických svalových skupin, distribuci zátěže a potenciální riziko zranění. Například, studie od Escamilla et al. (2001) ukazuje, že změna šířky postavení nohou při dřepu může významně ovlivnit míru aktivace stehenních a hýžděových svalů, stejně jako zátěž kolenních a kyčelních kloubů.

Kinematické analýzy, jako je ta provedená Bloomquistem et al. (2013), dále poskytují důležité informace o tom, jak modifikace v provedení dřepu, jako je úprava hloubky a rychlosti pohybu, ovlivňují svalovou aktivaci a biomechanické napětí na klouby. Tímto způsobem umožňuje trenérům a fyzioterapeutům vytvářet individualizované tréninkové plány, které zvyšují efektivitu cvičení při současném minimalizování rizika zranění.

Výzkum v oblasti kinematiky cvičení přispívá k lepšímu porozumění mechaniky těla a umožňuje sportovcům a jedincům zapojeným do fyzické rehabilitace dosáhnout jejich cílů efektivněji a bezpečněji. Díky kinematice je možné nejen zdokonalit techniku cvičení, ale také přizpůsobit cvičební režim specifickým potřebám a cílům každého jednotlivce (McGill, 2007; Swinton et al., 2012).

1.4 Svalový systém

Svalová soustava je životně důležitým orgánem lidského těla, bez kterého by nebylo možné provádět různé pohyby a úkony. Svaly hrají v lidském životě velmi důležitou roli, od jednoduchých činností, jako je chůze, běh a další činnosti spojené s celkovými pohyby těla, až po udržování stabilních poloh a ochranu životně důležitých orgánů. Svalové soustavy přispívají nejen k účinku pohybů těla ve fyzickém prostoru prostřednictvím přeměny biochemické energie, ale podílejí se také na regulačních mechanismech týkajících se tělesné teploty a udržování krevního oběhu v těle (Rassier, 2017).

Tato jedinečná struktura a funkce svalových vláken – jejich schopnost stahovat se a uvolňovat na základě signálů z nervů – to vše umožňuje různé pohybové akce a všechny tyto přeměny energie k vytváření mechanické práce. Kontrakce svalů je velmi účinný proces, který způsobuje přehnutí hlavic přes aktinová vlákna, což vede ke zkrácení svalového vlákna a k pohybu. Tento proces vyžaduje spotřebu energie prostřednictvím nepřetržitého přísunu adenosintrifosfátu (ATP), který je základním energetickým palivem pro vykonání jakékoli práce svalů (Rassier, 2017).

Kromě generování pohybu mají svaly také klíčovou roli při udržování homeostázy organismu. Svaly pracující při takové fyzické aktivitě napomáhají dobrému krevnímu oběhu a zvyšují metabolický obrát, a tím i zlepšení zdravotního stavu a snížení rizik spojených s mnoha chronickými onemocněními.

Tato svalová aktivita je navíc zodpovědná za uvolňování mnoha druhů hormonů a růstových faktorů, které jsou užitečné pro celkové tělesné a duševní zdraví (Marieb a Hoehn, 2019).

Svalová síla a svalová vytrvalost přispívají nejen ke sportovnímu výkonu, ale také k celkové aktivitě a zdravému stárnutí. S ohledem na to je velmi důležitá dobře koordinovaná svalová soustava, která je silná a vyvážená a pomáhá předcházet častým pádům, zlepšuje pohyblivost a udržuje nezávislost – především ve stáří.

Pravidelný trénink i fyzická aktivita jsou klíčové pro udržení funkčnosti svalů, zatímco nečinnost by vedla ke vzniku svalové atrofie, která obvykle vzniká v důsledku věku nebo kvůli dlouhodobé nečinnosti (Schoenfeld, 2010). Z tohoto pohledu představuje silový trénink a sportovní aktivity další pohled na svalový systém, který poskytne více informací o nejvhodnějším návrhu tréninkových programů, které pomohou zlepšit svalovou sílu, vytrvalost a celkovou fyzickou zdatnost. Od cílů zlepšení sportovního výkonu, přes zvýšení funkční síly při každodenních činnostech mužů a žen všech věkových kategorií až po ty, kteří jednoduše usilují o lepší kvalitu ve všech aspektech života, je svalová struktura a funkce zásadním poznatkem.

1.4.1 Typy svalů

Lidské tělo obsahuje tři základní typy svalů: hladké, srdeční (myokard) a příčně pruhované. Každý typ má specifické vlastnosti, umístění a funkce, které umožňují vykonávání různých aktivit, od nedobrovolných procesů po komplexní dobrovolné pohyby.

Hladké svaly se nacházejí v stěnách vnitřních orgánů, jako jsou krevní cévy, trávicí trakt a děloha. Tyto svaly se ovládají nevědomě a umožňují různé funkce, včetně regulace průtoku krve a peristaltiky. Hladké svaly jsou charakteristické svou schopností udržovat kontrakci po dlouhou dobu bez únavy (Guyton & Hall, 2016).

Srdeční sval tvoří většinu srdeční stěny a je speciálně adaptován na neustálé čerpání krve po celý život bez odpočinku. Srdeční svaly jsou jedinečné svou schopností se automaticky vzrušovat a kontrahovat ve velmi koordinovaném a rytmickém způsobu, což je zásadní pro udržení krevního oběhu. Tato aktivita je řízena srdečním vodičským systémem, což je soubor specializovaných svalových buněk (Hall, 2015).

Příčně pruhované svaly jsou hlavním typem svalů umožňujících dobrovolné pohyby těla, včetně chůze, běhu a manipulace s objekty. Tyto svaly jsou připojeny ke kostem skrze šlachy a jsou schopné rychlých a silných kontrakcí. Příčně pruhované svaly jsou závislé na nervových impulsech z centrálního nervového systému, které určují čas, sílu a délku jejich kontrakce (Widmaier, Raff, & Strang, 2018).

Každý z těchto svalových typů hraje nezbytnou roli v různých tělesných funkcích a přizpůsobuje se specifickým potřebám organismu, od udržení stálého prostředí v organismu (homeostázy) po vykonávání složitých pohybových vzorců v reakci na vnější podněty.

1.4.2 Mechanismus svalové kontrakce

Mechanismus svalové kontrakce je základní proces, při kterém svaly mění chemickou energii na mechanickou práci. Tento proces nám umožňuje provádět fyzické úkony od tak jednoduchých pohybů, jako je mrknutí oka, až po složité pohyby, jako je běh. Nervový systém řídí svalovou kontrakci prostřednictvím elektrických signálů (impulzů) do svalových vláken, které je nutí ke kontrakci.

Proces kontrakce příčně pruhovaného svalu zahrnuje interakci dvou hlavních svalových bílkovin: aktinu a myozinu. Ty leží ve svalových vláknech a jsou usazeny ve vrstvě zvané sarkomery – standardní kontraktilní části svalu.

Po stimulaci svalu nervovým impulsem se ze sarkoplazmatického retikula do svalové buňky uvolní vápník, který umožní interakci aktinových a myozinových vláken, což způsobí zkrácení vláken ve svalu (Rassier, MacIntosh, & Herzog, 2018).

Nervový systém má výrazný vliv na svalovou aktivitu a je zásadní pro koordinaci a regulaci svalové síly. Signály přenášené z mozku a míchy prostřednictvím nervů rozhodují o velikosti síly při kontrakci a o době, po kterou svaly zůstávají stažené, aby byl pohyb smysluplný a přesný (Purves et al., 2018). Svalovou únavu lze definovat jako cvičením vyvolané snížení schopnosti vytvářet sílu po dlouhodobém nebo intenzivním zatížení. Často souvisí s hromaděním metabolitů a vyčerpáním zásob energie. Mezi klíčové složky procesu svalové regenerace patří odstranění metabolických odpadních produktů, oprava poškozených vláken a obnovení funkce zmíněného svalu vůči dalšímu zatížení (Tidball, 2011).

1.4.3 Struktura a funkce svalů

Svalový systém se skládá z mnoha jednotlivých svalových vláken, které jsou uspořádány do svazků, poskytujících základní strukturu pro svaly. Tyto svazky jsou obklopeny pojivovou tkání, která také spojuje svaly s kostmi prostřednictvím šlach, což umožňuje přenos síly od svalu k pohybu kostí. Důležitou součástí každého svalového vlákna je neuromuskulární spojení, místo, kde motorický neuron komunikuje se svalovým vláknem. Toto spojení je klíčové pro přenos nervového signálu, který vyvolává svalovou kontrakci (Kandel et al., 2000).

V mitochondriích, které jsou "energetickými stanicemi" svalových buněk, dochází k produkci ATP, hlavního zdroje energie pro svalovou kontrakci. Efektivnost mitochondrií a jejich schopnost vytvářet ATP ovlivňuje výkon svalů a jejich vytrvalost. Tato schopnost se může zvyšovat s pravidelným cvičením, což ukazuje na adaptabilitu svalů na zátěž (Kandel et al., 2000).

Rozumění struktuře svalů a jejich funkci je nezbytné pro optimalizaci tréninku a prevenci zranění. Známost s tím, jak svaly pracují a jak jsou uspořádány, pomáhá vytvářet efektivnější tréninkové programy, které cílí na specifické svalové skupiny a zlepšují celkovou svalovou funkci. To zahrnuje nejen silový trénink, ale také flexibilitu a vytrvalostní cvičení, které podporují zdraví a funkčnost svalů (Baechle & Earle, 2008).

Klíčovým aspektem svalové funkce je také schopnost svalů regenerovat a adaptovat se na zvýšenou fyzickou aktivitu. Tento proces adaptace zahrnuje zvýšení velikosti svalových vláken (hypertrofii) a zlepšení jejich účinnosti, což umožňuje svalům generovat větší sílu a vytrvalost. Tato adaptace je základem pro zlepšení sportovního výkonu a fyzické zdatnosti (Baechle & Earle, 2008).

1.4.4 Popis využívaných svalů

Lýtkové svaly, skládající se z hlubšího soleusu a povrchovějšího gastrocnemia, jsou klíčové pro řadu pohybů v dolních končetinách. Soleus, převážně sestávající z pomalu se stahujících svalových vláken, je zásadní pro udržování postoje a chůzi, zatímco gastrocnemius, s vyšším poměrem rychle se stahujících vláken, umožňuje prudké pohyby jako jsou skoky nebo běh. Tyto

svaly přispívají k síle a pružnosti při chůzi, běhu a skocích, a jsou také zodpovědné za plynulý přechod těla z klidového stavu do pohybu. Svaly soleus a gastrocnemius spolupracují při tlumení dopadů a redukcii zatížení kloubů, což je obzvláště důležité pro sportovce zabývající se vytrvalostními disciplínami (McGill, 2007).

Stehenní sval nebo také kvadriceps, největší a nejsilnější svalová skupina v těle, je zásadní pro extenzi kolene, což je nezbytné pro skákání, běh a šlapání do pedálů. Na druhé straně, hamstringy poskytují potřebnou sílu pro flexi kolene a extenzi v kyčelním kloubu, umožňují rychlý pohyb nohou za tělem a stabilizují kolena. Tato svalová skupina je klíčová pro vyvážený pohyb, prevenci zranění a udržování správného držení těla při různých fyzických aktivitách (Neumann, 2010).

Břišní svaly, zahrnující rectus abdominis a obliques, jsou základem pro silný a stabilní trup, což je zásadní pro veškerý pohyb těla. Tyto svaly nejenže podporují trup a umožňují jeho flexi, rotaci a laterální flexi, ale také hrají klíčovou roli v udržování vnitřních orgánů a poskytování základu pro silné dýchání a ochranu páteře. Intenzivní posilování břišních svalů může zlepšit výkon v mnoha sportech, zvýšit funkční sílu a přispět k lepšímu držení těla (Akuthota & Nadler, 2004).

Biceps brachii, umístěný na přední straně paže, je klíčový pro flexi loketního kloubu a supinaci předloktí. Tento sval je nejen zásadní pro zvedání a nošení objektů, ale také pro vykonávání složitých pohybů v ramenním kloubu. Posilování bicepsu zlepšuje manipulaci s objekty a podporuje širokou škálu každodenních činností, od otevírání dveří po psaní (Lehman, 2006).

Triceps brachii, dominantní sval na zadní straně paže, je zásadní pro extenzi lokte. Jeho síla a výkonnost jsou klíčové pro tlačící pohyby, jako jsou tlačení dveří, provádění kliků a jiných cviků, které vyžadují silnou horní část těla. Posilování tricepsu může zlepšit celkovou sílu horní části těla a podpořit efektivnější a bezpečnější výkon ve sportu a každodenním životě (Kraemer, 2002).

1.4.5 Porozumění svalovému systému v designu tréninkových programů

Porozumění svalovému systému je základem pro návrh efektivních tréninkových programů, které se zaměřují na specifické svalové skupiny. Důkladná znalost anatomie a fyziologie svalů umožňuje trenérům a sportovním vědcům identifikovat, které cvičení nejefektivněji cílí na požadované svalové skupiny a jak lze cvičení upravit pro maximalizaci svalové aktivity a minimalizaci rizika zranění.

Například, studie zabývající se aktivací svalů při různých variantách dřepů odhalila, že změnou šířky postavení nohou nebo úhlu chodidel lze zvýšit aktivaci určitých svalů, jako jsou hýžděové svaly nebo quadriceps (Escamilla et al., 2001; Paoli, Marcolin & Petrone, 2009). Tato znalost je neocenitelná při sestavování tréninkových programů zaměřených na zlepšení síly a tvaru těchto konkrétních svalových skupin.

Rassier, MacIntosh a Herzog (2018) dále rozšiřují pochopení svalové funkce zkoumáním strukturální a funkční plasticity svalů a neuromuskulárních spojení, což poskytuje důležitý kontext pro adaptaci svalů na trénink a jejich regeneraci po zatížení.

V praxi to znamená, že porozumění, jak svaly reagují na různé typy a intenzity zatížení, umožňuje trenérům navrhovat programy, které efektivně cílí na zlepšení specifických svalových skupin a celkové funkce těla. To zahrnuje nejen volbu správných cvičení, ale také nastavení správných

parametrů tréninku, jako je počet opakování, série a intenzita, pro dosažení optimálních výsledků.

1.5 Zpracování signálu a dat

V dnešní době, kdy je možné získávat a uchovávat obrovské objemy dat, se zpracování signálu stalo nezbytným nástrojem pro efektivní využití těchto informací v různých vědeckých a technologických oblastech. Ve světě plném neustále generovaných dat je schopnost oddělit užitečné informace od šumu, extrahovat klíčové charakteristiky a interpretovat získané výsledky základním předpokladem pro pokrok ve výzkumu, diagnostice a terapii. Sekce "Zpracování signálu a dat" se zaměří na teoretické a praktické aspekty, které umožňují pochopit, jak mohou být tyto metody použity k analýze biomedicínských signálů, zejména EMG dat, která hrají klíčovou roli v mé bakalářské práci. Od základních principů zpracování signálu, přes specifické metody používané pro EMG signály, až po diskusi o výzvách a limitacích spojených s analýzou těchto dat, bude tato sekce poskytovat ucelený přehled o tom, jak moderní techniky zpracování signálu přispívají k rozšíření našich možností v oblasti biomedicínského inženýrství a výzkumu.

1.5.1 Úvod do zpracování signálu a dat

Zpracování signálu je klíčovou disciplínou, která se zabývá analýzou, interpretací a manipulací se signály. Signály mohou být reprezentovány různými fyzikálními veličinami, jako jsou elektrické napětí, proud, zvukové vlny, obrazová data a mnoho dalších. Cílem zpracování signálu je extrahovat užitečné informace z naměřených dat, což má širokou škálu aplikací od telekomunikací přes zdravotnictví až po strojírenství a biomedicínské inženýrství (Smith, 2003; Lyons, 2011).

V kontextu biomedicínského inženýrství je zpracování signálu nezbytné pro analýzu elektrofyzilogických signálů, jako jsou elektrokardiogramy (EKG), EEG a EMG. Tyto signály poskytují cenné informace o stavu lidského těla a jeho systémů, avšak často obsahují šum a mohou být zkresleny různými artefakty, což vyžaduje pečlivé zpracování dat pro získání spolehlivých výsledků (Hayes a Loudon, 2010; Konrad, 2005).

Z tohoto důvodu je zpracování signálu nezbytným nástrojem pro vědce a výzkumníky, který umožňuje rozšíření našeho pochopení komplexních biologických systémů a podporuje vývoj nových technologií a terapeutických postupů. S rostoucím množstvím dat a vývojem pokročilých algoritmů zpracování signálu je možné dosáhnout přesnějších a detailnějších analýz, což otevírá dveře k novým objevům v oblasti biomedicíny a zdravotnictví.

1.5.2 Základní principy a terminologie

Pro hlubší pochopení zpracování signálu je zásadní seznámit se s klíčovými principy a terminologií, které tuto disciplínu definují. Jedním ze základních pojmů je vzorkování, což je proces převodu spojitého signálu na signál diskrétní, jenž může být digitálně zpracován (Smith, 2003). Dalším pojmem je kvantizace, která se vztahuje k převodu amplitudově spojitého signálu na jeho digitální ekvivalent s omezeným počtem úrovní. Tento proces je nezbytný pro digitalizaci analogových signálů a může být zdrojem kvantizačního šumu (Lyons, 2011).

V kontextu EMG analýzy je důležitá filtrace, proces odstraňování nežádoucích složek signálu, jako jsou šum nebo interferenční frekvence. Filtrace může být realizována pomocí různých typů filtrů, jako jsou dolní propust, horní propust a pásmová propust, které umožňují zachovat pouze relevantní části signálu pro další analýzu (Hayes a Loudon, 2010).

Fourierova transformace je další základní technikou používanou pro analýzu frekvenčního spektra signálu. Tato metoda umožňuje rozklad signálu na jeho sinusové a kosinusové složky, čímž poskytuje detailní pohled na energetické rozložení signálu v různých frekvenčních pásmech. Fourierova transformace je neocenitelným nástrojem pro identifikaci charakteristických frekvenčních vzorů v EMG signálech (Konrad, 2005).

Základní principy a terminologie zpracování signálu jsou nezbytné pro porozumění metodám a technikám používaným v moderních aplikacích biomedicínského inženýrství. Bez solidního základu v těchto oblastech by bylo obtížné efektivně pracovat s EMG daty a využít jejich plný potenciál pro výzkum a aplikace.

1.5.3 Zpracování EMG signálu

EMG představuje nezastupitelnou metodu v biomedicínském výzkumu a klinické praxi, umožňující sledování elektrické aktivity svalů. Základem pro porozumění EMG signálu je jeho biologický původ, který je úzce spojen s neurofyzilogickými procesy ve svalových vláknech (Merletti a Parker, 2004). EMG signály jsou bohaté na informace o svalové funkci, jejich správné zpracování však vyžaduje pokročilé techniky, zvláště kvůli přítomnosti šumu a potenciálních artefaktů (Farina, Merletti a Enoka, 2014)

Specifické metody zpracování EMG, včetně digitální filtrace, detekce a analýzy akčních potenciálů, jsou klíčové pro odhalení fyziologického stavu a funkce svalů. V této oblasti se výzkum soustředí na vylepšení algoritmů pro redukci šumu a artefaktů, které mohou zkreslit měření (De Luca, 1997). Důležité je také správné umístění elektrod, aby se zajistila optimální registrace svalové aktivity bez zbytečného interference od sousedních svalů (Merletti a Parker, 2004).

Významné uplatnění najdou EMG signály v diagnostice neuromuskulárních onemocnění, v rehabilitačním lékařství, a také ve sportovní vědě, kde poskytují cenné informace pro optimalizaci tréninkových programů (Farina, Merletti a Enoka, 2014). Zpracování EMG signálů tedy hraje zásadní roli v mnoha odvětvích, kde pochopení a interpretace svalové aktivity může výrazně přispět ke zlepšení zdraví a výkonu jedinců.

1.5.4 Metody a techniky zpracování signálu

V bakalářské práci se věnuji zpracování signálu EMG s cílem podrobně analyzovat svalovou aktivitu během různých fyzických aktivit. Efektivní metody pro filtraci a analýzu EMG dat jsou zásadní pro odhalení klíčových charakteristik svalové aktivity.

Základním krokem v tomto procesu je použití pasové filtrace v kmitočtovém pásmu 30–250 Hz, které je důležité pro odstranění nežádoucího šumu a zachování užitečných informací o svalové aktivitě. Toto frekvenční pásmo bylo identifikováno jako optimální pro zachycení většiny užitečných EMG signálů na základě rozsáhlých výzkumů a doporučení literatury (Konrad, 2005; Merletti & Parker, 2004).

Dalším krokem v analýze je transformace EMG signálu na jeho absolutní hodnotu, což je běžná praxe pro zvýraznění amplitudy signálu a zlepšení interpretace svalové aktivity. Tato metoda umožňuje lepší vizualizaci intenzity svalové kontrakce a je podpořena studiemi v oblasti (Hayes & Loudon, 2010). Pro odstranění artefaktů, které mohou vzniknout například pohybem elektrod nebo elektrickým rušením, je využíván mediánový filtr. Tato technika je efektivní pro redukci náhodného šumu a artefaktů, zatímco zachovává tvar původního signálu, což přispívá k lepší kvalitě EMG signálu (Hermens et al., 2000; Merletti & Parker, 2004).

Kromě těchto metod je v analýze využíváno vyhlazení signálu, které pomáhá snížit krátkodobé fluktuace amplitudy způsobené externími rušivými faktory, čímž dochází k lepší interpretovatelnosti EMG dat. Segmentace EMG dat do specifických časových oken nebo fází aktivit umožňuje detailní hodnocení svalových reakcí na různé typy zatížení, což je klíčové pro pochopení biomechaniky pohybu.

Frekvenční analýza, využívající diskrétní Fourierovu transformaci, je dalším důležitým nástrojem. Tato analýza umožňuje identifikovat změny ve frekvenčním spektru EMG signálu, které mohou indikovat únavu svalu nebo adaptaci na různé druhy cvičení, což poskytuje hlubší porozumění dynamice svalové aktivity. Integrace těchto pokročilých technik zpracování signálu do mé bakalářské práce přináší komplexní pohled na svalovou aktivitu. Použití těchto metod v prostředí MATLAB poskytuje robustní a flexibilní nástroje pro analýzu a vizualizaci EMG dat, což je nezbytné pro vývoj efektivních strategií v oblasti fyzického tréninku a rehabilitace.

1.5.5 Šum a faktory ovlivňující EMG signál

Frekvenční rozsah EMG je 20-500 Hz. Pomalý záskub svalového vlákna se obvykle pohybuje v rozmezí 20-90 Hz, zatímco rychlý záskub se obvykle pohybuje v rozmezí 90-500 Hz. Nežádoucí informace přítomné v signálu se nazývají artefakty. Nejčastějším artefaktem je šum na frekvenci 60 Hz. Odstraněním 60/50 Hz složky signálu lze na signál aplikovat vrubový filtr, který tento problém vyřeší. (Při rozhodování mezi 50 a 60 Hz je třeba upravit software tak, aby odrážel frekvenci přenosového výkonu využívanou v dané oblasti). Existuje také svalový přeslech, který je způsoben EMG signály z jiných svalů, než je sledovaný sval. Tomuto problému pomůže zabránit dodržení vhodných rozestupů mezi elektrodami, přibližně 2 cm, a jejich umístění uprostřed svalového břicha (Florimond, 2010).

Je velmi důležité pochopit vlastnosti elektrického šumu, který EMG signál zachycuje při průchodu tkáněmi.

Druhy elektrického šumu, které lze kategorizovat, jsou následující:

- 1) Šum elektronického zařízení: zcela jej odstraní pouze lepší komponenty.
- 2) Zdrojem okolního šumu je elektromagnetické záření. Neexistuje způsob, jak tělo zcela odstínit od elektromagnetického záření, které je stále přítomno na jeho povrchu.
- 3) Pohybový artefakt: Při přítomnosti pohybového artefaktu dochází k deformaci dat, což vede k nepravdivosti. Příčinou může být špatné připevnění elektrody k tělu nebo pohyb kabelu během měření.

Prvky ovlivňující EMG signál lze dále kategorizovat. Pro jejich seskupení se používají tři kategorie:

- 1) Kauzativní: ovlivňují signál přímo.

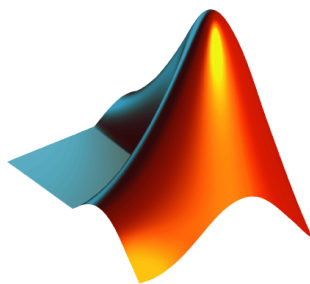
- a. Vnitřní: určují morfologické, fyziologické a biochemické vlastnosti svalu během kontrakce; tento typ informací je nezávislý na samotném snímání.
 - b. Vnější: druh elektrod (povrchové, mezisvalové), kde jsou umístěny, jak jsou velké, jak jsou od sebe vzdáleny, jak jsou umístěny vzhledem k průběhu svalu a jeho motorickým bodům atd.
- 2) Intermediární – Fyzikální a fyziologické jevy, které jsou ovlivněny minimálně jedním kauzálním faktorem, jsou příkladem zprostředkujících faktorů. Příčinou může být aktivita sousedních svalů (crosstalk), rychlost vedení akčních potenciálů nebo filtrace průchozího pásma elektrod.
- 3) Zprostředkující faktory mají vliv na determinanty. Informace v EMG signálu je přímo ovlivněna proměnnými, jako je množství aktivních motorických jednotek, mechanická spolupráce svalových vláken a rychlost vypalování motorických jednotek. Významnými faktory mohou být také amplituda, trvání a forma akčních potenciálů. (Reaz, 2006)

1.5.6 Software a nástroje pro zpracování signálu

Analýza a zpracování signálu, zvláště v kontextu EMG, vyžaduje sofistikované nástroje a softwarové aplikace. MATLAB, vývojové prostředí od společnosti MathWorks, představuje jeden z nejvýznamnějších nástrojů v tomto oboru. Díky svému Signal Processing Toolboxu, MATLAB umožňuje vědcům a inženýrům efektivně spravovat, analyzovat a vizualizovat data signálu. Tento toolbox poskytuje rozsáhlé možnosti pro návrh a analýzu digitálních a analogových filtrů, resampling, a odhad spektra, což je zásadní pro zpracování EMG signálů (MathWorks, n.d.).

Signal Processing Toolbox je vybaven nástroji, které usnadňují detekci, měření a extrakci charakteristických vlastností signálů, jako jsou špičky, výkon a šířka pásma. Tyto funkce jsou klíčové pro analýzu EMG dat, kde je potřeba rozpoznat a interpretovat specifické vzory signálu. Význam MATLABu pro EM je dále potvrzen jeho schopností integrace s dalšími technologiemi a platformami, což vědcům umožňuje vytvářet komplexní a multidisciplinární analytické workflow (Hassan et al., 2021).

Kromě MATLABu existují i další softwarové nástroje, které mohou být pro zpracování EMG signálů užitečné. OpenSignal, open-source platforma, nabízí alternativní přístupy k analýze signálů a může být vhodná pro projekty s omezeným rozpočtem (Smith et al., 2019). Dalším užitečným nástrojem je BioSig, komplexní softwarový balíček pro zpracování biologických signálů, který podporuje různé formáty dat a poskytuje nástroje pro jejich analýzu a vizualizaci (Schlogl et al., 2020).



Obrázek 2: Logo Matlab
(Cleve Moler, 2003)

1.5.7 Výzvy a omezení zpracování signálu

Analýza a zpracování signálu, a to zejména EMG je procesem plný výzev a omezení, které vyžadují pečlivé zvážení. Jednou z hlavních výzev je řízení šumu a artefaktů, které mohou signifikantně ovlivnit kvalitu a interpretaci získaných signálů. Metody, jako je použití pasových filtrů, jsou navrženy k minimalizaci těchto efektů, avšak úplná eliminace šumu je často nemožná, což vyžaduje opatrnost při interpretaci dat (Konrad, 2005; Merletti & Parker, 2004). Rozlišovací schopnost a přesnost zařízení používaného pro sběr dat jsou rovněž klíčové pro zachycení detailů EMG signálů. Tyto parametry přímo ovlivňují schopnost identifikovat specifické charakteristiky signálu, které jsou nezbytné pro účely analýzy (Hermens et al., 2000).

Použití sofistikovaných softwarových aplikací, jako je MATLAB s jeho Signal Processing Toolboxem, poskytuje výzkumníkům nástroje potřebné pro efektivní správu, analýzu a vizualizaci dat. Tento toolbox zahrnuje širokou škálu nástrojů pro návrh a analýzu filtrů, resampling, hladkost, detrending a odhad spektra, což je zásadní pro práci s EMG signály. Ačkoliv tyto nástroje výrazně zlepšují schopnost zpracovávat a analyzovat data, stále existují výzvy spojené s velkými objemy dat, výpočetní náročností algoritmů a potřebou validace použitých matematických modelů (MathWorks, n.d.).

Další výzvy a omezení mohou zahrnovat aplikaci matematických a statistických modelů na data signálu, což přináší další vrstvu komplexnosti, zejména pokud jde o validitu modelů pro specifické typy dat. Při aplikaci modelů strojového učení pro analýzu je důležité zajistit, že modely jsou adekvátně trénovány a validovány, aby byly předpovědi spolehlivé.

2 Praktická část

V rámci praktické části mého výzkumu jsem přistupoval k výběru a analýze specifických cviků s cílem prozkoumat jejich vliv na svalový systém a celkovou fyzickou kondici. Důraz byl kladen na cviky, které efektivně zapojují různé svalové skupiny a jsou přínosné pro posílení, zlepšení koordinace a pochopení biomechanických principů pohybu. Výběr každého cviku byl podložený kombinací teoretických znalostí a praktických zkušeností, zahrnující rešerše odborných zdrojů a analýzu předchozích výzkumných studií. Tento přístup mi umožnil identifikovat cviky, které nejlepšími způsoby odpovídají mým výzkumným cílům, zatímco jsem zároveň bral v úvahu bezpečnost cvičících a možnost aplikace cviků v různých kontextech fyzické aktivity.

2.1 Metody sběru dat

V práci byly použity specifické přístroje pro sběr dat kinematiky a EMG. Praktická část sběru dat zahrnuje důkladný výběr svalů a pohybů, které jsou pro studii relevantní, a následné měření za použití standardizovaných postupů.

2.1.1 Použité nástroje a přístroje

Technika optického měření známá jako Qualisys Motion Capture System (dále jen Qualisys) je založena na získávání souřadnic bodů (marker) na těle subjektu. Zachycuje změny prostorové orientace a polohy segmentů těla a také velikost úhlových posunů mezi segmenty, které korelují se zrychlením a lineární nebo úhlovou rychlostí. Výsledkem je vysvětlení polohy těla v prostoru i čase (Kolář, 2009). Ke sledování pohybů segmentů se používají pasivní nebo aktivní značky, které se připevňují na tělo probanda na přesných anatomických místech. Malé kulovité struktury známé jako pasivní markery vznikají při odrazu infračerveného světla ze snímacích kamer. Výhodou pasivních markerů je, že umožňují současné snímání mnoha markerů při velmi vysoké vzorkovací frekvenci. Navíc neexistují žádné elektrické vodiče, které by omezovaly pohyb testovaného subjektu (Sinclair et al. 2012, Richards et al. 2008). Někdy je nutné přepočítat nebo doplnit chybějící trajektorie bodů. Tento záznam je třeba znovu zkontrolovat, když se automaticky doplní chybějící segmenty trajektorie. Vyhodnocená data Qualisys jsou vynikající pro kinematickou analýzu. Sledování pohybu v reálném čase umožňuje zrychlení, zpomalení a vizualizaci trajektorií sledovaných markerů. Ze záznamu lze vyčíst symetrii a plynulost pohybu. V návaznosti na to bude možné určit přesnou polohu segmentů těla vzhledem k souřadnicovému systému, stejně jako polohu segmentů vůči sobě navzájem, jejich výchylky během pohybu a jejich zrychlení a rychlost. Provedený pohyb lze na základě těchto údajů poměrně správně analyzovat (Qualisys Track Manager – User Manual, 2011). Elektromyografický systém EMG Delsys je pokročilým nástrojem pro měření elektrické aktivity svalů. Tento systém umožňuje přesný a detailní záznam svalové aktivity v reálném čase, což je klíčové pro analýzu svalové funkce a koordinace během různých fyzických aktivit (De Luca, 1997).

Vysoce citlivé elektrody se přikládají na povrch kůže nad svaly, které je třeba monitorovat pomocí přístroje EMG Delsys. Tyto elektrody detekují elektrické signály produkované kontrakcí svalových vláken (Hermens et al., 2000). Pro účely pochopení funkce svalů a biomechaniky pohybu nabízejí tyto údaje informace o vzoru a intenzitě svalové aktivace.

Biomechanika, ergonomie, sportovní věda a rehabilitace patří mezi obory, které hojně využívají EMG Delsys. Jeho schopnost nabídnout důkladné vyšetření svalové aktivity usnadňuje tvorbu účinných tréninkových a rehabilitačních plánů, zlepšuje sportovní výkony a umožňuje hlubší pochopení mechanismů, které jsou základem zranění (Merletti a Parker, 2004). Přístroj je zvláště užitečný při sledování svalové aktivity během dynamických pohybů, což umožňuje analýzu svalové funkce v řadě fyzických scénářů.

EMG Delsys poskytuje technologii měření, která je neuvěřitelně přesná a reprodukovatelná. Díky velké citlivosti a nízkému šumu mohou elektrody spolehlivě zaznamenávat i ty nejslabší svalové impulsy (Konrad, 2005). Tato technika navíc umožňuje snadnou a rychlou aplikaci elektrod, což je užitečné pro výzkumné projekty, které se provádějí v různých prostředích.

Pro důkladné vyšetření pohybu a svalové aktivity lze EMG přístroj Delsys úspěšně kombinovat s dalšími systémy, jako je například optický měřicí systém Qualisys (Robertson a Caldwell, 2013). Díky souběžnému studiu svalové aktivity a kinematiky pohybu, které tato integrace umožňuje, lze lépe pochopit souvislost mezi pohybem a kinematikou.

2.1.2 Popis laboratoře

Školní laboratoř pohybových aktivit je vybavena špičkovým kamerovým systémem Qualisys, silovými plošinami Kistler a EMG systémem Delsys, což umožňuje komplexní sledování kinematiky a kinetiky pohybu, stejně jako svalové aktivity. Toto vybavení nám umožňuje provádět detailní analýzu různých druhů pohybů, od sportovních aktivit, jako je chůze, běh, karate, volejbal a posilovací cvičení, až po běžné denní nebo profesní činnosti, včetně manipulace s pacienty v nemocnicích, ergonomie práce u počítače nebo strojů, a dokonce kojení. Systém Qualisys využívá 16 vysokofrekvenčních kamer pro sledování pohybu markerů umístěných na povrchu sledovaného objektu. Tento systém je neocenitelný pro zachycení detailní kinematiky pohybu, poskytující vizualizaci a analýzu pohybových vzorců v reálném čase. Dvě silové plošiny Kistler jsou klíčové pro sledování kinetiky pohybu. Tyto plošiny zaznamenávají reakční síly, což nám umožňuje pochopit, jak tělo interaguje s okolím během různých fyzických aktivit a jak jsou síly distribuovány během pohybu. Systém Delsys poskytuje podrobné informace o elektrické aktivitě svalů vznikající při jejich stahu nebo relaxaci. Toto je zásadní pro pochopení svalové dynamiky a vzorců aktivace během různých pohybů a aktivit. Laboratoř se věnuje široké škále výzkumných témat a aplikací. Zaměřujeme se na analýzu pohybu v různých kontextech, což zahrnuje sportovní výkony, každodenní činnosti a specifické profesní úkoly. Toto multidisciplinární využití umožňuje aplikaci našich zjištění v různých oblastech, od zlepšení sportovního výkonu, přes zlepšení kvality života běžných lidí, až po vývoj efektivních postupů v ergonomii a rehabilitaci (Machovcová, 2023).

2.1.3 Postup přípravy účastníků

Pro přesný a důvěryhodný sběr dat jsou nezbytní dobrovolníci. V této části je popsán postup přípravy účastníků, který byl proveden v souladu s osvědčenými postupy biomechanického výzkumu (Smith & Loslever, 2012). K měření pohybu byly použity markery Qualisys umístěné na strategických místech účastníků, což umožnilo přesné sledování pohybu segmentů těla (Richards, 2008). V souladu s přístupem popsaným v literatuře byly na relevantní svalové skupiny pečlivě umístěny EMG elektrody Delsys pro sledování svalové aktivity (Konrad, 2005; Král, 2017).

Před zahájením sběru dat byli účastníci poučeni o metodách a účelu studie. Aby byla zaručena konzistence a správnost údajů, byli účastníci poučeni a připraveni na provádění pohybových aktivit v souladu s doporučeními v literatuře (Caldwell, et al., 2013). Každý postup byl vytvořen tak, aby se snížila možnost poškození a zaručilo se pohodlí účastníků po celou dobu měření. Jak doporučuje metodika výzkumu, pro analýzu dat byly shromážděny demografické a další relevantní údaje o účastnících (Keele, 2013).

2.2 Popis cviků

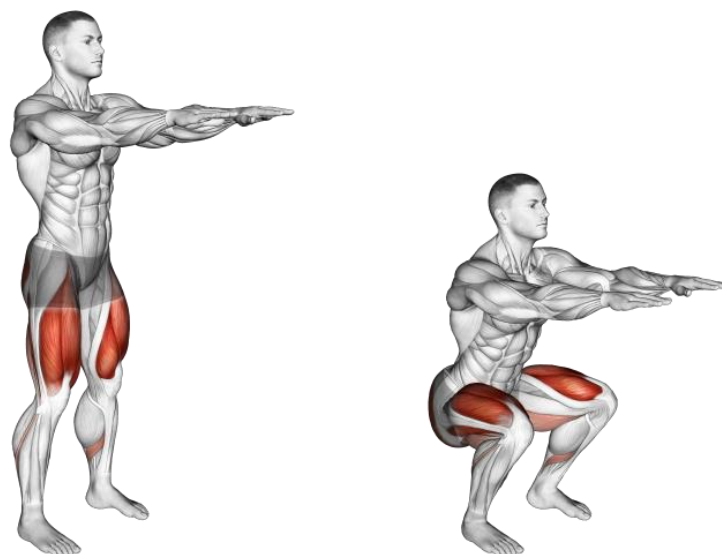
Rozbor cviků představuje klíčovou součást výzkumu, kde se podrobně věnujeme analýze a výběru konkrétních pohybových aktivit, jejichž efektivita a vliv na svalový systém byly předmětem studie. Každý z těchto cviků byl zvolen s ohledem na specifické cíle, které jsem si pro měření stanovil, včetně posílení svalů, zlepšení koordinace, a zkoumání biomechanických principů pohybu. Pro každý cvik uvádíme podrobný popis, který zahrnuje jeho provedení, zaměření na konkrétní svalové skupiny a očekávané přínosy. Důraz je kladen na správnou techniku a formu, což je zásadní pro efektivitu cviku a minimalizaci rizika zranění. Nabízíme také doporučení pro variace cviků, které umožňují jejich přizpůsobení různým úrovním fyzické připravenosti a specifickým potřebám cvičících.

Analýza je podpořena odbornou literaturou a výzkumnými studiemi, které přispívají k hlubšímu porozumění biomechanice a fyziologickým aspektům každého cviku. Tímto přístupem usiluji o poskytnutí komplexního a vědecky podloženého přehledu o významu a účinnosti zvolených cviků v kontextu výzkumného projektu.

2.2.1 Dřep

Dřep je jedním z nejúčinnějších cvičení pro posílení dolní části těla, protože zapojuje několik klíčových svalových skupin, včetně kvadricepsů, hýždí (gluteálních svalů), hamstringů a stabilizačních svalů v oblasti břicha a dolní části zad. Kromě posilování svalů, dřepy také zlepšují flexibilitu v kyčlích, kolenech a kotnících, což přispívá k celkové pohyblivosti a zdraví kloubů (Schoenfeld, 2010). Toto cvičení nabízí širokou škálu variant, od základního dřepu po pokročilé variace s činkami, které umožňují cílit na různé svalové skupiny a zvyšovat intenzitu tréninku. Z hlediska biomechaniky je dřep považován za komplexní cvičení, které vyžaduje koordinovanou práci mnoha svalů pro správné provedení a udržení rovnováhy. Studie ukázaly, že správná technika dřepu minimalizuje riziko zranění a zvyšuje efektivitu cvičení pro rozvoj svalové síly (Contreras, 2013). Například, udržování vzpřímeného trupu a správné pozice nohou během dřepu pomáhá distribuovat zátěž rovnoměrně a zabránit nadměrnému tlaku na kolena a záda. EMG analýzy, které měří elektrickou aktivitu svalů během cvičení, odhalily, že dřep efektivně aktivuje gluteální svaly, což je zásadní pro posílení této oblasti a zlepšení výkonu v mnoha sportech a každodenních aktivitách (Neto et al., 2019). Tyto analýzy také ukazují, že variace šířky stání během dřepu může ovlivnit, které svalové skupiny jsou více zapojeny, což umožňuje individualizovaný přístup k tréninku v závislosti na cílech jednotlivce.

Vzhledem k těmto faktorům je dřep považován za klíčovou součást mnoha tréninkových programů, od rehabilitace po výkonnostní sporty. Jeho univerzálnost a efektivita v posilování klíčových svalových skupin činí dřep jedním z nejvýznamnějších cvičení ve fyzické přípravě.

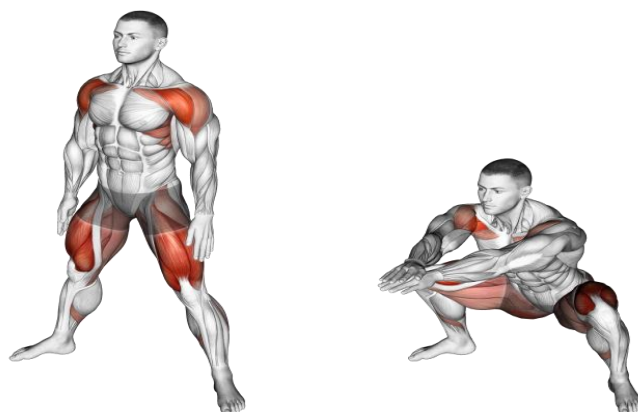


Obrázek 3: Dřep
(INSPIRE US, 2023)

2.2.2 Dřep s širším rozestupem nohou

Dřep s širším rozestupem nohou je variantou klasického dřepu, která klade důraz na odlišné svalové skupiny. Tento typ dřepu, často označovaný jako sumo dřep, zapojuje více vnitřní stehenní svaly (adduktory) a hýždě, zatímco klasický dřep s užším rozestupem nohou se zaměřuje převážně na kvadricepsy a zadní stehenní svaly. Rozdíl v zapojení svalů je důsledkem změny úhlu v kyčelním a kolenním kloubu během provedení dřepu, což vede k různému rozložení síly a zatížení na dolní část těla (Swinton et al., 2012). Dřep s širším rozestupem nohou může být také prospěšný pro jedince s omezenou flexibilitou v kyčlích nebo s obtížemi udržet správnou formu během klasického dřepu. Širší rozestup nohou umožňuje hlubší klesnutí s menší mírou předklonu trupu, což může snížit potenciální zatížení na bederní páteř (Paoli et al., 2009). Z biomechanického hlediska, provedení dřepu s širším rozestupem nohou vyžaduje větší stabilitu v kyčelních kloubech a lepší kontrolu nad laterálním pohybem kolena, což přispívá k rozvoji funkční síly a stability v dolní části těla. Tento aspekt je zvláště důležitý pro sportovce, kteří potřebují výkonnost v různých směrech pohybu (Escamilla et al., 2001).

Výzkumy také ukazují, že variace v šířce stání může pomoci přizpůsobit trénink specifickým cílům jednotlivce, jako je zlepšení výkonnosti v určitých sportech nebo rehabilitace po zranění. Dřep s širším rozestupem nohou by tedy měl být zvážen jako cenný doplněk k tréninkovým programům zaměřeným na zlepšení síly a flexibility dolní části těla (Bloomquist et al., 2013).



Obrázek 4: Dřep s širším rozstupem nohou
(INSPIRE US, 2023)

2.2.3 Výpady

Výpady jsou dynamickým cvičením, které cílí na komplexní posílení a stabilizaci dolní části těla. Toto cvičení je unikátní svým jednostranným zatížením, které zapojuje nejen kvadricepsy a hamstringy, ale i gluteální svaly a svaly jádra pro udržení rovnováhy a stability. Výpady mohou být prováděny v různých směrech, což umožňuje cílit na různé svalové skupiny a zvyšovat funkční pohyblivost (Paoli, Marcolin, & Petrone, 2009). Biomechanicky výpady představují značnou zátěž pro kolenní a kyčelní klouby, a proto je kladen velký důraz na správnou techniku provádění. Udržení trupu vzpřímeného a krok vpřed s kolenním kloubem ve směru špičky nohy pomáhá minimalizovat riziko zranění a zajišťuje efektivní zapojení svalů (Swinton et al., 2012). EMG studie potvrzují významnou aktivaci gluteálních svalů během výpadů, což je přínosné pro zlepšení svalové síly a výkonu v mnoha sportech a aktivitách. Díky jednostrannému zatížení jsou výpady také cenným nástrojem pro identifikaci a korekci svalové dysbalance a posílení stabilizačních svalů potřebných pro prevenci zranění (Neto et al., 2019). Výpady nejsou pouze o svalové síle, ale také o koordinaci a stabilitě. Zapojení svalů jádra a stabilizátorů během provádění tohoto cvičení pomáhá zlepšit celkovou rovnováhu a funkční schopnosti, což je klíčové pro každodenní pohyby a sportovní výkony (Bloomquist et al., 2013).



Obrázek 5: Výpady
(INSPIRE US, 2023)

2.2.4 Výstupy na balanční podložku

Výstupy na balanční podložku jsou cvičením, které se zaměřuje na zlepšení rovnováhy, koordinace a stabilizace. Toto cvičení využívá nestabilní povrch, což nutí tělo aktivovat stabilizační svaly, zejména v oblasti jádra a dolní části těla, aby udrželo rovnováhu a správnou postavu. Nestabilní podmínky balanční podložky zvyšují svalovou aktivaci nejen v cílových svalových skupinách, jako jsou hýždě a kvadricepsy, ale také v svalstvu zapojeném pro udržení rovnováhy, což přináší celkové zlepšení svalové koordinace a funkční síly (Behm et al., 2010). Výstupy na balanční podložku jsou zejména užitečné pro sportovce a jedince ve fyzické rehabilitaci, protože podporují rozvoj propriocepce a funkční stability, což jsou klíčové komponenty pro prevenci zranění a pro zlepšení výkonnosti ve sportech, které vyžadují vysokou míru rovnováhy a agilitu (Kibele & Behm, 2009).

Provedení výstupů na balanční podložku vyžaduje, aby se jedinec soustředil na udržení rovnováhy během celého pohybu nahoru a dolů, což znamená, že toto cvičení není jen fyzicky náročné, ale také mentálně stimulující. Takové cvičení tedy nejenže posiluje tělo, ale také zapojuje mysl, což je důležitý aspekt tréninku, který je někdy přehlížen (Granacher et al., 2011).

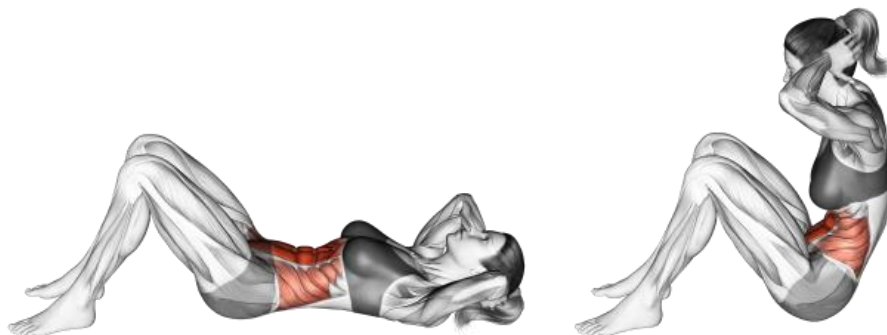


Obrázek 6: Výstupy na balanční podložku
(WALKER, 2021)

2.2.5 Sklapovačky

Sklapovačky, známé také jako abdominal crunches, jsou oblíbeným cvičením zaměřeným na posílení břišních svalů, především rectus abdominis. Toto cvičení je zvláště ceněné za jeho efektivitu ve zvyšování svalové síly a vytrvalosti v oblasti středu těla bez potřeby speciálního vybavení. Sklapovačky přispívají k lepší definici břišních svalů a pomáhají v budování základu pro složitější cvičení (Clark et al., 2010). Během provádění sklapovaček je důležité zaměřit se na správnou techniku, která zahrnuje pomalé a kontrolované zvedání ramen od země směrem k bokům, přičemž je důležité udržet bedra stabilní a nepoužívat hybnost. Tím se maximalizuje zapojení břišních svalů a minimalizuje riziko zranění bederní oblasti (McGill, 2007).

Výzkum ukazuje, že sklapovačky, když jsou prováděny správně, mohou efektivně izolovat a posilovat svaly rectus abdominis, což je klíčové pro udržení dobrého držení těla a prevenci bolesti zad. Navíc, silné jádro je zásadní pro výkon v širokém spektru sportů a každodenních aktivit, protože podporuje stabilitu a flexibilitu celého těla (Escamilla et al., 2006).

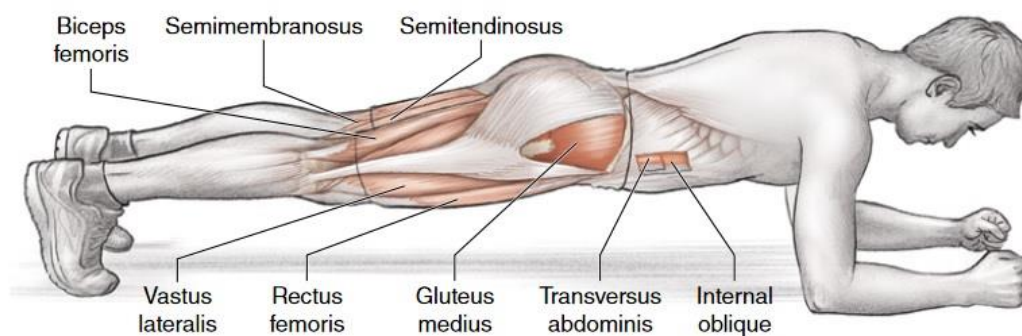


Obrázek 7: Sklapovačky
(INSPIRE US, 2022)

2.2.6 Plank

Plank je cvičení, které efektivně posiluje celou řadu svalů středu těla, včetně hlubokých stabilizačních svalů jako je transversus abdominis, obliques, a rectus abdominis, stejně jako svaly dolní části zad. Toto isometrické držení vyžaduje, aby tělo udrželo rovnou linii od hlavy k patě, což aktivuje svaly jádra bez potřeby dynamického pohybu (McGill, 2007). Právě kvůli této intenzivní aktivaci jádra bez zbytečného tlaku na bederní páteř je plank považován za jedno z nejúčinnějších cvičení pro budování jádrové síly a stability. Díky své jednoduchosti a efektivitě je plank oblíbený ve fitness režimech napříč různými sporty a aktivitami. Toto cvičení je klíčové pro vývoj pevného základu, který podporuje celkovou fyzickou výkonnost a pomáhá předcházet zraněním tím, že zlepšuje držení těla a rovnováhu (Granacher et al., 2011).

Plank také podporuje mentální vytrvalost a disciplínu, protože vyžaduje, aby jedinec udržel pozici po určitou dobu, což se postupem času snaží prodlužovat. Tímto způsobem cvičení nejen posiluje tělo, ale také rozvíjí schopnost soustředit se a odolávat fyzické únavě.



Obrázek 8: Plank
(babos-sport, 2020)

2.2.7 Kliky

Kliky jsou efektivním cvičením pro posílení horní části těla, které zapojuje hrudní svaly, tricepsy a deltové svaly, přičemž významně přispívá i k posílení svalů jádra. Výzkum Lehmana (2006) ukázal, že variace v provedení kliků, jako je úprava šířky úchopu, může specificky cílit na různé svalové skupiny a zvyšovat intenzitu zapojení svalů. Tato adaptabilita činí kliky výjimečně univerzálním cvičením. Studie Clarka et al. (2010) zdůrazňuje, že kliky nejen zlepšují svalovou sílu a vytrvalost, ale také podporují svalovou koordinaci a funkční stabilitu, které jsou důležité pro komplexní pohyby ve sportu a každodenním životě. Díky schopnosti zapojit více svalových skupin najednou představují kliky efektivní cvičení pro rozvoj celkové tělesné síly.

Zdokonalení správné techniky kliků, které aktivně zapojuje svaly jádra, může mít významný vliv na stabilitu páteře a předcházení bolestem zad. Správné provádění cvičení, jak upozorňuje McGill (2007), vyžaduje udržení pevného jádra a zabránění prohýbání nebo nadměrného napínání dolní části zad. Tímto způsobem kliky nejenže posilují svaly horní části těla, ale také podporují lepší posturální kontrolu a svalovou symetrii, což je klíčové pro optimalizaci lidského pohybu a minimalizaci rizika zranění. Kromě toho, zapojení svalů jádra během kliků přispívá k celkovému zlepšení funkční síly, což je zásadní pro výkonnost ve sportu a každodenních aktivitách, kde je důležitá správná postura a efektivní pohyb (McGill, 2007).



Obrázek 9: Kliky
(INSPIRE US, 2023)

2.2.8 Bicepsový zdvih s kettlebellem

Bicepsový zdvih s kettlebellem je vynikající cvičení pro rozvoj svalové síly a koordinace, se zaměřením na bicepsy a zapojením svalů jádra a stabilizačních svalů pro udržení rovnováhy a správného držení těla. Pro všechny účastníky mé studie byl použit kettlebell o hmotnosti 6 kg, což zajistilo jednotnou zátěž a umožnilo objektivní porovnání výsledků. Tato uniformní hmotnost byla zvolena jako optimální pro dosažení cílů cvičení, přičemž bylo zohledněno minimalizování rizika zranění a podpora progresivního zlepšení (Jay et al., 2011). Asymetrická hmotnost kettlebellu přináší jedinečnou výzvu, která vyžaduje od cvičících vyšší úroveň svalové aktivity, zejména pro udržení rovnováhy, což zvyšuje efektivitu tréninku v porovnání s tradičními bicepsovými zdvihy s rovnými činkami. Studie od Farrara, Mayhewa a Kocha (2010) zdůrazňuje,

že bicepsový zdvih s kettlebellem je nejen efektivní pro posílení svalů, ale také pro zlepšení celkové fyzické kondice díky zvýšeným metabolickým požadavkům tohoto typu cvičení.

Integrace bicepsových zdvihů s kettlebellem do tréninkového programu nabízí jedincům možnost pracovat na zlepšení fyzické kondice zábavným a variabilním způsobem, s důrazem na techniku a kvalitu provedení. Toto cvičení posiluje nejen bicepsy, ale také přispívá k lepší stabilitě a koordinaci celého těla, což má přímý dopad na výkon ve sportu a každodenní aktivitách.



Obrázek 10: Bicepsový zdvih s kettlebellem
(Gymbox, 2014)

2.3 Popis zpracování signálu a filtrace

V následující kapitole bakalářské práce jsem se zaměřil na procesy filtrace a zpracování dat, která byla získána během měření svalové aktivity pomocí EMG. Klíčovým cílem této fáze bylo připravit signály pro detailní analýzu tak, aby byly co nejvíce zbaveny rušivých artefaktů a šumu, což je zásadní pro získání spolehlivých výsledků.

Pro zpracování signálů jsem využil vzorkovací frekvenci 2000 Hz, což je hodnota, která umožňuje zachytit významné frekvenční složky svalové aktivity. K odstranění nežádoucích frekvencí mimo oblast zájmu byl aplikován pásmový filtr (band-pass) s nastavením propustných frekvencí mezi 30 a 250 Hz. Tento výběr frekvencí odpovídá obvyklému rozsahu svalové aktivity a pomáhá eliminovat signály, které nejsou přímo spojené s aktivitou svalů, jako jsou elektrický šum nebo artefakty pohybu.

Dále jsem signály upravil na jejich absolutní hodnoty, aby bylo možné lépe vizualizovat celkovou aktivitu bez ohledu na polaritu elektrických potenciálů. Pro odstranění artefaktů jsem nastavil všechny výstupy signálu nad 500 jednotek na nulu, což mi umožnilo vyřadit nepravděpodobně vysoké špičky způsobené vnějšími rušeními.

Závěrečný krok spočíval ve využití mediánového filtru s oknem o velikosti 20 vzorků, což přispělo k dalšímu vyhlazení signálu a odstranění případných zbylých špiček. Tímto způsobem upravené signály pak poskytly čistší a lépe interpretovatelnou bázi pro analýzu zapojení jednotlivých svalů během vykonávání různých cviků, což je klíčové pro pochopení jejich efektivity a pro návrh optimálních tréninkových programů.

3 Výsledky

V této části se podrobněji zaměřím na interpretaci výsledků měření zapojení svalů u zkoumaných subjektů. Každý sval byl analyzován na základě jeho procentuálního zapojení vůči maximální volní kontrakci (MVC), což poskytuje ucelenější obraz o intenzitě jeho využití při konkrétních cvicích a na základě průměrné hodnoty signálu v mikrovoltech (μV).

MVC pro každý sval byla měřena během specifických cviků, které jsou považovány za neúčinnější pro daný svalový skupinu. Například, biceps byl testován prostřednictvím zdvihu kettlebellu, triceps pomocí kliků, břišní svaly skrze sklapovačky, svaly stehna prostřednictvím výpadů a lýtkový sval při výstupech na balanční podložku. MVC byla určena jako průměrná hodnota signálu v sekundovém intervalu kolem jeho maximálního vrcholu, aby se eliminoval vliv možných artefaktů (Avdan, 2022; Sousa, 2012).

Procentuální zapojení svalu bylo poté vypočteno ve srovnání s MVC každé cvičení a poskytuje klíčový ukazatel, jak velkou část svého potenciálu sval využívá při konkrétních pohybech. Vedle toho průměrné zapojení svalu, které odpovídá průměrnému signálu při cvičení, nám dává další vhled do celkové aktivity svalu během cvičebního setu. Tyto metriky společně pomáhají porozumět, které cviky jsou pro dané svaly nejvíce stimulující a jak mohou být tréninkové programy optimalizovány pro zvýšení svalové síly a vytrvalosti.

Podrobné tabulky níže pak prezentují průměrnou hodnotu napětí svalu a procentuální zapojení svalů při různých cvičeních. Tato data nejenže pomáhají identifikovat nejefektivnější cvičení pro posílení jednotlivých svalů, ale také slouží jako základ pro další výzkum a vývoj cílených tréninkových protokolů pro různé fitness a rehabilitační cíle.

Ve světle prezentovaných dat a jejich interpretace je zřejmé, že pro dosažení optimálního svalového zapojení je klíčové porozumění biomechaniky pohybu a fyziologie svalů, což je přínosné nejen pro sportovce, ale i pro širokou veřejnost zainteresovanou na zlepšení jejich fyzického stavu a pohybového aparátu.

3.1 Výsledky subjektu 1

V této sekci jsou prezentovány výsledky měření svalové aktivity subjektu 1 během provádění různých posilovacích cviků. Data jsou uvedena ve formě procentuálního zapojení a průměrného zapojení svalů, což nám umožňuje porozumět míře aktivace svalů při každém cviku. Pro subjekt 1 byla zároveň vykreslena data pro dřep, sklapovačky a klik.

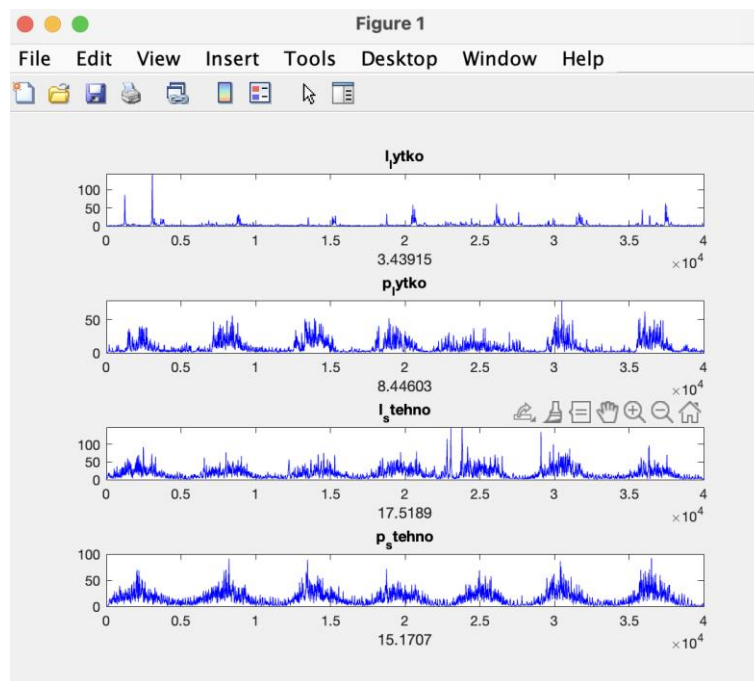
3.1.1 Pravý lýtkový a stehenní sval

V tabulce 1 lze vidět, že při standardním dřepu dosáhl subjekt 1 procentuálního zapojení 9,47 % pro pravý lýtkový sval a 26,20 % pro pravý stehenní sval. Průměrná hodnota zapojení pro lýtkový sval byla 11,039 μV , zatímco pro stehenní sval 12,060 μV .

Při dřepu s širším rozstupem nohou se procentuální zapojení pravého lýtkového svalu zvýšilo na 14,55 % a průměrné zapojení na 16,956 μV . Pravý stehenní sval vykazoval zapojení 33,36 % s průměrnou hodnotou 15,355 μV , což naznačuje zvýšenou svalovou aktivitu při této variantě dřepu.

Výstupy na balanční podložku u tohoto subjektu vyvolaly procentuální zapojení lýtkového svalu ve výši 29,40 % a průměrné zapojení 34,266 μV . Stejný cvik vyústil ve zapojení stehenního svalu na úrovni 29,16 % s průměrnou hodnotou 13,422 μV .

Výpady byly spojeny s nejvyšším procentuálním zapojením lýtkového svalu, konkrétně 47,37 % a průměrem 55,214 μV . Stejný pohyb vedl k zapojení stehenního svalu procentuální hodnotou 33,89 % s průměrným zapojením 15,600 μV .



Obrázek 11: Vizualizace dřepu subjektu 1

Zdroj: Vlastní zpracování

Tabulka 1: Subjekt 1 - Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 1	Pravý lýtkový sval		Pravý stehenní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
dřep	9,47 %	11,039 μV	26,20 %	12,060 μV
dřep s širokým rozestupem	14,55 %	16,956 μV	33,36 %	15,355 μV
Výstupy na balanční podložku	29,40 %	34,266 μV	29,16 %	13,422 μV
Výpady	47,37 %	55,214 μV	33,89 %	15,600 μV

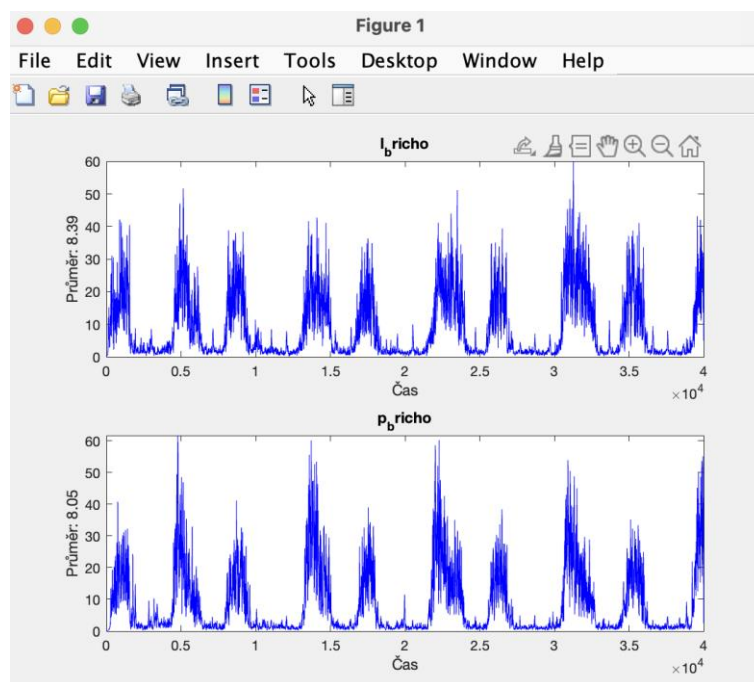
Zdroj: Vlastní zpracování

3.1.2 Břišní svaly

Analýza zapojení břišních svalů subjektu 1 odhalila významné rozdíly v aktivitě mezi cviky. Při sklapovačkách došlo k procentuálnímu zapojení levého břišního svalu ve výši 36,74 % s průměrnou hodnotou 38,400 μV , zatímco pravý břišní sval vykázal zapojení 57,79 %

s průměrem 20,202 μV . Tato data ukazují na asymetrii v zapojení břišních svalů během sklapovaček, což může indikovat nerovnováhu v svalové síle nebo technice provedení.

Naproti tomu při provádění planku bylo zapojení břišních svalů výrazně vyrovnanější, což odráží charakter cvičení zaměřeného na stabilizaci jádra a zapojení více svalových skupin. Levý břišní sval vykazoval procentuální zapojení 9,11 % s průměrným zapojením 9,519 μV , zatímco pravý břišní sval vykazoval procentuální zapojení 28,23 % s průměrným zapojením 9,867 μV .



Obrázek 12: Vizualizace dřepu subjektu 1

Zdroj: Vlastní zpracování

Tabulka 2: Subjekt 1 - Břišní svaly

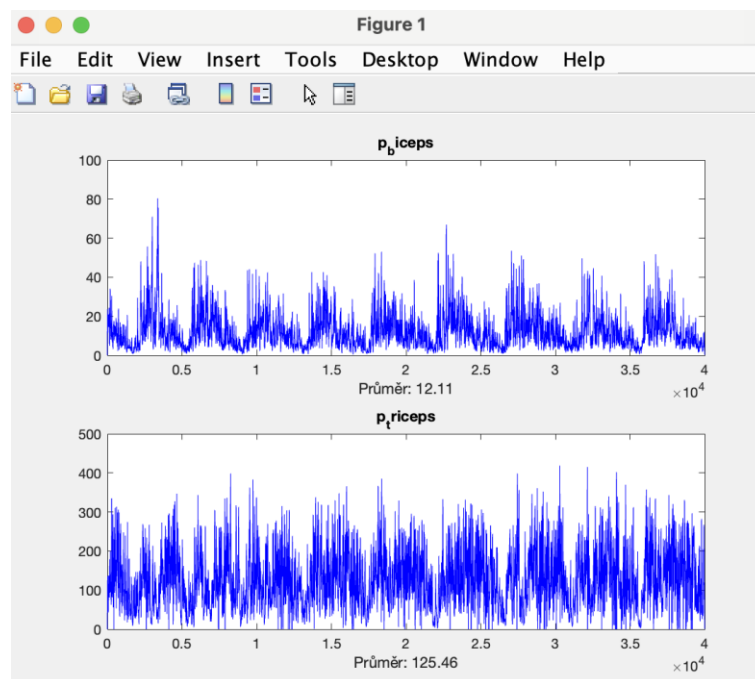
Subjekt 1	Levý břišní sval		Pravý břišní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Sklopovačky	36,74 %	38,400 μV	57,79 %	20,202 μV
Plank	9,11 %	9,519 μV	28,23 %	9,867 μV

Zdroj: Vlastní zpracování

3.1.3 Pravý bicepsový a tricepsový sval

Analýza zapojení pravého bicepsu a tricepsu subjektu 1, jak je uvedeno v tabulce 3, poskytuje přehled svalové aktivity během různých cvičení. U kliků bylo zjištěno 38,63% zapojení pravého bicepsového svalu s průměrným zapojením 56,538 μV , zatímco pravý tricepsový sval vykazoval výrazně vyšší zapojení na úrovni 67,55 % s průměrným zapojením 95,798 μV . Tento rozdíl poukazuje na specifické zaměření kliků na tricepsový sval a zdůrazňuje jeho významnou roli při tomto cvičení.

Bicepsový zdvih s kettlebellem však představuje cvičení s největším zapojením pro pravý bicepsový sval, kde dosahuje procentuálního zapojení 61,52 % s průměrným zapojením 90,041 μV , což je značně větší než u kliků. Naopak, zapojení pravého tricepsového svalu při tomto cvičení je minimalizované, s procentuálním zapojením 9,03 % a průměrným zapojením 12,808 μV , což reflektuje specifické cílení bicepsových zdvihů s kettlebellem na bicepsový sval.



Obrázek 13: Vizualizace kliku subjektu 1

Zdroj: Vlastní zpracování

Tabulka 3: Subjekt 1 - Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 1	Pravý bicepsový sval		Pravý tricepsový sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Kliky	38,63 %	56,538 μV	67,55 %	95,798 μV
Zdvihy kettlebellem	61,52 %	90,041 μV	9,03 %	12,808 μV

Zdroj: Vlastní zpracování

3.2 Výsledky subjektu 2

V této sekci jsou prezentovány výsledky měření svalové aktivity subjektu 2 během provádění různých posilovacích cviků. Data jsou uvedena ve formě procentuálního zapojení a průměrného zapojení svalů, což nám umožňuje porozumět míře aktivace svalů při každém cviku.

3.2.1 Pravý lýtkový a stehenní sval

V tabulce 4 u subjektu 2 lze vidět, že průměrné zapojení pravého lýtkového svalu při dřepu dosahuje 4,335 μV , což je v souladu s očekávanou mírou zapojení pro toto cvičení. Když subjekt

přešel na dřep s širším rozestupem nohou, průměrné zapojení pravého lýtkového svalu se mírně zvýšilo na 4,647 μV . Zajímavé je, že průměrné zapojení pravého stehenního svalu během obou typů dřepů zůstalo poměrně konzistentní, s hodnotami 29,922 μV pro standardní dřep a 28,906 μV pro dřep s širším rozestupem.

V případě výstupů na balanční podložku se průměrné zapojení pravého lýtkového svalu výrazně zvýšilo na 9,345 μV , což odráží vyšší zapojení tohoto svalu pro udržení rovnováhy na nestabilním povrchu. Průměrné zapojení pravého stehenního svalu bylo během tohoto cvičení nižší, pouze 8,534 μV , což naznačuje, že dominantní roli v rovnováze a stabilizaci zaujímá lýtkový sval.

U výpadů se průměrné zapojení pravého lýtkového svalu snížilo na 8,084 μV , zatímco průměrné zapojení pravého stehenního svalu stoupl na 24,805 μV .

Tabulka 4: Subjekt 2 - Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 2	Pravý lýtkový sval		Pravý stehenní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
dřep	19,88 %	4,335 μV	55,93 %	29,922 μV
dřep s širokým rozestupem	21,32 %	4,647 μV	54,03 %	28,906 μV
Výstupy na balanční podložku	42,87 %	9,345 μV	15,95 %	8,534 μV
Výpady	37,08 %	8,084 μV	46,37 %	24,805 μV

Zdroj: Vlastní zpracování

3.2.2 Břišní svaly

Analyzujeme data subjektu 2 pro břišní svaly, jak jsou zaznamenány v tabulce 5. Subjekt ukázal významné procentuální zapojení levého břišního svalu při sklapovačkách s hodnotou 55,49 % a průměrným zapojením 12,530 μV , zatímco pravý břišní sval vykázal ještě vyšší zapojení 59,35 % s průměrným zapojením 11,816 μV . Tato data poukazují na intenzivní aktivaci břišních svalů během sklapovaček, což je v souladu s očekáváním, že sklapovačky cílí na posílení této oblasti.

Při cviku plank došlo k mírnému poklesu v procentuálním zapojení s 32,87 % pro levý břišní sval a 36,57 % pro pravý břišní sval. Průměrné zapojení bylo také nižší s hodnotami 7,422 μV pro levý a 7,281 μV pro pravý břišní sval.

Subjekt 2	Levý břišní sval		Pravý břišní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Sklapovačky	55,49 %	12,530 μV	59,35 %	11,816 μV
Plank	32,87 %	7,422 μV	36,57 %	7,281 μV

Tabulka 5: Subjekt 2 - Břišní svaly

Zdroj: Vlastní zpracování

3.2.3 Pravý bicepsový a tricepsový sval

V případě subjektu 2 lze pozorovat zajímavý kontrast ve svalové aktivitě při provádění kliků a zdvihů s kettlebellem. U kliků byla procentuální aktivita pravého bicepsového svalu 27,63 % s průměrným zapojením 24,458 μV , zatímco pravý tricepsový sval vykazoval vyšší zapojení 65,85 % s průměrným zapojením 80,321 μV . Na druhou stranu, při zdvích s kettlebellem bylo zapojení pravého bicepsového svalu značně vyšší, s procentuálním zapojením 51,68 % a průměrným zapojením 45,755 μV . Tricepsový sval při této aktivitě ukázal podstatně nižší zapojení 8,49 % a průměrné zapojení 6,430 μV . Tyto údaje jsou podrobně zaznamenány v tabulce 6.

Tabulka 6: Subjekt 2 - Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 2	Pravý bicepsový sval		Pravý tricepsový sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Kliky	27,63 %	24,458 μV	65,85 %	80,321 μV
Zdvihy kettlebellem	51,68 %	45,755 μV	8,49 %	6,430 μV

Zdroj: Vlastní zpracování

3.3 Výsledky subjektu 3

V této sekci jsou prezentovány výsledky měření svalové aktivity subjektu 3 během provádění různých posilovacích cviků. Data jsou uvedena ve formě procentuálního zapojení a průměrného zapojení svalů, což nám umožňuje porozumět míře aktivace svalů při každém cviku.

3.3.1 Pravý lýtkový a stehenní sval

Pro subjekt 3, výsledky ukazují, že výstupy na balanční podložku výrazně zapojují pravý lýtkový sval s procentuálním zapojením 42,43 % a průměrným zapojením 14,366 μV . Tento cvik, který vyžaduje velkou míru stability, byl zřejmě pro subjekt 3 náročnější a mohl tedy vyžadovat větší svalovou aktivitu v této oblasti. Naopak, dřep a dřep s širokým rozestupem ukázaly nižší procentuální zapojení pravého lýtkového svalu, přičemž výsledky pro pravý stehenní sval ukazují na větší zapojení během dřepu s širokým rozestupem o 50,04 % ve srovnání s obyčejným dřepem o 54,24 %, naznačující na možné zvýšení nároků na pravý stehenní sval při této variantě cviku. Výpady jsou také významným cvikem pro pravý stehenní sval s procentuálním zapojením 42,67 % a průměrným zapojením 15,100 μV .

Tabulka 7: Subjekt 3 - Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 3	Pravý lýtkový sval		Pravý stehenní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
dřep	20,91 %	7,080 μ V	54,24 %	19,198 μ V
dřep s širokým rozestupem	18,36 %	6,217 μ V	50,04 %	17,711 μ V
Výstupy na balanční podložku	42,43 %	14,366 μ V	28,17 %	9,971 μ V
Výpady	24,33 %	8,238 μ V	42,67 %	15,100 μ V

Zdroj: Vlastní zpracování

3.3.2 Břišní svaly

Při analýze výsledků subjektu 3 je zřejmé, že u sklapovaček docházelo k vyššímu procentuálnímu a průměrnému zapojení obou břišních svalů ve srovnání s cvikem plank. Levý břišní sval vykazoval procentuální zapojení 33,51 % s průměrným zapojením 27,455 μ V, zatímco pravý břišní sval měl procentuální zapojení 29,53 % a průměrné zapojení 19,887 μ V. Tato zjištění ukazují výraznější zapojení během sklapovaček, což lze přičíst přímému a dynamickému charakteru tohoto cvičení.

Naopak při cvičení plank dosáhl subjekt 3 nižších hodnot procentuálního i průměrného zapojení. Levý břišní sval vykazoval procentuální zapojení 31,37 % a průměrné zapojení 25,702 μ V, zatímco pravý břišní sval vykazoval procentuální zapojení 26,67 % a průměrné zapojení 17,956 μ V. Tento pokles lze přičíst izometrickému charakteru cvičení planku, kdy se svaly stahují bez výrazného pohybu, což vede k celkově nižšímu zapojení svalů během dané doby.

Tabulka 8: Subjekt 3 - Břišní svaly

Subjekt 3	Levý břišní sval		Pravý břišní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Sklopovačky	33,51 %	27,455 μ V	29,53 %	19,887 μ V
Plank	31,37 %	25,702 μ V	26,67 %	17,956 μ V

Zdroj: Vlastní zpracování

3.3.3 Pravý bicepsový a tricepsový sval

Výsledky pro pravý bicepsový sval při cvičení s kettlebell u subjektu 3 jsou významné, s procentuálním zapojením 82,36 % a průměrným zapojením 113,710 μ V. Oproti tomu kliky vedou k zapojení bicepsového svalu pouze z 15,56 % s průměrným zapojením 21,479 μ V. Tento rozdíl naznačuje, že zvedání kettlebellů je pro pravý biceps subjektu 3 podstatně intenzivnější.

Na druhou stranu kliky vykazují vyšší zapojení pravého tricepsového svalu s hodnotou 59,96 % a průměrným zapojením 26,748 μV . Naproti tomu zvedání kettlebellu u stejného svalu vykazuje nižší procentuální zapojení s hodnotou 17,56 % a průměrným zapojením 7,833 μV .

Tabulka 9: Subjekt 3 - Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 3	Pravý bicepsový sval		Pravý tricepsový sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Kliky	15,56 %	21,479 μV	59,96 %	26,748 μV
Zdvihy kettlebellem	82,36 %	113,710 μV	17,56 %	7,833 μV

Zdroj: Vlastní zpracování

3.4 Výsledky subjektu 4

V této sekci jsou prezentovány výsledky měření svalové aktivity subjektu 4 během provádění různých posilovacích cviků. Data jsou uvedena ve formě procentuálního zapojení a průměrného zapojení svalů, což nám umožňuje porozumět míře aktivace svalů při každém cviku.

3.4.1 Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 4 vykazoval nejvyšší procentuální zapojení pravého lýtkového svalu během cvičení na balanční desce, které dosáhlo hodnoty 46,78 % s průměrným zapojením 11,284 μV . Naproti tomu dřepy, ať už s úzkým nebo širokým postojem, vedly k nižšímu procentuálnímu zapojení lýtkového svalu, což ukazuje na možné rozdíly v nárocích těchto cviků na lýtkové svaly.

Pravý sval stehenní u subjektu 4 vykazoval významné zapojení během dřepů se širokým postojem, s procentuálním zapojením 68,72 % a průměrným zapojením 18,306 μV . Podobné výsledky byly pozorovány i při běžných dřepích s procentuálním zapojením 76,98 % a průměrným zapojením 20,505 μV , což ukazuje na vysoké zapojení svalu stehenního v obou variantách dřepů.

Výpady byly u tohoto subjektu rovněž účinné, přičemž pravý sval stehenní vykazoval procentuální zapojení 65,73 % a průměrné zapojení 17,510 μV , což odráží jeho zapojení během tohoto cvičení. Z těchto údajů uvedených v tabulce 10 je zřejmé, že subjekt 4 dosáhl nejvýraznějšího zapojení lýtkových a stehenních svalů při cvičení na balanční desce a při dřepu.

Tabulka 10: Subjekt 4 - Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 4	Pravý lýtkový sval		Pravý stehenní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
dřep	23,66 %	5,707 μ V	76,98 %	20,505 μ V
dřep s širokým rozestupem	14,24 %	3,435 μ V	68,72 %	18,306 μ V
Výstupy na balanční podložku	46,78 %	11,284 μ V	46,36 %	12,350 μ V
Výpady	27,84 %	6,715 μ V	65,73 %	17,510 μ V

Zdroj: Vlastní zpracování

3.4.2 Břišní svaly

Subjekt 4 ukázal nejvyšší procentuální zapojení levého břišního svalu během sklapovaček s hodnotou 64,68 % a průměrným zapojením 18,099 μ V, což naznačuje, že sklapovačky jsou intenzivním cvikem pro břišní svaly. Pravý břišní sval byl zapojen s 58,57 % a průměrným zapojením 18,993 μ V, což ukazuje na mírně asymetrickou aktivaci břišních svalů během cvičení.

Při cviku plank bylo procentuální zapojení levého břišního svalu 16,93 % s průměrným zapojením 4,736 μ V a pravého břišního svalu 14,88 % s průměrným zapojením 4,824 μ V, což odráží nižší intenzitu svalové aktivity během tohoto statického držení. Tato data z tabulky 11 odhalují odlišné úrovně zapojení svalů u subjektu 4 během různých typů cviků zaměřených na břišní oblast.

Tabulka 11: Subjekt 4 - Břišní svaly

Subjekt 4	Levý břišní sval		Pravý břišní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Sklapovačky	64,68 %	18,099 μ V	58,57 %	18,993 μ V
Plank	16,93 %	4,736 μ V	14,88 %	4,824 μ V

Zdroj: Vlastní zpracování

3.4.3 Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 4 prokázal silnou aktivaci pravého bicepsového svalu při zdvihách s kettlebellem s procentuálním zapojením 64,40 % a průměrným zapojením 89,925 μ V. Oproti klikům, kde procentuální zapojení činilo pouze 8,59 % při průměrném zapojení 11,988 μ V.

Na druhou stranu pravý tricepsový sval dosáhl nejvyššího procentuálního zapojení během kliků se 76,10 % a průměrným zapojením 126,182 μ V, zatímco během zdvihu s kettlebellem bylo zapojení pouze 5,00 % s průměrným zapojením 8,290 μ V.

Tabulka 12: Subjekt 4 - Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 4	Pravý bicepsový sval		Pravý tricepsový sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Kliky	8,59 %	11,988 μ V	76,10 %	126,182 μ V
Zdvihy kettlebellem	64,40 %	89,925 μ V	5,00 %	8,290 μ V

Zdroj: Vlastní zpracování

3.5 Výsledky subjektu 5

V této sekci jsou prezentovány výsledky měření svalové aktivity subjektu 5 během provádění různých posilovacích cviků. Data jsou uvedena ve formě procentuálního zapojení a průměrného zapojení svalů, což nám umožňuje porozumět míře aktivace svalů při každém cviku.

3.5.1 Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 5 ukázal rozdíly v procentuálním zapojení pravého lýtkového svalu, kde dřep s širokým rozestupem vedl k vyššímu zapojení 67,64 % ve srovnání s klasickým dřepem s hodnotou 58,94 %. Zapojení pravého stehenního svalu subjektu 5 bylo během dřepu s širokým rozestupem mírně nižší, s hodnotou 56,53 %, ve srovnání s hodnotou 57,44 % při standardním dřepu. Výstupy na balanční podložku se vyznačovaly nižším zapojením obou svalů, s procentuálním zapojením 15,48 % pro lýtkový a 32,03 % pro stehenní sval. Naproti tomu výpady vedly k výraznějšímu zapojení pravého stehenního svalu s hodnotou 36,97 %, což odráží efektivitu tohoto cviku ve vztahu k tomuto svalů.

Tabulka 13: Subjekt 5 - Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 5	Pravý lýtkový sval		Pravý stehenní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
dřep	58,94 %	37,826 μ V	57,44 %	31,117 μ V
Dřep s širokým rozestupem	67,64 %	43,409 μ V	56,53 %	30,621 μ V
Výstupy na balanční podložku	15,48 %	9,934 μ V	32,03 %	17,349 μ V
Výpady	17,20 %	11,037 μ V	36,97 %	20,027 μ V

Zdroj: Vlastní zpracování

3.5.2 Břišní svaly

Subjekt 5 vykazuje vysoké procentuální zapojení levého břišního svalu během sklapovaček s hodnotou 98,68 % a průměrným zapojením 24,549 μ V, což podtrhuje efektivitu tohoto cviku

pro aktivaci břišních svalů. Pravý břišní sval tohoto subjektu dosáhl hodnoty 69,08 % s průměrným zapojením 40,429 μV během sklapovaček, což odráží rovněž vysokou míru aktivace v průběhu tohoto cviku.

Během držení planku bylo procentuální zapojení levého břišního svalu 58,24 % s průměrným zapojením 14,488 μV , zatímco pravý břišní sval vykazoval nižší hodnoty s 22,10 % procentuálním zapojením a průměrným zapojením 12,937 μV .

Tabulka 14: Subjekt 5 - Břišní svaly

Subjekt 5	Levý břišní sval		Pravý břišní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Sklopovačky	98,68 %	24,549	69,08 %	40,429
Plank	58,24 %	14,488	22,10 %	12,937

Zdroj: Vlastní zpracování

3.5.3 Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 5 projevili během cvičení s kettlebely významné zapojení pravého bicepsového svalu s procentuálním zapojením 78,40 % a průměrným zapojením 96,041 μV , což je v kontrastu s relativně nižším procentuálním zapojením 11,88 % a průměrným zapojením 17,602 μV v pravém tricepsovém svalu během téhož cvičení.

Kliky byly účinné pro obě svalové skupiny, přičemž pravý bicepsový sval měl procentuální zapojení 64,34 % s průměrným zapojením 31,526 μV , zatímco pravý tricepsový sval měl ještě vyšší procentuální zapojení 62,34 % a průměrné zapojení 92,345 μV .

Tabulka 15: Subjekt 5 - Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 5	Pravý bicepsový sval		Pravý tricepsový sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Kliky	64,34 %	31,526 μV	62,34 %	92,345 μV
Zdvihy kettlebellem	78,40 %	96,041 μV	11,88 %	17,602 μV

Zdroj: Vlastní zpracování

3.6 Výsledky subjektu 6

V této sekci jsou prezentovány výsledky měření svalové aktivity subjektu 6 během provádění různých posilovacích cviků. Data jsou uvedena ve formě procentuálního zapojení a průměrného zapojení svalů, což nám umožňuje porozumět míře aktivace svalů při každém cviku.

3.6.1 Pravý lýtkový a stehenní sval

Pro subjekt 6 ukazují data z tabulky 16 zvýšenou aktivitu pravého lýtkového svalu při provádění výstupů na balanční podložku s procentuálním zapojením 64,77 % a průměrným zapojením 10,753 μV .

U stehenního svalu je procentuální zapojení poměrně vyrovnané mezi dřepy a výpady, s hodnotami 47,22 % a 51,92 %, což ukazuje na komplexní zapojení této svalové skupiny při obou cvicích. Průměrné zapojení stehenního svalu je také významné při dřepu s širokým rozestupem, kde dosahuje hodnoty 14,975 μV .

Celkově data naznačují, že subjekt 6 má tendenci k vyššímu zapojení svalů při provádění cviků, které vyžadují větší stabilitu a balanc, jako jsou výstupy na balanční podložku a výpady.

Tabulka 16: Subjekt 6 - Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 6	Pravý lýtkový sval		Pravý stehenní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
dřep	33,48 %	5,558 μV	47,22 %	13,367 μV
dřep s širokým rozestupem	32,27 %	5,357 μV	52,89 %	14,975 μV
Výstupy na balanční podložku	64,77 %	10,753 μV	46,85 %	13,265 μV
Výpady	59,61 %	9,895 μV	51,92 %	14,700 μV

Zdroj: Vlastní zpracování

3.6.2 Břišní svaly

Subjekt 6 ukázal značnou aktivitu břišních svalů během sklapovaček, přičemž pravý břišní sval dosáhl 91,79 % procentuálního zapojení a průměrné zapojení 6,672 μV , zatímco levý břišní sval dosáhl 49,59 % a průměrné zapojení 6,852 μV .

Při planku bylo zapojení nižší s 50,09 % pro pravý břišní sval a 28,61 % pro levý břišní sval, přičemž průměrné hodnoty zapojení byly 3,641 μV a 3,953 μV . Průměrné hodnoty jsou, ale velmi podobné, a tudíž můžeme říct, že subjekt zapojoval oba břišní svaly stejně.

Tabulka 17: Subjekt 6 - Břišní svaly

Subjekt 6	Levý břišní sval		Pravý břišní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Sklopovačky	49,59 %	6,852 μV	91,79 %	6,672 μV
Plank	28,61 %	3,953 μV	50,09 %	3,641 μV

Zdroj: Vlastní zpracování

3.6.3 Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 6 vykazuje výraznou svalovou aktivitu v pravém bicepsovém svalu, zvláště při cvičení kliků s procentuálním zapojením 95,82 % a průměrným zapojením 10,232 μV . Naopak, průměrná hodnota zapojení tricepsových svalů při klikách dosáhla 79,236 μV , což je významně vyšší ve srovnání s nízkou aktivitou 0,41 % a průměrným zapojením 6,130 μV při zdvích s kettlebellem. Tyto údaje, jak je vidět v Tabulce 17, odhalují, že kliky jsou pro tohoto subjektu značně účinné pro zapojení obou svalů, zatímco zdvihy s kettlebellem se jeví jako méně efektivní pro zapojení tricepsového svalu.

Tabulka 18: Subjekt 6 - Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 6	Pravý bicepsový sval		Pravý tricepsový sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Kliky	95,82 %	10,232 μV	52,74 %	79,236 μV
Zdvihy kettlebellem	55,20 %	58,949 μV	0,41 %	6,130 μV

Zdroj: Vlastní zpracování

3.7 Výsledky subjektu 7

V této sekci jsou prezentovány výsledky měření svalové aktivity subjektu 7 během provádění různých posilovacích cviků. Data jsou uvedena ve formě procentuálního zapojení a průměrného zapojení svalů, což nám umožňuje porozumět míře aktivace svalů při každém cviku.

3.7.1 Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 7 ukazuje na zajímavé rozdíly v zapojení svalů při provádění výpadů a výstupů na balanční podložku. Zatímco výpady vedly k významnému procentuálnímu zapojení pravého lýtkového svalu na 26,24 % s průměrným zapojením 27,157 μV , výstupy na balanční podložku byly méně náročné s procentuálním zapojením 8,40 % a průměrným zapojením 8,697 μV . Pro pravý stehenní sval byl rozdíl méně výrazný, s procentuálním zapojením 56,84 % a průměrným zapojením 12,155 μV u výpadů ve srovnání s 34,82 % a průměrným zapojením 7,445 μV u výstupů. Stehenní sval byl zapojen také při obou variantách dřepu – u klasického dřepu s procentuálním zapojením 50,42 % a průměrným zapojením 10,783 μV a u dřepu s širokým rozestupem s procentuálním zapojením 53,02 % a průměrným zapojením 11,339 μV .

Tabulka 19: Subjekt 7 - Pravý lýtkový a stehenní sval

Subjekt 7	Pravý lýtkový sval		Pravý stehenní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
dřep	9,63 %	9,969 μ V	50,42 %	10,783 μ V
dřep s širokým rozestupem	12,15 %	12,576 μ V	53,02 %	11,339 μ V
Výstupy na balanční podložku	8,40 %	8,697 μ V	34,82 %	7,445 μ V
Výpady	26,24 %	27,157 μ V	56,84 %	12,155 μ V

Zdroj: Vlastní zpracování

3.7.2 Břišní svaly

Subjekt 7 projevil výrazné procentuální zapojení břišních svalů při sklapovačkách s hodnotami 62,31 % pro levý břišní sval a 61,24 % pro pravý břišní sval, s průměrnými zapojeními 12,813 μ V a 11,194 μ V. U cviku plank dosáhl nižšího procentuálního zapojení, a to 35,78 % pro levý břišní sval a 41,53 % pro pravý břišní sval s průměrnými hodnotami 7,356 μ V a 7,592 μ V. Tyto výsledky, uvedené v tabulce 19, reflektují vyšší zapojení břišních svalů během dynamického cvičení oproti izometrickému držení těla, což naznačuje větší svalovou aktivitu při pohybových cvičeních u tohoto subjektu.

Tabulka 20: Subjekt 7 - Břišní svaly

Subjekt 7	Levý břišní sval		Pravý břišní sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Sklopovačky	62,31 %	12,813 μ V	61,24 %	11,194 μ V
Plank	35,78 %	7,356 μ V	41,53 %	7,592 μ V

Zdroj: Vlastní zpracování

3.7.3 Pravý bicepsový a tricepsový sval

U kliků prokázal subjekt 7 procentuální zapojení pravého bicepsový sval s 64,30 % a průměrným zapojením 83,891 μ V, zatímco pravý tricepsový sval měl procentuální zapojení 57,97 % a průměrné zapojení 42,349 μ V. Vyšší zapojení bicepsového svalu může být kvůli poloze rukou nebo typu kliku. Při zdvihu kettlebellem došlo k procentuálnímu zapojení pravého bicepsový sval ve výši 42,36 % a průměrném zapojení 55,257 μ V, kdežto pro pravý tricepsový sval byly tyto hodnoty 12,33 % a průměrné zapojení 9,008 μ V. Tyto údaje, uváděné v tabulce 21, ukazují na rozdíly ve svalové aktivitě mezi dynamickými cvičeními zaměřenými na bicepsy a izolovanými cvičeními pro tricepsy u tohoto konkrétního subjektu.

Tabulka 21: Subjekt 7 - Pravý bicepsový a tricepsový sval

Subjekt 7	Pravý bicepsový sval		Pravý tricepsový sval	
	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení	Procentuální zapojení	Průměrné zapojení
Kliky	64,30 %	83,891 μ V	57,97 %	42,349 μ V
Zdvihy kettlebellem	42,36 %	55,257 μ V	12,33 %	9,008 μ V

Zdroj: Vlastní zpracování

3.8 Průměrné výsledky

Zde jsou prezentovány průměrné výsledky z naměřených dat svalové aktivity pro vybrané svalové skupiny během provádění specifických cviků. Cílem je poskytnout ucelený přehled o efektivitě jednotlivých cviků na zapojení konkrétních svalů. Analýza průměrných hodnot vypovídá o obecné účinnosti cviků na posilování a aktivaci svalů a umožňuje určit, které cviky jsou nejefektivnější pro cílený trénink specifických svalových skupin.

Výsledky jsou rozděleny do tří hlavních sekcí podle analyzovaných svalových skupin: pravý lýtkový a stehenní sval, břišní svaly a pravý bicepsový a tricepsový sval. Tato segmentace umožňuje detailní pohled na vliv vykonávaných cviků na různé části těla. Přehled průměrných hodnot je klíčovým výstupem experimentální části práce a slouží jako základ pro diskusi o doporučeních pro tréninkové programy, návrhů na další výzkum a potenciální aplikace ve sportovní praxi a rehabilitaci.

3.8.1 Pravý lýtkový a stehenní sval

V následující kapitole jsou prezentovány průměrné hodnoty procentuálního zapojení pravého lýtkového a stehenního svalu získané od všech subjektů. Dřepy, jak v klasické, tak v modifikované variantě se širokým rozestupem, ukázaly podobnou míru aktivace pravého stehna, s průměrnými hodnotami 52,63 % a 52,66 %, což ukazuje na malé rozdíly mezi těmito dvěma variantami ve smyslu aktivace stehenních svalů. Naproti tomu, průměrná aktivita pravého lýtku byla v obou případech nižší, s mírným nárůstem při širším postoji (25,14 % oproti 25,79 %). Výstupy na balanční podložku představují vyšší náročnost na zapojení lýtkového svalu s průměrem 35,73 %, což naznačuje větší výzvy pro stabilitu a balanc při tomto cviku. U výpadů bylo zaznamenáno poměrně vyrovnané procentuální zapojení obou svalů s mírně vyšším zatížením na stehenní svaly (47,77 %). Tyto výsledky poskytují cenný vhled do distribuce zátěže mezi lýtkovými a stehenními svaly při různých cvičeních a jsou základem pro další analytické porovnávání a výběr cviků pro specifické tréninkové cíle. Data jsou vizualizována v tabulce 22.

Tabulka 22: Průměrná procentuální hodnota všech subjektů

Průměr všech	Pravé lýtko	Pravé stehno
dřep	25,14 %	52,63 %
dřep s širokým rozestupem	25,79 %	52,66 %
Výstupy na balanční podložku	35,73 %	33,34 %
Výpady	34,24 %	47,77 %

Zdroj: Vlastní zpracování

3.8.2 Břišní svaly

Analýza průměrných výsledků svalové aktivity v oblasti břicha odhaluje zajímavé tendence v zapojení břišních svalů při různých cvičeních. Výsledky sklapovaček ukazují silné zapojení jak levého, tak pravého břišního svalu, s průměrnými hodnotami zapojení 57,29 % na levé straně a 61,05 % na pravé straně, což reflektuje vysokou úroveň izometrické kontrakce, kterou toto cvičení vyžaduje. Naopak cvičení plank přináší nižší, avšak stále významné průměrné hodnoty, s 30,41 % pro levý břišní sval a 31,44 % pro pravý břišní sval. Tyto nižší hodnoty naznačují zaměření planku na svalovou vytrvalost a stabilizaci trupu přes delší časové období, což je klíčové pro prevenci zranění a zlepšení držení těla.

Je zřejmé, že oba cviky mají své místo v tréninkovém režimu a nabízejí různé přínosy. Sklapovačky mohou být výhodné pro ty, kteří hledají intenzivní zatížení a posílení břišních svalů, zatímco plank je ideální pro rozvoj svalové vytrvalosti a funkční síly. Tyto poznatky mohou být cenné pro trenéry a sportovce při plánování tréninkových programů, kde je kladen důraz na různé aspekty fyzické kondice a cílí se na rozvoj specifických svalových skupin.

Zmiňované výsledky, zaznamenané v tabulce 23, poskytují důležitý přehled o tom, které cviky mohou efektivně cílit na konkrétní svalové skupiny, a mohou být využity k optimalizaci tréninkových strategií.

Tabulka 23: Průměrná procentuální hodnota všech subjektů

Průměr všech	Levé břicho	Pravé břicho
Sklapovačky	57,29 %	61,05 %
Plank	30,41 %	31,44 %

Zdroj: Vlastní zpracování

3.8.3 Pravý bicepsový a tricepsový sval

Při pohledu na průměrné výsledky zapojení pravého bicepsového a tricepsového svalu se odhaluje jasný kontrast mezi různými typy cvičení. Kliky ukazují poměrně vyrovnané zapojení obou svalů, s 44,98 % pro bicepsy a výraznějším zapojením tricepsů na 63,22 %. Tento rozdíl může být přičítán charakteristice kliků, která zahrnuje rozsáhlé rozpětí pohybu a dynamickou koordinaci mezi flexí a extenzí v ramenním kloubu, což podporuje simultánní práci obou svalů.

Na druhé straně zdvihy kettlebellem představují zajímavý obrázek s vysokou průměrnou hodnotou zapojení bicepsového svalu na 62,27 %, zatímco tricepsové svaly jsou výrazně méně

zapojené s hodnotou pouhých 9,24 %. Tento výrazný rozdíl je pravděpodobně odrazem specifčnosti cvičení zdvihů kettlebellem, které primárně cílí na bicepsové svaly při flekčních pohybech, zatímco tricepsy jsou méně stimulované.

Tato data, zaznamenaná v tabulce 24, mohou být klíčová pro tréninkové plány, které mají za cíl selektivně posilovat bicepsy nebo tricepsy. Například, osoby hledající zvýšit objem a sílu bicepsového svalu by mohly preferovat zdvihy kettlebellem, zatímco ti, kteří chtějí rozvíjet tricepsové svaly, by mohli zvolit cvičení zaměřená na práci s větším rozsahem pohybu a zapojením více svalových skupin, jako jsou kliky. Tyto průměrné hodnoty tak nabízejí praktickou orientaci pro optimalizaci tréninkové efektivity a mohou pomoci při nastavování individuálních tréninkových strategií.

Tabulka 24: Průměrná procentuální hodnota všech subjektů

Průměr všech	Pravý biceps	Pravý triceps
Kliky	44,98 %	63,22 %
Zdvihy kettlebellem	62,27 %	9,24 %

Zdroj: Vlastní zpracování

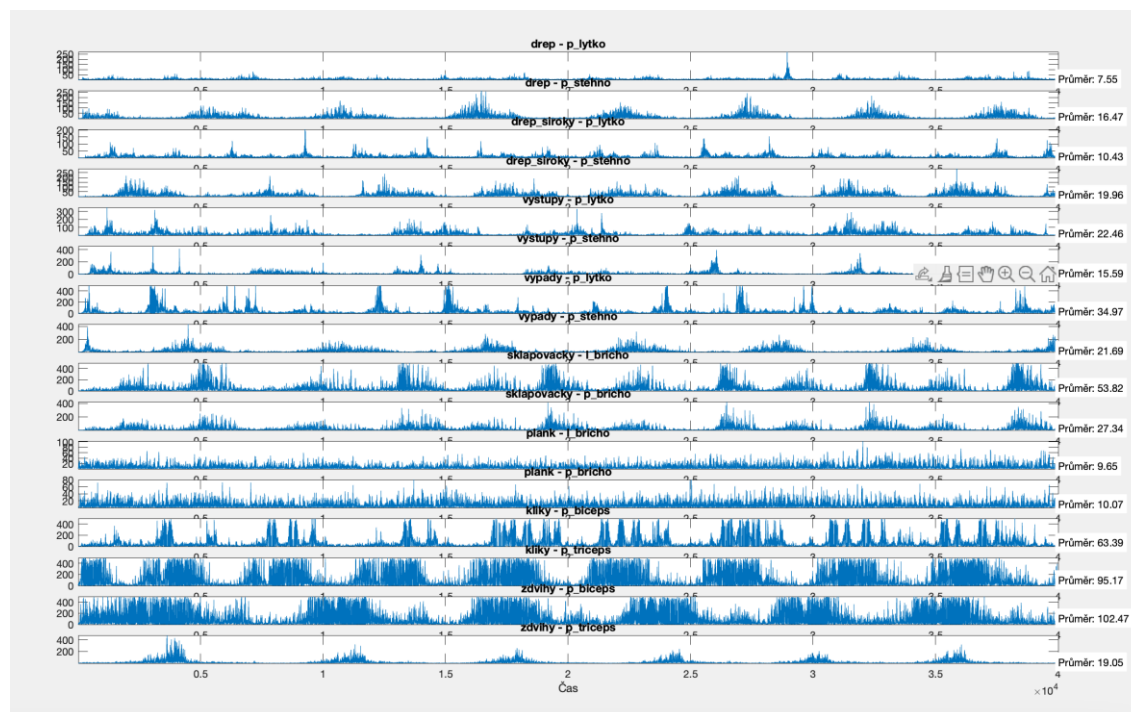
4 Vizualizace výsledků

V rámci vizualizace dat byl vytvořen skript v prostředí MATLAB, který slouží ke grafickému zobrazení svalové aktivity pro jednotlivé cviky vybraného subjektu. Jak je vidět na obrázku 11, vizualizace poskytuje přehledné rozdělení grafů podle svalů a provedených cviků. Každý graf reprezentuje aktivitu konkrétního svalu během specifického cviku a je opatřen průměrnými hodnotami aktivit, což umožňuje rychlou orientaci v míře zapojení svalů.

Vizualizace takto poskytuje důležitý pohled do naměřených dat a umožňuje intuitivní interpretaci výsledků. Díky detailnímu zobrazení jednotlivých signálů mohou být identifikovány specifické vzorce aktivit, které mohou napomoci lepšímu porozumění zapojení svalů.

Vytvořený skript představuje významný nástroj pro analýzu svalové aktivity, který může být použit jak v laboratorních podmínkách, tak při prezentacích pro širokou veřejnost, například během dní otevřených dveří VŠPJ nebo v rámci testování sportovců. Tento přístup umožňuje nejen akademickým pracovníkům a studentům, ale i sportovním trenérům a terapeutům lépe porozumět dynamice svalové aktivity a případně ji optimalizovat pro zvýšení výkonu nebo prevenci zranění.

Obrázek 11 demonstruje schopnost skriptu zobrazit data v rozlišené a čitelné formě, kde každý graf reprezentuje jedinečnou kombinaci cviku a svalu. Výsledná vizualizace je klíčovou součástí analýzy, neboť poskytuje jak kvalitativní, tak kvantitativní údaje o svalové aktivitě. To přináší možnost hlubšího vhledu do biomechaniky pohybu a efektivity jednotlivých cviků.



Obrázek 14: Vizualizace dat jednoho subjektu

Zdroj: Vlastní zpracování

Závěr

V bakalářské práci byla provedena detailní analýza svalové aktivity a kinematiky pohybu během různých posilovacích cviků s využitím systémů Qualisys a EMG Delsys. Byly odhaleny významné rozdíly v zapojení specifických svalů při různých variantách dřepů, výpadů, sklapovaček, plank, kliků a výstupů na balanční podložku. Zjištění ukázala, že širší postoj při dřepu efektivněji zapojuje svaly stehna, zatímco úzký postoj cílí na kvadricepsy. Zároveň byly potvrzeny hypotézy o rozdílné míře zapojení svalů v závislosti na variantě cviku, což přispívá k lepšímu porozumění biomechanice pohybu a poskytuje důležité informace pro tvorbu efektivních tréninkových programů.

Nicméně je důležité podotknout, že při využití technologie EMG a pohybové analýzy mohou vznikat artefakty, které ovlivňují kvalitu a interpretaci naměřených dat. Tato zkreslení mohou být ovlivněna řadou faktorů, jako je například váha subjektu, ochlupení, nebo pohyb kůže, který se liší napříč různými oblastmi těla. Zvláště při porovnání zapojení břišních a stehenních svalů může dojít k rozdílnému zkreslení v důsledku rozdílného pohybu kůže v těchto oblastech. Výsledky také poukázaly na možná nepravdivá zjištění v procentuálním zapojení svalů, kdy byla maximální kontrakce svalů uvažována pouze na základě cviků prováděných na jednu nohu, což není vždy přesně reprezentativní pro funkční aktivitu svalů. Tento nedostatek by bylo možné překonat prováděním cviků na obě nohy, což by zajistilo vyváženější měření a redukci potenciálních artefaktů.

Výsledky tedy nabízí užitečný vhled do efektivity různých cviků, ale současně zdůrazňují nutnost kritického přístupu k interpretaci dat, zejména s ohledem na potenciální artefakty a limity měření. Navzdory těmto omezením přináší práce pohled na možnosti využití pokročilých technologií v analýze pohybu a svalové aktivity, přičemž výsledky studie slouží jako cenný zdroj pro trenéry, fyzioterapeuty a sportovce hledající cesty ke zlepšení tréninkových metod.

Kapitola 4 bakalářské práce, vizualizace dat, představuje obrázek 11 jako klíčovou součást sdílení zjištění studie. Tato kapitola byla věnována metodám vizualizace, které umožňují názorně prezentovat zjištěné rozdíly v svalové aktivitě, a to jak v rámci vzdělávacích aktivit, tak při testování sportovců nebo na dni otevřených dveří VŠPJ. Tento přístup k vizualizaci podporuje hlubší porozumění a interpretaci dat, což je nezbytné pro další aplikaci výsledků ve sportovní a rehabilitační praxi.

Celkově lze konstatovat, že tato práce přináší hodnotné informace pro návrh tréninkových programů, s ohledem na specifické svalové skupiny a jejich nejúčinnější rozvoj, a zároveň zdůrazňuje význam komplexního přístupu k analýze a vizualizaci dat. Práce tak otevírá nové cesty pro optimalizaci tréninků a prevenci zranění, a přispívá k širšímu vědeckému a praktickému porozumění významu kinematiky a svalové aktivity při posilovacích cvičeních.

Seznam použité literatury

- 7 Best Bodyweight Squat Variations (with Pictures!). In: LUNA, Debbie. INSPIRE US [online]. 2023 [cit. 2024-03-23]. Dostupné z: <https://www.inspireusafoundation.org/bodyweight-squat-variations/>
- 7 Best Sit Up Alternatives (With Pictures!). In: LUNA, Debbie. INSPIRE US [online]. 2023 [cit. 2024-03-23]. Dostupné z: <https://www.inspireusafoundation.org/sit-up-alternatives/>
- ADRIAN, E.D. (1950). The Basis of Sensation: The Action of the Sense Organs. New York: W.W. Norton & Company. [cit. 2024-02-23].
- Avdan, Goksu & Onal, Sinan & Smith, Bryan. (2022). Maximum voluntary contraction (MVC) techniques to normalize lower limb muscle groups in young healthy subjects. [cit. 2024-03-29].
- BAECHLE, T.R.; EARLE, R.W. (2008). Essentials of Strength Training and Conditioning. Human Kinetics. [cit. 2024-03-29].
- BEHM, D.G. et al. (2010). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. Journal of Strength and Conditioning Research. [cit. 2024-03-20].
- BERGER, H. (1929). Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten, 87(1), 527-570. [cit. 2024-02-23].
- BLOOMQUIST, K.; LANGBERG, H.; KARLSEN, S.; MADSGAARD, S.; BOESEN, M.; RAASTAD, T. (2013). Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. European Journal of Applied Physiology. [cit. 2024-03-20].
- BRIDGER, R.S. (2009). Introduction to Ergonomics. 3rd ed. London: Taylor & Francis. [cit. 2024-03-29].
- CALDWELL, C. et al. (2013). Introduction to Biomechanical Analysis. John Wiley & Sons. [cit. 2024-03-11].
- CARTER, D.R.; BEAUPRÉ, G.S. (2001). Skeletal Function and Form: Mechanobiology of Skeletal Development, Aging, and Regeneration. Cambridge: Cambridge University Press. [cit. 2024-03-29].
- CLARK, D.R.; LAMBERT, M.I.; HUNTER, A.M. (2010). Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. Journal of Strength and Conditioning Research. [cit. 2024-03-20].
- CONTRERAS, B. (2013). The Glute Guy's Secrets: The Science of the Squat. Strength & Conditioning Journal. [cit. 2024-03-20].
- Cvik pro zlepšení běžeckého projevu – plank (prkno). In: Babos-sports [online]. 2020 [cit. 2024-03-23]. Dostupné z: <https://www.babos-sports.cz/bezecka-rubrika-vse-co-se-tyka-behu-2/cvik-pro-zlepseni-bezeckeho-projevu-plank--prkno-/>
- ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-716-9970-5. [cit. 2024-01-23].

- DE LUCA, C. J. & ERIM, Z. (1994). Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends In Neurosciences*, 17(7): 299-305, [cit. 2024-03-01]. Dostupné online: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cmedm&an=7524216&scope=sit>
e
- DE LUCA, Carlo J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 13(2), 135-163 [cit. 2024-01-5]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.13.2.135
- Elektromyografie – Fakulta tělesné výchovy. [online]. Copyright © 2019 Fakulta tělesné výchovy [cit. 30.12.2023]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1512.html>
- ENOKA, R. M. (2008). *Neuromechanics of Human Movement*. 4. vydání. Boulder, USA: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6679-2. [cit. 2024-01-27].
- ERDAČ, Deniz & YAVUZ, Hasan. (2020). Evaluation of Muscle Activities During Different Squat Variations Using Electromyography Signals. 10.1007/978-3-030-35249-3_114. [cit. 2024-02-14].
- ESCAMILLA, R. F. (2006). Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(5), 308-319. [cit. 2024-03-26].
- ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; LANDER, J.E.; BARRENTINE, S.W.; ANDREWS, J.R.; BERGEMANN, B.W.; MOORMAN, C.T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. [cit. 2024-03-20].
- FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R.M. (2014). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495. [cit. 2024-03-23].
- FARRAR, R.E.; MAYHEW, J.L.; KOCH, A.J. (2010). Oxygen cost of kettlebell swings. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(4), 1034-1036. [cit. 2024-03-20].
- FLORIMOND, V. (2010). *Basics of Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics*. Thought Technology Ltd – SEMG Applied to Physical Rehabilitation & Biomechanics, 6-47. [cit. 2024-03-23].
- FUNG, Y.C. (1993). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 2nd ed. New York: Springer-Verlag. [cit. 2024-03-27].
- GRANACHER, U. et al. (2011). Effects of balance training on postural sway, leg extensor strength, and jumping height in adolescents. *Research in Sports Medicine*. [cit. 2024-03-20].
- GUYTON, A.C.; HALL, J.E. (2016). *Textbook of Medical Physiology*. 13th ed. Elsevier. [cit. 2024-02-23].
- Gymbox. (n.d.). Kettlebell Exercise for the Biceps with the Smashbell. Dostupné z: <https://gymbox.de/en/kettlebell-exercise-biceps-one-arm/>. [cit. 2024-03-23].
- HALL, S.J. (2015). *Basic Biomechanics*. 7th ed. New York: McGraw-Hill. [cit. 2024-03-23].
- HALL, S.J. (2015). *Biomechanics of Human Movement*. New York: Wiley. [cit. 2024-03-23].

- HAMILL, J. & KNU (2014). Biomechanical Basis of Human Movement. 4th ed. Human Kinetics. [cit. 2024-01-23].
- HASSAN, M. et al. (2021). Application of MATLAB in the Analysis of Electromyography Data. Journal of Electromyography Research. [cit. 2024-03-18].
- HAYES, M.H.; LOUDON, G.H. (2010). Schaum's Outline of Digital Signal Processing. 2nd ed. McGraw-Hill. ISBN 0071635092. [cit. 2024-02-16].
- HERMENS, H. J. et al. (2000). European Recommendations for Surface Electromyography. Roessingh Research and Development. [cit. 2024-03-18].
- HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. [cit. 2024-03-18].
- HIBBELER, R.C. (2016). Dynamics: Engineering Mechanics. New York: Pearson. [cit. 2024-03-11].
- JAY, K.; FRISCH, D.; HANSEN, K.; ZEBIS, M.K.; ANDERSEN, C.H.; MORTENSEN, O.S.; ANDERSEN, L.L. (2011). Kettlebell training for musculoskeletal and cardiovascular health: A randomized controlled trial. Scandinavian Journal of Work, Environment & Health, 37(3), 196-203. [cit. 2024-03-20].
- KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M.; SIEGELBAUM, S.A.; HUDSPETH, A.J.; MACK, S. (2000). Principles of Neural Science. McGraw-Hill Education. [cit. 2024-03-29].
- KEELE, S. (2013). Methodology of Biomechanics Research. Springer. [cit. 2024-03-09].
- KIBELE, A.; BEHM, D.G. (2009). Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. European Journal of Applied Physiology. [cit. 2024-03-20].
- KISNER, C.; COLBY, L.A. (2012). Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques. 6th ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company. [cit. 2024-03-29].
- KONRAD, P. (2005). The ABC of EMG. Noraxon USA Inc. [cit. 2024-01-21].
- KRAEMER, W. J. (2002). Strength training basics: Designing workouts to meet patients' goals. Physician and Sportsmedicine, 30(8), 39-44. [cit. 2024-03-26].
- KRÁL, Jiří. (2017). Fitness s Evou Samkovou: účinnost cviků podle EMG. Praha: Grada Publishing. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-5557-1. [cit. 2024-01-10].
- KROBOT, Alois & KOLÁŘOVÁ, Barbora. (2011). Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024427621. [cit. 2024-01-23].
- LATASH, M. D. (2008). Neurophysiological Basis of Movement. 2. vydání. Pennsylvania, USA: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-0. [cit. 2024-01-23].
- LEHMAN, G. J. (2006). The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. Journal of Strength and Conditioning Research, 20(3), 587-591. [cit. 2024-03-26].
- Lunges: Benefits, Muscles Worked, and More. In: LUNA, Debbie. *INSPIRE US* [online]. 2023 [cit. 2024-03-23]. Dostupné z: <https://www.inspireusafoundation.org/lunges/>

- LYONS, R. G. Understanding Digital Signal Processing. 3rd ed. Prentice Hall, 2011. ISBN 0137027419. [cit. 2024-01-15].
- MACHOVCOVÁ, Michaela. (2023). Laboratoře Katedry technických studií. Online. VŠPJ | Jediná veřejná vysoká škola v Kraji Vysočina. Dostupné z: <https://kts.vspj.cz/uvod/o-katedre/laboratore>. [cit. 2024-01-07].
- MARIEB, E.N.; HOEHN, K. (2019). Human Anatomy & Physiology. 11th ed. Pearson. [cit. 2024-04-01].
- MathWorks. (n.d.). Signal Processing Toolbox. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/products/signal.html>. [cit. 2024-03-18].
- MCGILL, S.M. (2007). Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation. Human Kinetics. [cit. 2024-03-20].
- MCGINNIS, P. M. (2013). Biomechanics of Sport and Exercise. 3rd ed. Human Kinetics. [cit. 2024-01-23].
- MCLEAN, S.G.; LIPFERT, S.W.; VAN DEN BOGERT, A.J. (2003). Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. Medicine and Science in Sports and Exercise. [cit. 2024-02-07].
- MERLETTI, R.; PARKER, P.A. (2004). Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. IEEE Press. [cit. 2024-03-18].
- MORESIDE, Janice M.; VERA-GARCIA, Francisco J.; MCGILL, Stuart M. (2007). Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. Physical Therapy, 87(2), 153-163. [cit. 2024-03-29].
- MUROŇOVÁ, M. (2009). Elektromyografie – EMG. Sestra, 19(2), s. 37. ISSN 1210–0404. [cit. 2024-01-07].
- NETO, W.K. et al. (2019). Gluteus Maximus Activation during Common Strength and Hypertrophy Exercises: A Systematic Review. Journal of Sports Science & Medicine. [cit. 2024-03-20].
- NIEMELÄ, P. et al. (2011). Ethical Aspects in Biomechanics Research. Journal of Applied Biomechanics. [cit. 2024-03-23].
- NIGG, B.M. (2010). Biomechanics of Sport Shoes. Calgary: Toplevel Printing. [cit. 2024-03-29].
- NIGG, B.M.; HERZOG, W. (2007). Biomechanics of the Musculo-skeletal System. 3rd ed. Chichester: John Wiley & Sons. [cit. 2024-03-04].
- OKUBO, Y., OSUKA, Y., JUNG, S., et al. (2010). Kinematic analysis of the human body during sit-to-stand in healthy young adults. Journal of Physical Therapy Science, 22(3), 275-281. [cit. 2024-01-04].
- PALMEOVÁ, Kristýna. Měření EMG signálů na horních končetinách. Online, bakalářská práce. 2020-09-08T02:20:56Z. Dostupné z: <https://dspace.tul.cz/handle/15240/157492>. [cit. 2024-01-06].

- PAOLI, A.; MARCOLIN, G.; PETRONE, N. (2009). The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. *Journal of Strength and Conditioning Research*. [cit. 2024-03-20].
- PENHAKER, M. a kol.: Lékařské diagnostické přístroje – učební texty. VŠB TU Ostrava, Ostrava, 2004. [cit. 2024-02-14].
- PURVES, D., AUGUSTINE, G.J., FITZPATRICK, D., HALL, W.C., LaMANTIA, A.-S., MOONEY, R.D., & WHITE, L.E. (2018). *Neuroscience* (6th ed.). Sinauer Associates. [cit. 2024-04-01].
- Push Ups: Benefits, Muscles Worked, and More. Online. In: LUNA, Debbie. INSPIRE US. 2023. Dostupné z: <https://www.inspireusafoundation.org/push-ups/>. [cit. 2024-03-23].
- QUALISYS. Qualisys Track Manager. [online]. 2018 [cit. 14.03.2023]. Dostupné z: <https://www.qualisys.com/software/qualisys-track-manager/>
- RASSIER, D.E. (2017). The mechanisms of muscle contraction: Bridging the gap between single fibre and muscle level studies. *Experimental Physiology*, 102(12), 1513-1520. <https://doi.org/10.1113/EP086269>. [cit. 2024-04-01].
- RASSIER, D.E., MacINTOSH, B.R., & HERZOG, W. (2018). *The Muscle and Neuromuscular Junction: Structural and Functional Plasticity in Health and Disease*. New York: Springer. [cit. 2024-04-01].
- REAZ, M. B. I., M. S. HUSSAIN a F. MOHD-YASIN. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* [online]. 2006, 8(1), 11-35 [cit. 2024-01-04]. DOI: 10.1251/bpo115. ISSN 1480–9222. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1251/bpo115>.
- REICHL, Jaroslav & VŠETIČKA, Martin. (2006). Úvod do kinematiky. *Encyklopedie fyziky*. [Online] 2006-2009. [cit. 2024-01-05].] <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/3-uvod-do-kinematiky>.
- RICHARDS, J. (2008). *Biomechanics in Clinic and Research*. Churchill Livingstone. [cit. 2024-03-29].
- ROBERTSON, D.G.E.; CALDWELL, G.E. (2013). *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics. [cit. 2024-03-20].
- SERWAY, R.A.; JEWETT, J.W. (2016). *Physics for Scientists & Engineers with Modern Physics*. 9th ed. Boston: Cengage Learning. [cit. 2024-02-11].
- SCHACHE, A.G.; BENSON, A.C.; WALLACE, D.A.; et al. (2011). Biomechanical analysis of the sprint and hurdles events at the 2009 IAAF World Championships in Athletics. *Journal of Sports Sciences*, 29(15), 1605-1615. [cit. 2024-03-23].
- SCHLOGL, A. et al. (2020). BioSig: A Software Library for Processing of Biomedical Signals. *Journal of Bioinformatics and Computational Biology*. [cit. 2024-02-03].
- SCHOENFELD, B.J. (2010). The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2857-2872. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e840f3>. [cit. 2024-04-01].

- SMITH, J. et al. (2019). Evaluating OpenSignal as an Alternative to MATLAB for Signal Processing. *International Journal of Open Source Software and Processes*. [cit. 2024-03-18].
- SMITH, L.; LOSLEVER, P. (2012). *Biomechanics in Ergonomics*. Taylor & Francis Group. [cit. 2024-01-26].
- SMITH, M.J.T. (2003). *Digital Signal Processing: A Practical Guide for Engineers and Scientists*. Newnes. ISBN 075067444X. [cit. 2024-02-26].
- Sousa, Andreia & Tavares, Joao. (2012). Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review. [cit. 2024-03-29].
- SWENSON, R. (2006). *Review of Clinical and Functional Neuroscience*. Dartmouth Medical School. [cit. 2024-03-23].
- SWINTON, P.A.; LLOYD, R.; KEOGH, J.W.L.; AGOURIS, I.; STEWART, A.D. (2012). A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*. [cit. 2024-03-20].
- The MathWorks Logo is an Eigenfunction of the Wave Equation*. Online. In: MOLER, Cleve. MathWorks. 2003. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/company/technical-articles/the-mathworks-logo-is-an-eigenfunction-of-the-wave-equation.html>. [cit. 2024-03-22].
- TIDBALL, J.G. (2011). Mechanisms of muscle injury, repair, and regeneration. *Comprehensive Physiology*, 1(4), 2029–2062. [cit. 2024-04-01].
- VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 8072548379. [cit. 2024-03-23].
- WALKER, Cheryl. *TOP 10 BOSU BALL EXERCISES FOR A HOME WORKOUT GLOW UP*. Online. In: Brains and Bods. 2021. Dostupné z: <https://www.brainsandbods.com/blog/10-best-bosu-ball-balance-exercises>. [cit. 2024-03-23].
- WIDMAIER, E.P.; RAFF, H.; STRANG, K.T. (2018). *Vander's Human Physiology: The Mechanisms of Body Function*. 14th ed. McGraw-Hill Education. [cit. 2024-03-23].
- WINTER, D.A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. Hoboken: John Wiley & Sons. [cit. 2024-03-23].
- ZATSIORSKY, V.M.; PRILUTSKY, B.I. (2012). *Biomechanics of Skeletal Muscles*. Champaign: Human Kinetics. [cit. 2024-03-23].